



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO**  
Departamento de Engenharia Mecânica  
DEM/POLI/UFRJ



RECONSTRUÇÃO DA CINEMÁTICA DA MÃO EM PACIENTES COM  
HANSENÍASE

Jéssica de Abreu

PROJETO FINAL SUBMETIDO AO CORPO DOCENTE DO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE ENGENHEIRO MECÂNICO.

Aprovado por:

---

Prof. Fernando Augusto de Noronha Castro Pinto, Dr.-Ing.

---

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

---

Prof. Daniel Alves Castello, D.Sc.

---

Prof. Fernando Alves Rochinha, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL  
AGOSTO DE 2013

# Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Prof. Luciano Menegaldo, pela oportunidade de fazer parte de um projeto tão diferenciado, pela confiança, e por todo o seu suporte não apenas neste trabalho, mas tendo em vista o futuro da minha formação.

Ao Prof. Fernando Castro Pinto, pela orientação que vai muito além deste projeto, pelas experiências partilhadas e pela oportunidade de fazer um intercâmbio que expandiu meus horizontes pessoais e profissionais.

À Profa. Ana Paula Fontana e sua equipe, de onde a idéia inicial para este projeto surgiu, agradeço pelo incentivo e pelo suporte ao longo de todas as etapas envolvidas.

À Profa. Liliam Oliveira e à equipe do LAMFE, por me mostrarem a importância de uma abordagem multi disciplinar e me ensinarem os conhecimentos básicos de fisiologia.

Um agradecimento especial a Gustavo Leporace, do programa de engenharia biomédica da COPPE, por suas contribuições e pela ajuda no contato inicial com o software de cinemetria.

Aos amigos e parentes que, muito solícitamente, gastaram horas de seus dias na fase de coletas deste projeto. Um agradecimento especial à Raquel Araújo e Graciele Tanaka, minhas companheiras de moradia, pelos momentos de descontração e pela paciência em ler diversas vezes as linhas deste texto.

Ao meu namorado, Yargo Altmann, por seu carinho, compreensão e suporte.

Por fim, agradeço à minha família, sem a qual nada disso seria possível. Devo agradecer em especial ao meu irmão, Pedro Abreu, por cuidar de mim e ao meu pai, por seu exemplo de determinação e integridade e por seu apoio incondicional.

# Índice do Texto

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Objetivos	1
<b>2</b>	<b>Pesquisa bibliográfica</b>	<b>3</b>
2.1	Sistemas de referência	3
2.1.1	Referência do pulso	4
2.1.2	Sistema de referência do rádio e da ulna	5
2.1.3	Sistema de referência dos ossos do carpo	6
2.1.4	Sistema de referência dos ossos do metacarpo e falangeanos	6
2.1.5	Sistemas de coordenadas articulares e descrição do movimento	6
2.2	Modelagem cinemática	8
2.3	Cálculo de ângulos articulares e outras variáveis cinemáticas	10
2.4	Métodos de reconstrução da cinemática em tempo real	10
2.5	Protocolos de marcação	12
<b>3</b>	<b>Montagem experimental</b>	<b>14</b>
3.1	Apresentação do sistema de cinemática	14
3.1.1	Calibração do volume de controle	14
3.1.2	Captura do movimento, rotulagem de marcadores e extração de variáveis de interesse	17
3.2	Protocolo de marcação e posicionamento das câmeras	18
3.3	Procedimento geral de captura	20
<b>4</b>	<b>Modelagem cinemática e simplificações adotadas</b>	<b>23</b>
4.1	Posicionamento dos eixos de referência articulares	24
4.1.1	Métodos numéricos para estimativa dos centros articulares	24
4.1.2	Métodos baseados em parâmetros anatômicos	27
4.2	Orientação dos eixos de referência articulares	27
4.3	Cálculo dos ângulos articulares	28
<b>5</b>	<b>Tratamento dos dados e cálculo das variáveis cinemáticas</b>	<b>30</b>
5.1	Modelo de conectividade e ajuste de trajetórias usando BTS Smart Tracker	30
5.2	Cálculo de variáveis cinemáticas usando BTS Smart Analyser	35
5.3	Processamento dos dados de ângulos articulares usando MATLAB	44
<b>6</b>	<b>Resultados e discussão</b>	<b>49</b>
6.1	Postura estática	51

6.2	Movimentos de Flexão e extensão . . . . .	52
6.3	Movimento de pinça . . . . .	61
<b>7</b>	<b>Conclusão . . . . .</b>	<b>69</b>
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>71</b>
	<b>Apêndices . . . . .</b>	<b>73</b>
<b>A</b>	<b>Códigos em MATLAB . . . . .</b>	<b>74</b>
<b>B</b>	<b>Algoritmos feitos no BTS Smart Analyser . . . . .</b>	<b>79</b>

# Índice de Figuras

Figura 1 – Anatomia da mão (CANBLER, 2013). . . . .	4
Figura 2 – Movimentos do pulso (DIGITAL RESOURCE FOUNDATION, 2013). A)Entensão. B)Flexão. C)Desvio radial. D) Desvio Ulnar. . . . .	5
Figura 3 – Sistemas de referência do rádio e da ulna (WU et al., 2005). . . . .	5
Figura 4 – Sistema de referência dos ossos do metacarpo para a mão direita (WU et al., 2005) . Vista lateral. . . . .	6
Figura 5 – Pronação e supinação do antebraço (MEDICAL DICTIONARY, 2013). . . . .	8
Figura 6 – Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) e (c) propostos por CERVERI <i>et al.</i> (2007) . . . . .	9
Figura 7 – Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) propostos por FU; SANTELLO (2010) . . . . .	9
Figura 8 – Modelo cinemático proposto por LEE; KUNII (1995) . . . . .	9
Figura 9 – Exemplo de Data glove (FRÖHLICH, 2013). . . . .	11
Figura 10 – Exemplo de marker set que usa posicionamento entre as articulações (SU et al., 2005). . . . .	12
Figura 11 – (a) Posição do plano definido no pulso com relação à palma da mão. (b) Relação entre deslocamento do marcador ao redor do centro de giro e ângulo de flexão/extensão articular (FU; SANTELLO, 2010). . . . .	12
Figura 12 – Esquerda: câmera posicionada sobre tripés, a placa azul emite radiação infravermelha. Direita: aparato de regulagem de angulação visto em detalhe. . . . .	15
Figura 13 – Esquema representativo da estação de captura (BTS, 2008). . . . .	15
Figura 14 – Tríade ortogonal usada para referência no BTS (BTS, 2008). Os eixos X, Y, Z têm, respectivamente, 4, 3 e 2 marcadores. . . . .	16
Figura 15 – Tela com um resultado típico de avaliação da calibração (BTS, 2008). (1) Representa o erro médio e o desvio padrão na calibração dinâmica entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software. (2) Representa o erro médio e o desvio padrão entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software rebatidas no plano de cada câmera. . . . .	17
Figura 16 – Protocolo de marcação. Marcadores de 10 mm de diâmetro definem o plano de seção do pulso. Os marcadores restantes têm 4 mm de diâmetro, exceto o da articulação trapezio-metacarpiana, com 6 mm. . . . .	18
Figura 17 – Movimento de flexão (a) e extensão (b) em posição neutra. . . . .	19

Figura 18 – Movimento de flexão e extensão em pronação. . . . .	19
Figura 19 – Posicionamento das câmeras para captura de flexão e extensão dos dedos em pronação e na posição neutra. . . . .	20
Figura 20 – Movimento de pinça. . . . .	20
Figura 21 – Posicionamento das câmeras para captura dos movimentos de flexão e extensão em posição neutra e de pinça. . . . .	21
Figura 22 – Medições para estimativa dos centros e eixos de giro articulares. . . . .	21
Figura 23 – Modelo cinemático da mão, com 27 GdL. . . . .	23
Figura 24 – Relação geométrica entre a posição dos marcadores e os centros de rotação proposta por Zhang <i>et al.</i> (2003). Os vetores $L_k^i(t)$ entre os centros de rotação e os vetores $d_k^i(t)$ entre os marcadores e centros de rotação permanecem constantes em módulo durante o movimento. Os vetores $l_k^i(t)$ entre os marcadores variam em módulo e orientação, sendo o ângulo $\theta_k^i$ entre os segmentos definidos pelos marcadores relacionado ao ângulo $\alpha_k^i$ de orientação entre o marcador $M_k^i$ e o segmento $L_k^i$ . . . . .	25
Figura 25 – Esquema adotado por Gamage <i>et al.</i> (2002) para estimativa dos centros/eixos de rotação articulares. (a) Modelo para uma articulação esférica, $r^p$ é considerado constante. (b) Modelo adotado para uma articulação de dobradiça. . . . .	26
Figura 26 – Esquema representativo do cálculo de centros articulares conhecendo-se as profundidades articulares. . . . .	27
Figura 27 – Orientação adotada no trabalho. . . . .	28
Figura 28 – Representação esquemática da sequência de rotações (CHOCRON, 2000). . . . .	29
Figura 29 – Trajetórias dos marcadores reconstruída no BTS Smart Tracker. . . . .	30
Figura 30 – Modelo de conectividade adotado no trabalho. . . . .	31
Figura 31 – Esquerda: marcadores conectados no início do movimento de acordo com modelo. Direita: erro de conexão de marcadores. . . . .	32
Figura 32 – Coordenadas de PIP2, PIP3, PIP4 e da trajetória não rotulada 25. A seta mostra o momento em que as trajetórias são confundidas. . . . .	33
Figura 33 – Secção das trajetórias de PIP2, 3, e 4. Os pontos de descontinuidade são removidos. Os rótulos [0] e [1] correspondem às posições da trajetória desassociadas dos rótulos. . . . .	33
Figura 34 – Resultado final após associação das trilhas processadas aos rótulos corretos. . . . .	34
Figura 35 – A seta mostra um trecho com erros de reconstrução da trajetória de P1. . . . .	35
Figura 36 – Ambiente para criação de rotinas ativado pelo comando “New Protocol”. . . . .	36

Figura 37 – Relações geométricas e funcionais usadas por Cerveri <i>et al.</i> (2005) para estimativa da posição de marcadores. . . . .	37
Figura 38 – Protocolo criado para avaliação dos movimentos de flexão/extensão. O primeiro passo é interpolar os gaps em todas as trajetórias por splines cúbicas. Em seguida, as trajetórias passam por um filtro passa baixa Butterworth. . . . .	38
Figura 39 – Sinal bruto de um marcador. . . . .	38
Figura 40 – Trajetória de P3 antes e após o processamento com o filtro Butterworth. . . . .	39
Figura 41 – Sistema de referência definido para estimativa do centro articular com o centro estimado. . . . .	40
Figura 42 – Sistema de referência definido para estimativa do centro articular em MCP3 e centro estimado. . . . .	41
Figura 43 – Sistema de referência definido para MCP 2, 3, 4 e 5 com os respectivos centros articulares. . . . .	41
Figura 44 – Sistemas de referência definidos para MCP 1, 2, 3, 4 e 5 com os respectivos centros articulares. . . . .	42
Figura 45 – Sistemas de referências definido para cálculo dos centros articulares das articulações interfalangeanas proximais e interfalangeana do polegar, com os respectivos centros. . . . .	42
Figura 46 – Sistemas de referência definidos para cálculo dos centros articulares das articulações interfalangeanas distais, com os respectivos centros. . . . .	43
Figura 47 – Sistemas de referência definidos para orientação dos segmentos ósseos distais, com os respectivos centros de orientação. . . . .	43
Figura 48 – Sistemas de referência finais, posicionados nos centros articulares estimados. . . . .	44
Figura 49 – Etapas envolvidas no processamento dos dados em MATLAB. . . . .	45
Figura 50 – Dados pré-processados do ângulo de flexão de DIP2. O intervalo antes e após o início do movimento é retirado. . . . .	46
Figura 51 – Dados normalizados de 7 sujeitos normais do ângulo de flexão de DIP2. . . . .	47
Figura 52 – Curva média e desvio padrão para o ângulo de flexão de DIP2. . . . .	48
Figura 53 – Deslocamento da pele ao redor das articulações metacarpofalangeanas durante a flexão. . . . .	50
Figura 54 – (a) Postura estática no caso patológico. (b) Postura estática de voluntária normal. . . . .	51
Figura 55 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	53
Figura 56 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	54

Figura 57 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	55
Figura 58 – Ângulo de flexão de MCP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	55
Figura 59 – Ângulo de flexão de PIP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	56
Figura 60 – Ângulo de flexão de PIP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	57
Figura 61 – Ângulo de flexão de PIP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	58
Figura 62 – Ângulo de flexão de PIP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	58
Figura 63 – Ângulo de flexão de DIP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	59
Figura 64 – Ângulo de flexão de DIP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	60
Figura 65 – Ângulo de flexão de DIP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	60
Figura 66 – Ângulo de flexão de DIP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . . .	61
Figura 67 – Ângulo de adução/abdução de MCP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.	62
Figura 68 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	62
Figura 69 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	63
Figura 70 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	64
Figura 71 – Ângulo de flexão de MCP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	65
Figura 72 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	65
Figura 73 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	66
Figura 74 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	67
Figura 75 – Ângulo de flexão de PIP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	68
Figura 76 – Ângulo de flexão de PIP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais. . . .	68



Figura 77 – Definição das variáveis globais. . . . .	79
Figura 78 – Interpolação dos gaps e filtro com Butterworth de quarta ordem. . . .	79
Figura 79 – Definição dos vetores de referência. . . . .	80
Figura 80 – Definição dos sistemas de referência para definição dos centros articulares, parte 1. . . . .	80
Figura 81 – Definição dos sistemas de referência para definição dos centros articulares, parte 2. . . . .	81
Figura 82 – Definição dos centros articulares. . . . .	81
Figura 83 – Definição dos sistemas de referência finais e cálculo dos ângulos articulares. . . . .	82
Figura 84 – Interpolação dos gaps e filtro com Butterworth de quarta ordem. . . .	82
Figura 85 – Definição dos vetores de referência. . . . .	83
Figura 86 – Definição dos sistemas de referência para estimativa dos centros articulares. . . . .	83
Figura 87 – Estimativa dos centros articulares. . . . .	84
Figura 88 – Definição de vetores para posicionamento do sistema de referência final.	84
Figura 89 – Interpolação, filtro e estimativa do ponto para orientação dos segmentos distais. . . . .	85
Figura 90 – Interpolação, filtro, estimativa do centro articular e definição do sistema de referência final. . . . .	85
Figura 91 – Interpolação, filtro, estimativa do centro articular e definição do sistema de referência final. . . . .	86
Figura 92 – Interpolação, e filtro de trajetórias. . . . .	86
Figura 93 – Definição de vetores de referência. . . . .	87
Figura 94 – Cálculo de ângulos articulares unidimensionais. . . . .	87

## Índice de Tabelas

Tabela 1 – Convenção para a posição neutra do pulso . . . . .	4
Tabela 2 – Posição do sistema de referência do rádio . . . . .	5
Tabela 3 – Posição do sistema de referência da ulna . . . . .	6
Tabela 4 – Posição do sistema de referência dos ossos do metacarpo . . . . .	6
Tabela 5 – Sistema de coordenadas das articulações da mão . . . . .	7
Tabela 6 – Sistema de coordenadas da articulação radioulnar . . . . .	7
Tabela 7 – Orientação dos sistemas de referência articulares . . . . .	28
Tabela 8 – Siglas adotadas para nomenclatura das articulações . . . . .	32
Tabela 9 – Amplitudes articulares das articulações da mão (KAPANDJI, 2000) . . . . .	49
Tabela 10 – Amplitudes articulares obtidas no modelo para sujeitos normais . . . . .	50
Tabela 11 – Ângulos de flexão em postura estática . . . . .	52

# 1 Introdução

Uma questão importante relativa à reabilitação de distúrbios no movimento das mãos é a de medir variáveis tais como ângulos articulares, velocidades e acelerações durante o movimento. A reconstrução em tempo real de movimentos da mão e a extração de variáveis cinemáticas podem beneficiar áreas diversas, como traumatologia, biomecânica, neurofisiologia, entre outras. Tendo em vista doenças que comprometam a função motora, como paralisia cerebral, mal de Parkinson e Hanseníase, a medição da cinemática permite que se avalie a evolução do quadro patológico e a eficácia dos tratamentos adotados.

No caso particular da Hanseníase, um quadro bastante comum é o do movimento de “garra”, que ocorre devido ao lesionamento do nervo ulnar (CAVALCANTI, 2002). Este nervo é uma ramificação do plexo braquial e seu nome faz referência a ulna, osso do antebraço que é articulado ao cotovelo, que é onde o nervo pode ser mais facilmente apalpado. Por ser responsável pelas inervações do quarto e quinto dedos, uma lesão no nervo ulnar pode levar à hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas e à hiperflexão das interfalangeanas proximais, gerando o famoso padrão de “garra” presente na Hanseníase (DUERKSEN; VIRMOND, 1997).

O quadro pode ser revertido, parcialmente, através de uma cirurgia de transferência do tendão combinada à fisioterapia. Tendões flexores são transferidos, passando a atuar como extensores e compensando a hiperflexão (ANDERSON, 2006). A fisioterapia ajuda o paciente a se adaptar ao novo padrão de contração muscular. Não existe, porém, uma forma padronizada de avaliação dos resultados, o que dificulta inclusive a evolução dos métodos terapêuticos.

Essa é uma questão que vem assumindo cada vez mais importância nas pautas de saúde pública, já que a Hanseníase, embora extinta em boa parte do mundo, tem no Brasil números preocupantes. O país apresenta o segundo maior número de novos infectados a cada ano, com 30 mil em 2011, perdendo apenas para a Índia, com uma média de 150 mil infectados ao ano (MENDES, 2013). Sendo assim, há um foco crescente em políticas de contenção da doença, bem como em tratamentos que possam amenizar o quadro sintomático dos pacientes.

## 1.1 Objetivos

Este trabalho propõe uma metodologia de reconstrução quantitativa de movimentos da mão em tempo real. Rotinas computacionais para extração de variáveis cinemáticas

de interesse, como ângulos articulares, serão propostas e os resultados discutidos. O método será utilizado para quantificar a progressão do quadro clínico dos pacientes com Hanseníase, fazendo a comparação pré e pós-cirúrgica da transferência de tendão.

Futuramente, estes dados serão usados conjuntamente com softwares de simulação biomecânica para avaliar o comportamento mecânico resultante da cirurgia de transferência de tendão. O resultado esperado é um planejamento mais eficiente da intervenção cirúrgica, que se baseia, atualmente, em conhecimentos empíricos.

Entre as principais atividades relacionadas a esse projeto estão a adaptação do sistema de cinemática para a captura do movimento da mão normal e patológica, a proposição de um modelo cinemático simplificado da mão e a elaboração de rotinas de tratamento e extração dos dados de interesse.

## 2 Pesquisa bibliográfica

A análise de movimentos da mão tem sido o foco de diversos trabalhos nos últimos anos, com aplicações em campos bastante variados, como biomecânica, neurofisiologia, computação gráfica, entre outros. Os objetivos mais comuns parecem estar relacionados à reabilitação de funções motoras, incluindo tópicos como avaliação quantitativa de efeitos patológicos ou traumáticos no movimento, a investigação da eficácia de terapias de reabilitação e o planejamento cirúrgico (HOLZBAUR; MURRAY; DELP, 2005). Outros estudos, também relacionados à área de biomecânica, investigam a coordenação muscular em posturas e movimentos específicos (SU et al., 2005; DELP; GRIERSON; BUCHANAN, 1996) e os padrões de ativação muscular durante o movimento para aplicações em sistemas de controle (DELP et al., 2007). Há ainda focos totalmente diversos, como os trabalhos direcionados à simulação computacional (HOYET et al., 2012), usada amplamente nas indústrias de jogos e cinematográfica.

Para todas as aplicações, a precisão dos modelos cinemáticos e dinâmicos adotados representa um desafio que deve levar em conta tanto a precisão adequada ao problema quanto os esforços computacionais e de obtenção dos parâmetros envolvidos. Do ponto de vista da dinâmica, parâmetros como a geometria e forma de contato ósseos, a arquitetura de músculos e tendões e as propriedades mecânicas dos tecidos envolvidos têm influência considerável na resposta do modelo e variam significativamente entre os sujeitos (PANDY; ANDRIACCHI, 2010). Técnicas como a dissecação de cadáveres podem ser utilizadas para a estimativa de alguns destes parâmetros, como comprimento das fibras musculares, mas estes são difíceis de serem medidos in vivo, mesmo com o uso de métodos não invasivos como ressonância magnética e ultrassom (PANDY; ANDRIACCHI, 2010). Com relação à cinemática, o grande número de graus de liberdade (GdL) envolvidos em movimentos da mão representa um dos maiores desafios na modelagem.

### 2.1 Sistemas de referência

Antes que as possibilidades de modelagem cinemática possam ser detalhadas, é necessária uma definição dos sistemas de referência a serem utilizados e da simbologia adotada. A ISB (International Society of Biomechanics) recomenda que sistemas de referência locais sejam posicionados em cada osso, possibilitando a descrição do movimento entre quaisquer segmentos adjacentes e globalmente (WU et al., 2005). A Figura 1 mostra os ossos da mão, que são separados entre ossos do carpo, do metacarpo, falanges (proximais, mediais e distais), rádio e ulna.

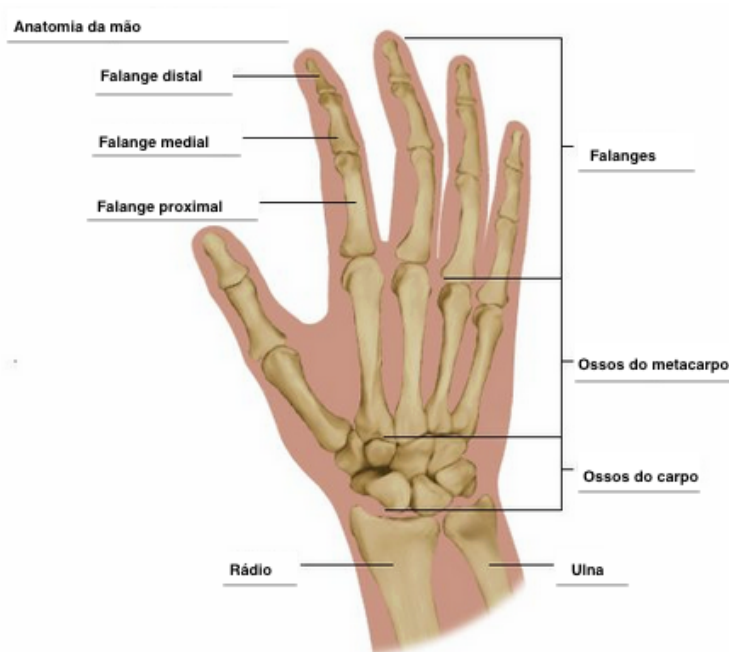


Figura 1 – Anatomia da mão (CANBLER, 2013).

Para a descrição do movimento, a ISB recomenda que tríades ortogonais sejam posicionadas no centro de massa de cada osso. No entanto, esses dados nem sempre estão disponíveis. Estudos com cadáveres fornecem relações para a estimativa do centro de massa de cada segmento como uma proporção do comprimento total, contudo, isso induz maior complexidade de cálculo. Sendo assim, convencionou-se que, para os ossos do carpo, as tríades ortogonais devem ser posicionadas no centróide volumétrico e para os ossos longos, no centro axial.

### 2.1.1 Referência do pulso

O movimento do pulso é considerado como o movimento do terceiro osso do metacarpo com relação ao rádio. Os movimentos de flexão/extensão, desvio ulnar/radial (Figura 2) são medidos com relação à posição neutra, definida na Tabela 1.

Tabela 1 – Convenção para a posição neutra do pulso

Segmento	Descrição
Posição neutra do pulso	Eixo axial do terceiro osso do metacarpo paralelo ao eixo Yr do rádio
Rotação neutra do cotovelo	Cotovelo flexionado 90° e polegar apontando para o ombro

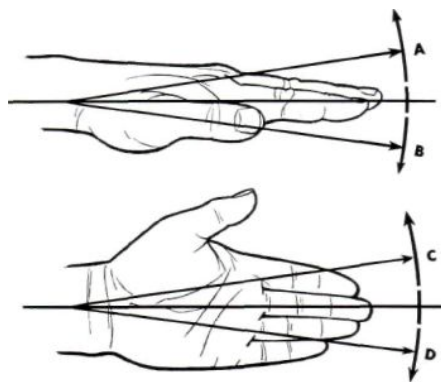


Figura 2 – Movimentos do pulso (DIGITAL RESOURCE FOUNDATION, 2013). A)Extensão. B)Flexão. C)Desvio radial. D) Desvio Ulnar.

### 2.1.2 Sistema de referência do rádio e da ulna

A Figura 3 mostra o posicionamento da tríade ortogonal para o rádio e a ulna, sendo este detalhado nas Tabelas 2 e 3.

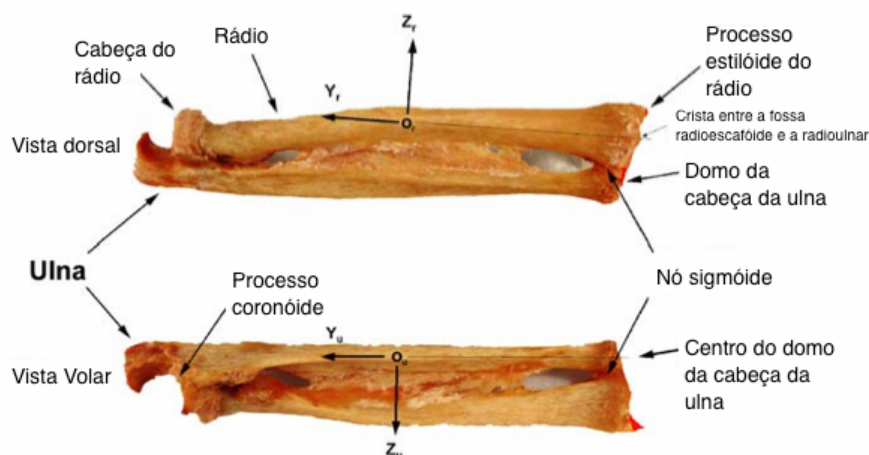


Figura 3 – Sistemas de referência do rádio e da ulna (WU et al., 2005).

Tabela 2 – Posição do sistema de referência do rádio

$O_r$	A origem é posicionada na metade da linha que liga a depressão na cabeça do rádio e a crista entre a fossa radioscafóide e a semilunar
$Y_r$	Eixo paralelo à linha que liga a crista entre a fossa radioscafóide e a semilunar e $O_r$
$Z_r$	Eixo perpendicular a $Y_r$ no plano definido pela extremidade do rádiostilóide, a base de concavidade do nó sigmóide e $O_r$
$X_r$	Eixo perpendicular a $Y_r$ e $Z_r$

Tabela 3 – Posição do sistema de referência da ulna

$O_u$	A origem é posicionada na metade da linha que liga o centro do domo na cabeça da ulna e o processo coronóide
$Y_u$	Eixo paralelo à linha que liga $O_u$ ao centro do domo na cabeça da ulna
$X_u$	Eixo paralelo a $X_u$ quando o rádio está em rotação neutra do cotovelo
$Z_u$	Eixo perpendicular a $Y_u$ e $X_u$

### 2.1.3 Sistema de referência dos ossos do carpo

A ISB recomenda que as tríades ortogonais sejam posicionadas com a origem no centróide volumétrico e eixos  $X_{carpo}$ ,  $Y_{carpo}$  e  $Z_{carpo}$  paralelos a  $X_r$ ,  $Y_r$ ,  $Z_r$  quando o pulso está na posição neutra.

### 2.1.4 Sistema de referência dos ossos do metacarpo e falangeanos

A Figura 4 mostra o sistema de referência dos ossos do metacarpo para a mão direita. No caso da mão esquerda, os sentidos ficam invertidos e  $Z_m$  aponta para a direita. O posicionamento é detalhado na Tabela 4. Por sua semelhança de forma, o sistema de referência dos ossos falangeanos pode ser descrito de maneira análoga.

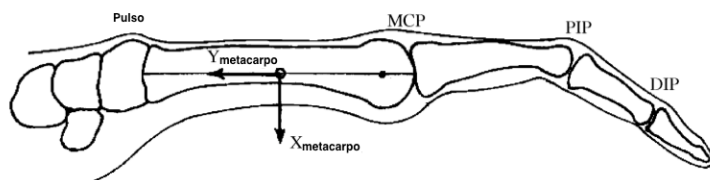


Figura 4 – Sistema de referência dos ossos do metacarpo para a mão direita (WU et al., 2005) . Vista lateral.

Tabela 4 – Posição do sistema de referência dos ossos do metacarpo

$O_m$	A origem é posicionada na metade da linha que liga a base a e cabeça do osso do metacarpo
$Y_m$	Eixo paralelo à linha que liga a base à cabeça do osso do metacarpo
$X_m$	Eixo perpendicular a $Y_m$ no plano de simetria do osso
$Z_m$	Eixo perpendicular a $Y_m$ e $X_m$

### 2.1.5 Sistemas de coordenadas articulares e descrição do movimento

Tríades ortogonais localizadas nas articulações permitem que se descreva o movimento relativo entre ossos adjacentes. Para as articulações interfalangeanas, metacarpofalangeanas, carpianas e carpometacarpianas, a Tabela 5 explica o posicionamento dos



eixos e as variáveis que descrevem a rotação e a translação. Já para a articulação radioulnar, a Tabela 6 mostra essa convenção. Antes, no entanto, é necessário que se introduza certo vocabulário de anatomia:

- Proximal: Mais próximo do sistema de referência global, no caso, o pulso.
- Distal: Mais distante do sistema de referência global.

Tabela 5 – Sistema de coordenadas das articulações da mão

Eixo	Descrição	Rotação	Translação
$e_1$	Eixo fixado ao osso adjacente proximal e paralelo ao eixo Z do osso proximal	$\alpha$ - flexão e extensão, sendo a flexão positiva.	q1- translação radial ou ulnar.
$e_3$	Eixo fixado ao osso adjacente distal e coincidente com o eixo Y do osso distal	$\gamma$ - pronação e supinação, sendo a pronação positiva.	q3- deslocamento dos ossos adjacentes na direção Y.
$e_2$	Eixo perpendicular a $e_1$ e $e_3$	$\beta$ - adução e abdução, sendo a adução positiva.	q2- translação dos ossos adjacentes na direção X.

Para a 3<sup>a</sup> articulação metacarpofalangeana, a posição neutra é definida quando seu sistema de referência está alinhado ao do pulso. Para 2<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup>, 5<sup>a</sup> articulações metacarpofalangeanas, a posição neutra é quando a tríade está alinhada à da 3<sup>a</sup> metacarpofalangeana. Para todo o resto, a posição neutra é quando as tríades distais e proximais estão alinhadas.

Para a articulação radioulnar, é proposto um sistema de coordenadas cuja origem é idêntica à do sistema de coordenadas do rádio. A orientação desse sistema está alinhada à do sistema da ulna quando o antebraço estiver em rotação neutra (WU et al., 2005).

Tabela 6 – Sistema de coordenadas da articulação radioulnar

Eixo	Descrição	Rotação	Translação
$e_1$	Eixo fixado à ulna e coincidente ao eixo Y do rádio	$\alpha$ - pronação e supinação, sendo a pronação positiva.	q1- deslocamento dos ossos adjacentes na direção Y.
$e_3$	Eixo fixado ao rádio e coincidente ao eixo Z do rádio	$\gamma$ - flexão e extensão, sendo a flexão positiva.	q3- translação radial ou ulnar.
$e_2$	Eixo perpendicular a $e_1$ e $e_3$	$\beta$ - desvio radial e ulnar, sendo o ulnar positivo.	q2- deslocamento na direção X.

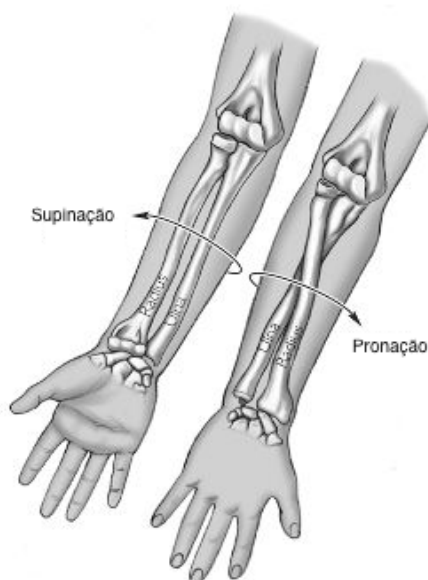


Figura 5 – Pronação e supinação do antebraço (MEDICAL DICTIONARY, 2013).

## 2.2 Modelagem cinemática

O movimento da mão é bastante complexo, com cerca de 30 GdL (LEE; KUNII, 1995). No entanto, um modelo simplificado, mantendo ainda boa correspondência com a realidade, tem em torno de 27 GdL, que é o usado na maioria dos trabalhos (CERVERI et al., 2005; CERVERI et al., 2007; GUSTUS et al., 2012; CHIU et al., 1998; FU; SANTELLO, 2010; LEE; KUNII, 1995). Ainda assim, o cálculo de variáveis funcionais internas, como a posição dos centros e eixos de rotação articulares a partir de medições cinemáticas externas envolve um esforço computacional alto, cuja minimização foi o foco do algoritmo proposto por CERVERI *et al.* (2005).

A Figura 6 mostra o modelo cinemático adotado por CERVERI *et al.* (2007). As articulações interfalangeanas distais (DIP), as interfalangeanas proximais (PIP) e a interfalangeana (IP) do polegar têm 1 GdL cada, relativo à flexão e extensão. As articulações metacarpofalangeanas (MCP) têm 2 GdL cada, sendo 1 GdL adicionado para representar a adução/abdução. A articulação trapeziometacarpiana (TM) tem 2 GdL, e é responsável pelo movimento de oposição do polegar. O pulso tem 2 GdL e 3 GdL são adicionados ao modelo para posicionamento global da mão com relação ao cotovelo. Tem-se então 5 GdL para o polegar, 4 para cada um dos outros dedos, 2 para o pulso e 3 de localização global, totalizando 26 GdL.

Outros trabalhos podem diferir um pouco desta abordagem, especialmente quanto à modelagem das articulações do polegar e à raiz de localização global da mão. FU; SANTELLO (2010) por exemplo, adotam um modelo de 29 GdL, já que consideram TM como uma articulação esférica, com 3 GdL, MCP do polegar com apenas 1 GdL e 6 GdL para localização global da mão (Figura 7). Já o modelo de LEE; KUNII (1995) adota 2

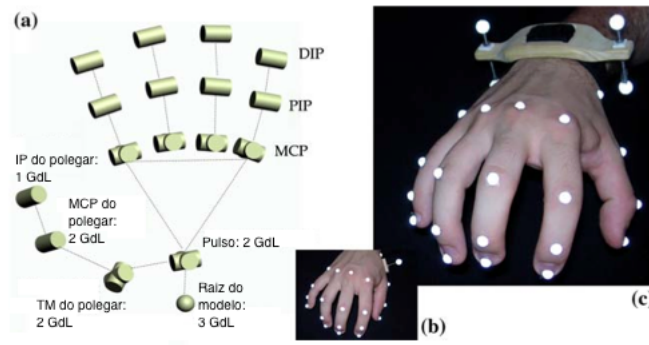


Figura 6 – Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) e (c) propostos por CERVERI *et al.* (2007)

GdL para a MCP do polegar e 2 para TM e 6 de posicionamento global, totalizando 27 GdL (Figura 8).

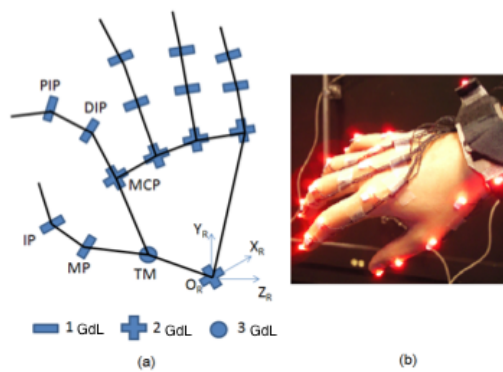


Figura 7 – Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) propostos por FU; SANTELLO (2010)

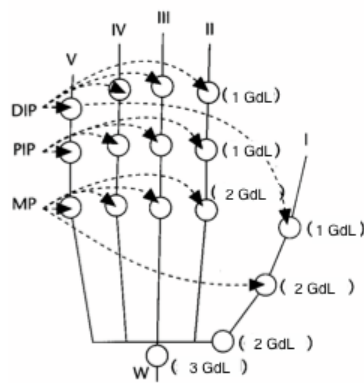


Figura 8 – Modelo cinemático proposto por LEE; KUNII (1995)

## 2.3 Cálculo de ângulos articulares e outras variáveis cinemáticas

A partir da definição de um modelo cinemático, com o número de graus de liberdade associados ao movimento de cada articulação, é possível obter os ângulos articulares a partir de matrizes de rotação entre o sistema de coordenadas local e o sistema de coordenadas proximal. A hipótese de corpo rígido considera que as coordenadas locais permanecem constantes ao longo do tempo. Considerando uma articulação de 1 GdL relativo à flexão/extensão ao redor do eixo X (eixo e1 no padrão ISB), o equacionamento fica (CERVERI et al., 2007):

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_l \\ y_l \\ z_l \end{pmatrix}$$

Para uma articulação com 2 GdF, incluindo a adução/abdução ao redor do eixo Z (eixo e2 no padrão ISB), deve-se primeiro considerar o giro ao redor do eixo X, e depois aplicar a matriz de rotação em torno do eixo Z.

$$\begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_l \\ y_l \cos\alpha - z_l \sin\alpha \\ y_l \sin\alpha + z_l \cos\alpha \end{pmatrix}$$

A estimativa de outras variáveis cinemáticas, como velocidade e aceleração, também depende da obtenção das coordenadas de diversos pontos ao longo do tempo. Em geral, o que se faz é uma cinemática inversa, em que se ajusta os dados obtidos de posição usualmente por uma spline cúbica (ANDERSON et al., 2006). A velocidade é estimada a partir da derivada desta função, e a aceleração a partir da dupla derivada.

## 2.4 Métodos de reconstrução da cinemática em tempo real

A reconstrução da cinemática em tempo real permite que se quantifique variáveis cinemáticas ao longo do movimento. Para isso, é necessário estejam disponíveis dados de posição dos segmentos envolvidos no movimento com boa frequência de amostragem. Diversos métodos podem ser empregados para a aquisição desses dados, sendo os principais:

- Data glove: é um dispositivo iterativo projetado para a mão usado com frequência nas áreas de robótica e realidade virtual. Entre outras funcionalidades, é possível com a data glove efetuar o controle de movimentos, bem como medir força, pressão

e temperatura em pontos diversos. No contexto da reconstrução cinemática, sensores eletromagnéticos podem ser acoplados à Data glove para captar dados relativos a posição e rotação.

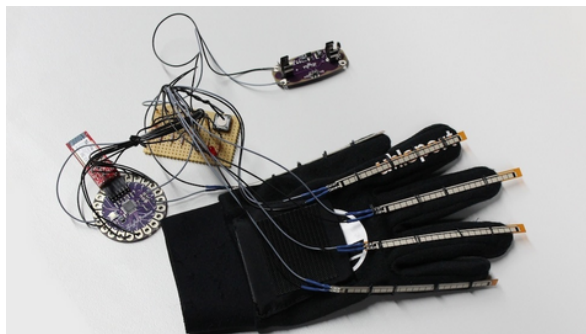


Figura 9 – Exemplo de Data glove (FRÖHLICH, 2013).

A principal vantagem deste dispositivo parece ser a facilidade de uso. Basta que o sujeito vista a luva e os dados podem ser captados. No entanto, Data gloves podem interferir no movimento (LEE; KUNII, 1995) além de não poderem ser ajustadas à anatomia do sujeito (FU; SANTELLO, 2010).

- Reconhecimento ótico: a estimativa da posição dos diversos segmentos envolvidos no movimento pode ser feita através do uso de câmeras, em geral uma ou duas, ligadas a um software que cuide de interpretar os dados. Esse método tem a vantagem de não interferir no movimento do sujeito, além do aparato experimental ser de baixo custo. No entanto, a frequência de amostragem é bastante baixa, já que as imagens são pesadas (FU; SANTELLO, 2010). Além disso, a sensibilidade a fatores ambientais, como iluminação, é alta. Por estes motivos, o método tem sido pouco usado nos trabalhos mais recentes.
- Marcadores reflexivos: marcadores reflexivos posicionados nos segmentos de interesse oferecem pontos de alto contraste que podem ser reconhecidos mais facilmente pelo software. Usando ainda princípios diferenciados, como captura de infravermelho ao invés de luz, é possível tornar o sistema menos sensível a variações nas condições ambientais. Por esses motivos, investigações recentes da cinemática corporal têm feito uso extensivo destes dispositivos. As Figuras 6 e 7 mostram protocolos de marcação usados em trabalhos recentes de estudo do movimento das mãos.

Entre os principais problemas relacionados ao uso de marcadores reflexivos estão a oclusão de marcadores e o erro no processo de rotulagem. Especialmente na aplicação para estudo do movimento das mãos, onde os marcadores são pequenos e o número de GdL é elevado, é comum a oclusão de marcadores durante o movimento.

## 2.5 Protocolos de marcação

O posicionamento dos marcadores pode ser feito acima das articulações (CERVERI et al., 2007; FU; SANTELLO, 2010) ou entre as articulações (CHIU et al., 1998; SU et al., 2005). O posicionamento acima das articulações é mais simples, já que os pontos de colocação são mais evidentes. No entanto, durante o movimento, os marcadores se deslocam ao redor do centro articular devido à deflexão da pele, o que deve ser considerado no cálculo dos eixos de giro articulares. Há trabalhos que contornam esse problema através de dimensões características das articulações obtidas na fase de calibração (CERVERI et al., 2007) e ainda os que usam a relação entre a deflexão do marcador e o ângulo de flexão/extensão para estimar ângulos articulares (FU; SANTELLO, 2010). Alguns trabalhos não consideram esse efeito (HOYET et al., 2012), em geral em aplicações onde a precisão da estimativa não é um fator crítico.

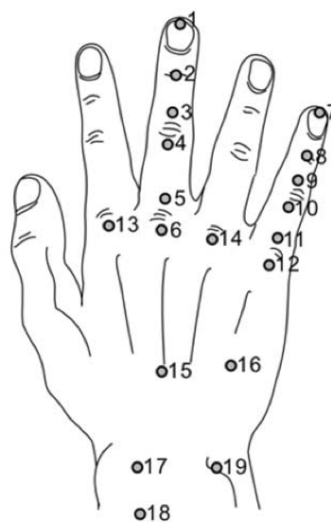


Figura 10 – Exemplo de marker set que usa posicionamento entre as articulações (SU et al., 2005).

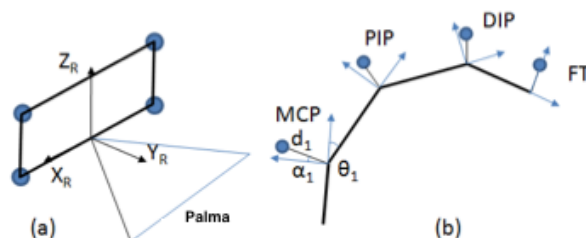


Figura 11 – (a) Posição do plano definido no pulso com relação à palma da mão. (b) Relação entre deslocamento do marcador ao redor do centro de giro e ângulo de flexão/extensão articular (FU; SANTELLO, 2010).

A outra forma de posicionamento, com marcadores entre as articulações, não precisa lidar com o giro do marcador devido ao deslocamento da pele. No entanto, é neces-

---

sário que ao menos dois marcadores sejam posicionados em cada segmento. Mesmo com o uso de marcadores pequenos, a redução das distâncias pode causar interferência entre os sinais refletidos, dificultando o tratamento dos dados pelo software. Nessa configuração, aumenta-se o risco do sinal de um marcador não ser considerado, ou ainda de dois marcadores serem tratados como um só.

## 3 Montagem experimental

Considerando as alternativas para a aquisição de dados da cinemática expostas na seção 2.4, optou-se pelo uso do sistema de cinemetria BTS-Smart, que capta a posição de marcadores reflexivos através de câmeras de infravermelho. Esse sistema foi escolhido por sua versatilidade, boa frequência de aquisição e pela liberdade de movimento que possibilita. Para a aplicação em hanseníase, é importante que haja o mínimo de interferência no movimento natural do paciente, e que o sistema possa ser ajustado para a captura de posturas diversas sem muito trabalho de adaptação.

Na seção 3.1, o sistema será visto em mais detalhes, ficando claros os princípios de funcionamento. A seção 3.2 tratará das escolhas relativas ao posicionamento dos marcadores e câmeras. Por fim, será mostrada na seção 3.3 a sequência de passos envolvidos na captura e cuidados a serem considerados.

### 3.1 Apresentação do sistema de cinemetria

O BTS-Smart é um sistema de captura de movimentos baseado em tecnologia ótica, desenvolvido para aplicações em biomecânica e análises clínicas (BTS, 2008). Para a captura do sinal, são usadas câmeras de infravermelho, o que torna o sistema pouco sensível a variações de luminosidade. As câmeras são equipadas com sensores e placas emissoras de infravermelho, sendo amparadas por tripés para regulagem da altura e angulação, podendo girar com relação a 3 eixos (Figura 12). A frequência de aquisição usada no trabalho é de 200Hz. Marcadores reflexivos posicionados nos segmentos cujo movimento se deseja medir refletem o infravermelho com mais intensidade, oferecendo pontos de maior contraste. As câmeras enviam o sinal para um hardware específico para essa finalidade (Figura 13), onde o software BTS-Smart Capture faz o tratamento dos dados. A posição dos marcadores é então captada quadro a quadro, e a trajetória reconstruída.

#### 3.1.1 Calibração do volume de controle

Para que o sistema possa reconhecer a posição dos marcadores, é necessário que sejam conhecidas as posições e angulações de cada câmera. Além disso, é importante que sejam descontados ruídos que interfeririam na interpretação dos dados pelo software como, por exemplo, a reflexão de infravermelho por superfícies metálicas lisas. Para isso, antes de qualquer medição, é feita uma calibração do volume de interesse, descrita a seguir:





Figura 12 – Esquerda: câmera posicionada sobre tripés, a placa azul emite radiação infravermelha. Direita: aparato de regulação de angulação visto em detalhe.

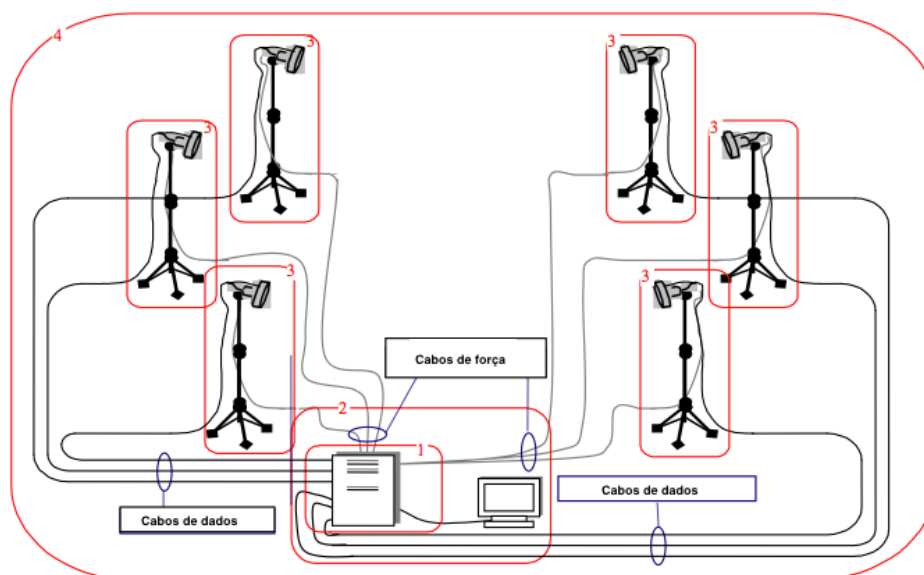


Figura 13 – Esquema representativo da estação de captura (BTS, 2008).

- Posicionamento das câmeras

As câmeras devem ser posicionadas tendo em vista todas as etapas do movimento a ser realizado. Para que a trajetória de um marcador seja reconstruída, é necessário que ao menos duas câmeras captem a sua posição ao longo de todo o movimento. Foco e zoom devem ser ajustados com base no centro do volume de controle e a abertura do diafragma deve estar em torno de 80%.

- Escolha dos eixos de referência

Com as câmeras já posicionadas, uma tríade ortogonal deve ser colocada aproximadamente no centro do volume de controle e a sua posição captada por cerca de 4 segundos (BTS, 2008). Cada eixo da tríade (Figura 14) tem um número diferente de marcadores e, dessa forma, o software consegue reconhecer sua orientação. Além disso, as distâncias entre os marcadores e ângulo entre os eixos são conhecidos, e assim ele estima a posição e angulação de cada câmera.

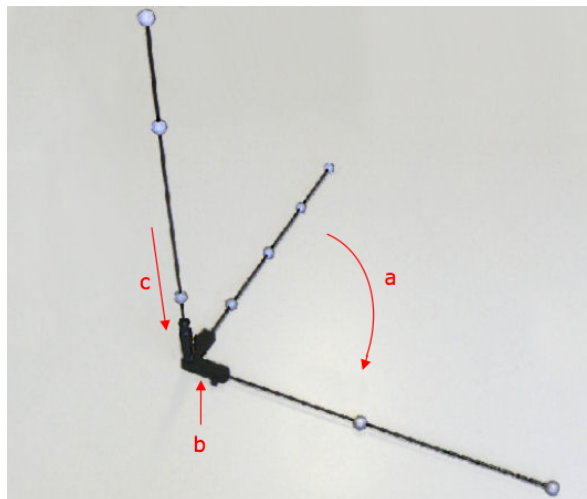


Figura 14 – Tríade ortogonal usada para referência no BTS (BTS, 2008). Os eixos X, Y, Z têm, respectivamente, 4, 3 e 2 marcadores.

Há 3 possibilidades de tríades com eixo vertical Y de 80, 60 ou 20 cm, dependendo do movimento a ser realizado. Para movimentos amplos, envolvendo segmentos de dimensões significativas, como caminhadas, pode-se usar tríades de 80 ou 60 cm. Movimentos menores envolvendo pequenas dimensões, como mão e rosto, devem ter o volume calibrado com a tríade de 20 cm.

- Reconhecimento do volume de controle

Com a calibração estática feita, o último passo é fazer o reconhecimento do volume de controle. Para isso, deve-se soltar o eixo Y da tríade e fazer uma captura de cerca de 90 segundos (BTS, 2008) de movimentos do eixo ao longo de todo o volume a ser usado.

Finalizados estes passos, basta usar a ferramenta de avaliação da calibração para verificar se os resultados estão válidos ou se todo o processo deve ser repetido. A Figura 15 mostra uma tela de resultado desse processo. Basicamente, o que o software faz é comparar as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y na calibração dinâmica com as reconstruídas pelo software a partir dos dados experimentais, calculando o erro médio e o desvio padrão entre os erros. Para a calibração ser aceita, os dois têm que ser

menores que 0,5mm. Esse erro é também rebatido nos planos de cada câmera, dando informações sobre a qualidade de reconstrução individual.

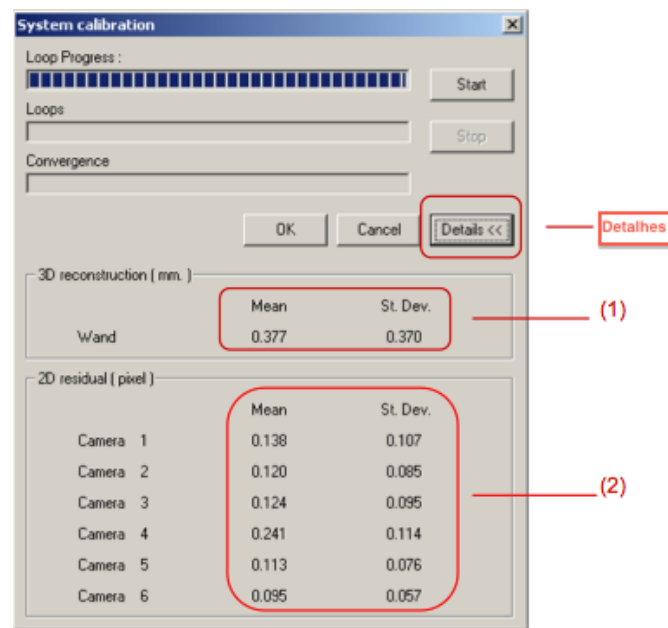


Figura 15 – Tela com um resultado típico de avaliação da calibração (BTS, 2008). (1) Representa o erro médio e o desvio padrão na calibração dinâmica entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software. (2) Representa o erro médio e o desvio padrão entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software rebatidas no plano de cada câmera.

### 3.1.2 Captura do movimento, rotulagem de marcadores e extração de variáveis de interesse

Com a calibração feita, o sistema está pronto para a captura dos movimentos. Deve-se então posicionar os marcadores nos segmentos de interesse com base na aplicação em que serão usados, com diâmetros variando entre 3 e 20 mm. Movimentos envolvendo segmentos grandes, como o das pernas, podem fazer uso de marcadores de maior diâmetro, que serão inclusive reconhecidos mais facilmente pelo software. Já movimentos de ossos menores, como os da mão, devem fazer uso de marcadores pequenos para que os erros de reconstrução dos marcadores sejam pouco significativos se comparados com as dimensões avaliadas. Além disso, considerando a pequena distância entre os segmentos, o uso de marcadores menores evita que o sinal de dois marcadores seja confundido.

A rotulagem de marcadores e a extração de variáveis cinemáticas de interesse podem ser feitas, respectivamente, nos softwares BTS-Smart Tracker e BTS-Smart Analyser. Ambos serão vistos em mais detalhe nos capítulos a seguir.

## 3.2 Protocolo de marcação e posicionamento das câmeras

Na seção 2.5, foram mostradas as alternativas usualmente adotadas de posicionamento dos marcadores para captura de movimentos da mão. Pode-se colocar um marcador em cada articulação (CERVERI et al., 2007) ou dois marcadores por segmento (SU et al., 2005). A primeira alternativa tem como vantagens a simplicidade de colocação e a maior facilidade de acompanhamento do marcador pelo software, enquanto a segunda minimiza erros relativos ao deslocamento do marcador ao redor do centro de giro articular.

Considerando a aplicação em hanseníase, optou-se pela primeira opção, já que o quadro de hiperflexão no quarto e quinto dedos dificulta o posicionamento dos marcadores. Além disso, os marcadores na extremidade destes dedos têm sua visibilidade bastante reduzida, e colocar mais marcadores nestes segmentos aumentaria a chance de dois marcadores serem reconstruídos como um só, ou o sinal de um dos marcadores ser interpretado como ruído.

A Figura 16 mostra o protocolo de marcação adotado nos testes. Os marcadores devem ser pequenos com relação ao segmento onde estão posicionados e marcadores de diâmetro menor que 3 mm estão abaixo do limite mínimo estipulado pelo manual (BTS, 2008). Optou-se então por marcadores de 4 mm da fabricante Loligo Systems para as articulações da mão, exceto pela trapézio-metacarpiana (6 mm), e 10 mm para definir o plano de seção do pulso.



Figura 16 – Protocolo de marcação. Marcadores de 10 mm de diâmetro definem o plano de seção do pulso. Os marcadores restantes têm 4 mm de diâmetro, exceto o da articulação trapezio-metacarpiana, com 6 mm.

O posicionamento das câmeras deve ser feito considerando que cada marcador deve ser captado por ao menos duas câmeras em todos os quadros, como visto na seção

anterior. Movimentos de flexão e extensão seriam uma alternativa adequada para a avaliação da progressão do quadro clínico dos pacientes e, inicialmente, optou-se por realizá-los na posição neutra e em pronação (Figuras 17 e 18). O objetivo seria avaliar a capacidade de movimento em posturas diversas, já que estas poderiam resultar em diferentes esforços. As câmeras foram posicionadas de forma a captar esses dois movimentos, como mostra a Figura 19.

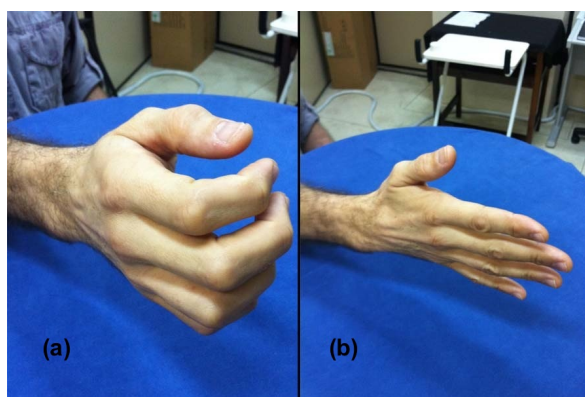


Figura 17 – Movimento de flexão (a) e extensão (b) em posição neutra.

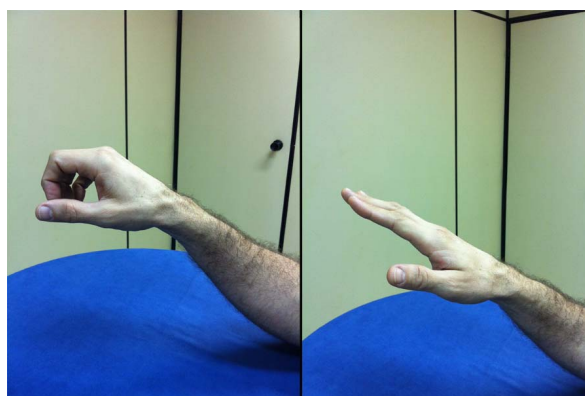


Figura 18 – Movimento de flexão e extensão em pronação.

Com a evolução do trabalho, chegou-se à conclusão de que o movimento em pronação seria de pouco interesse para essa aplicação específica, já que os pacientes não apresentavam maior dificuldade nessa postura. Mais informativo seria avaliar o movimento de pinça (Figura 20), uma dificuldade funcional que a cirurgia se propõe a sanar. Com a retirada do movimento em pronação, o posicionamento das câmeras foi ajustado para garantir com maior segurança a visibilidade dos marcadores na posição neutra e no movimento de pinça, chegando à configuração final da Figura 21.



Figura 19 – Posicionamento das câmeras para captura de flexão e extensão dos dedos em pronação e na posição neutra.

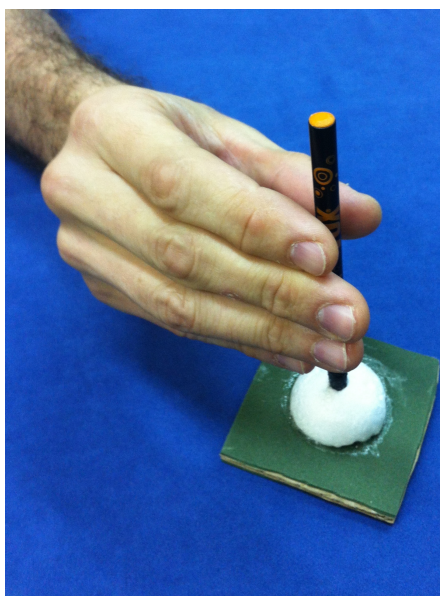


Figura 20 – Movimento de pinça.

### 3.3 Procedimento geral de captura

Os testes foram realizados no laboratório de cinemetria do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE. Testes feitos com pacientes contaram com o apoio de fisioterapeutas do laboratório de neurofisioterapia do hospital universitário da UFRJ. Foram feitas medições de 10 sujeitos normais e uma paciente com lesões no nervo ulnar. A seguir, será descrita a sequência de captura:

1. Medição de parâmetros para estimativa dos eixos e centros de giro articulares

Com um paquímetro, são medidas as larguras e profundidades articulares de acordo com a Figura 22. Essas medições são usadas para estimativa dos centros e eixos de



Figura 21 – Posicionamento das câmeras para captura dos movimentos de flexão e extensão em posição neutra e de pinça.

giro articulares nos algoritmos implementados no BTS e MATLAB. O processo de estimativa e as considerações adotadas serão detalhados no capítulo 4.

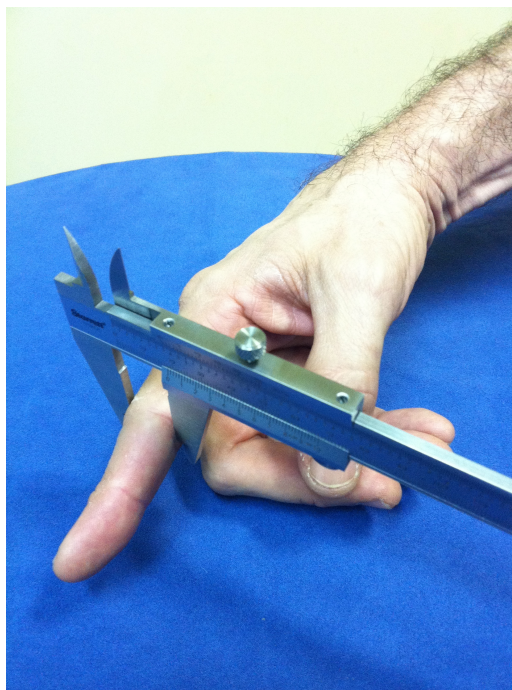


Figura 22 – Medições para estimativa dos centros e eixos de giro articulares.

## 2. Posicionamento e ajuste das câmeras

A seguir, as câmeras são posicionadas para a captura do movimento, e são ajustados foco, zoom e a abertura do diafragma. Supos-se, inicialmente, que câmeras tão próximas quanto possível dos marcadores forneceriam melhores resultados para diâmetros tão pequenos. Os primeiros testes contrariaram esta suposição, mostrando

que uma distância mínima de cerca de 1,5 m é necessária para o correto funcionamento do sistema.

### 3. Calibração do sistema

Com as câmeras já posicionadas e ajustadas, é iniciado o processo de calibração. A tríade ortogonal com  $Y = 20$  cm é posicionada no centro do volume de controle, e é feita uma captura de cerca de 4 segundos. Na segunda fase da calibração, o eixo Y é destacado da tríade, e movimentos diversos ao longo de todo o volume de controle são captados por cerca de 90 segundos. Por fim, é feita uma avaliação da qualidade da calibração (seção 3.1.1).

### 4. Colocação dos marcadores

Os marcadores são fixados às articulações com fitas dupla face de 10 mm de diâmetro, de acordo com o protocolo detalhado na seção 3.2.

### 5. Captura do movimento

O sujeito é levado à área de captura e orientado a fazer os movimentos de flexão e extensão na posição neutra e de pinça. Enquanto ligadas, as câmeras emitem radiação infravermelha que pode causar danos à visão. Os sujeitos são então instruídos a não fixar o olhar sobre as câmeras. Porém, óculos protetores não são necessários (BTS, 2008).



## 4 Modelagem cinemática e simplificações adotadas

Neste trabalho, os ossos da mão foram considerados como segmentos lineares perfeitamente rígidos articulados em uma cadeia hierárquica (BUCHHOLZ; ARMSTRONG, 1992; SU et al., 2005). Os oito ossos do carpo (Figura 1) são tratados como um único segmento (CERVERI et al., 2005; CHIU et al., 1998). A Figura 23 mostra o modelo cinemático adotado, com cada articulação sendo modelada com um, dois ou três graus de liberdade. As articulações interfalangeanas distais (DIP), interfalangeanas proximais (PIP) e a interfalangeana do polegar (IP) têm um GdL cada, relativo ao movimento de flexão/extensão. As metacarpofalangeanas têm dois GdL cada, sendo um GdL adicionado pra representar o movimento de adução/abdução. A articulação trapézio-metacarpiana (TM) e o movimento articular do pulso têm três GdL, podendo realizar movimentos de pronação e supinação.

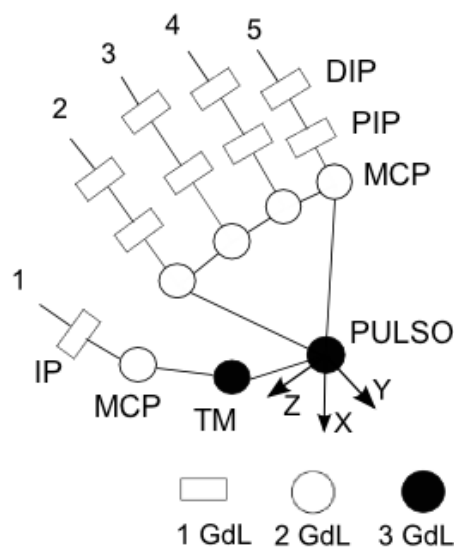


Figura 23 – Modelo cinemático da mão, com 27 GdL.

A modelagem do pulso e da articulação trapézio-metacarpiana merecem atenção especial. O movimento articular do pulso tem, na realidade, dois GdL, relativos a flexão/extensão e adução/abdução. Um GdL de pronação/ supinação é acrescentado ao modelo pois a mão está sendo analisada separadamente do antebraço (LEE; KUNII, 1995). Três GdL de translação são também incorporados ao pulso, totalizando seis GdL de posicionamento global.

A trapézio-metacarpiana é considerada, em alguns trabalhos (CERVERI et al., 2007), como uma articulação de dois GdL. Na realidade, apesar dos 3 tipos de movimento, para um certo grau de flexão e adução, a TM tem apenas um grau de pronação possível, sendo necessários apenas dois GdL para caracterizar o seu movimento. Foi demonstrado que isso ocorre devido ao fato dos eixos de rotação desta articulação serem não ortogonais e não interceptantes (COONEY et al., 1981). Neste trabalho, por simplicidade, serão considerados três GdL para descrição da trapézio-metacarpiana (BUCHHOLZ; ARMSTRONG, 1992; LEE; KUNII, 1995).

## 4.1 Posicionamento dos eixos de referência articulares

A estimativa de ângulos articulares com razoável significado anatômico requer que o posicionamento dos eixos de referência se aproxime dos centros articulares funcionais. Há abordagens diversas para a estimativa destes centros, sendo as principais: a otimização a partir de funções de custo que aproximam o centro articular do centro funcional de rotação e o cálculo baseado em parâmetros anatômicos. Certamente, a primeira opção ofereceria resultados de razoável significado anatômico, resultando em ângulos articulares mais precisos. No entanto, como ficará evidente na seção 4.1.1, os algoritmos propostos são relativamente complexos e de alto custo computacional. Por estes motivos, este trabalho se iniciará fazendo uso de parâmetros anatômicos para estimativa dos centros articulares, como será detalhado na seção 4.1.2. Futuramente, alternativas numéricas podem ser incorporadas ao trabalho para maior precisão.

### 4.1.1 Métodos numéricos para estimativa dos centros articulares

Diversos trabalhos tem sido feitos no sentido de melhorar as estimativas dos centros e eixos de rotação articulares (ZHANG; LEE; BRAIDO, 2003; CERVERI et al., 2007; GAMAGE; LASENBY, 2002). Zhang *et al.* (2003) desenvolveram um método analítico para cálculo dos centros e eixos de giro durante movimentos de flexão e extensão. A metodologia é baseada em relações geométricas entre as distâncias entre marcadores e as distâncias entre os centros/eixos de rotação articulares, como mostra a Figura 24. Os vetores  $\vec{l}_k^i(t)$  (ligando um marcador proximal ao distal consecutivo),  $L_k^i(t)$  (ligando um centro de rotação proximal a um distal seguinte) e  $d_k^i(t)$  (ligando o marcador ao respectivo centro de rotação) estão relacionados da seguinte forma:

$$\vec{l}_k^i(t) = L_k^i(t) - d_{k-1}^i(t) + d_k^i(t) \quad (4.1)$$

Na forma diferencial, fica:

$$\Delta \vec{l}_k^i(t) = -d_{k-1}^i(t) \times \Delta \beta_{k-1}^i(t) + d_k^i(t) \times \Delta \alpha_k^i(t) \quad (4.2)$$

Sendo  $\Delta\beta_{k-1}^i(t)$  a variação infinitesimal do ângulo de rotação de  $d_{k-1}^i(t)$  com relação a  $L_{k-1}^i(t)$  e  $\Delta\alpha_k^i(t)$  a variação infinitesimal do ângulo de rotação de  $d_k^i(t)$  com relação a  $L_k^i(t)$ .

Uma função de custo deve então ser minimizada para estimativa dos centros articulares:

$$J = \sum_{k=1}^3 \sum_{i=1}^T (|L_k^i(t)| - |l_k^i(t) + d_{k-1}^i(t) - d_k^i(t)|)^2 \quad (4.3)$$

Em que são conhecidos  $l_k^i(t)$  e o ângulo  $\theta_k^i(t)$  definido por  $l_k^i(t)$  e  $l_{k+1}^i(t)$ . O vetor  $d_k^i(t)$  é definido por um módulo  $|d_k^i(t)|$  e uma orientação  $\alpha_k^i(t)$ . Como  $\alpha_k^i(t)$  varia com o tempo, a rotina descrita acima teria um número extremamente grande de soluções (igual ao número de frames  $\times$  12), o que inviabilizaria a solução computacional (ZHANG; LEE; BRAIDO, 2003). Dessa forma, como a variação de  $l_k^i$  é causada pelo movimento de flexão/extensão, uma relação entre  $\alpha_k^i$  e  $\theta_k^i$  é proposta, restringindo o espaço de soluções possíveis. Ainda assim, embora os resultados pareçam válidos, o algoritmo é computacionalmente complexo e a variabilidade dos resultados foi pouco investigada (CERVERI et al., 2007).

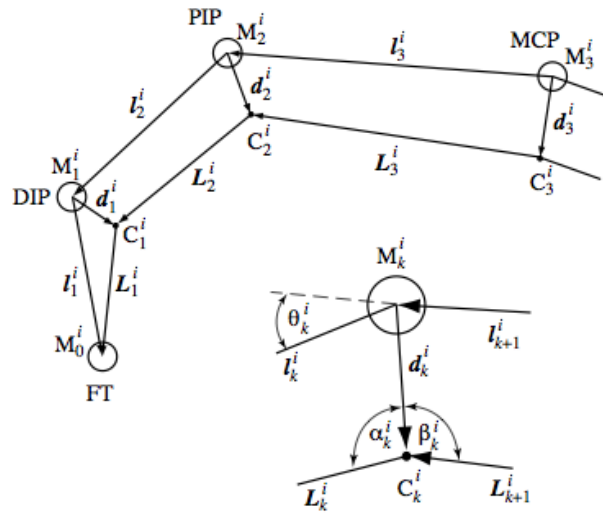


Figura 24 – Relação geométrica entre a posição dos marcadores e os centros de rotação proposta por Zhang *et al.* (2003). Os vetores  $L_k^i(t)$  entre os centros de rotação e os vetores  $d_k^i(t)$  entre os marcadores e centros de rotação permanecem constantes em módulo durante o movimento. Os vetores  $l_k^i(t)$  entre os marcadores variam em módulo e orientação, sendo o ângulo  $\theta_k^i$  entre os segmentos definidos pelos marcadores relacionado ao ângulo  $\alpha_k^i$  de orientação entre o marcador  $M_k^i$  e o segmento  $L_k^i$ .

Gamage *et al.* (2002) propuseram um método baseado na minimização de funções de custo de mínimos quadrados. A Figura 25 mostra o esquema de modelagem adotado. Para a rotação ao redor de um centro  $m$  (articulação esférica), sendo  $v_k^p$  a posição do marcador  $p$  na frame  $k$  e  $r^p$  o raio definido pelo marcador ao redor de  $m$ , a função de custo a ser minimizada é:

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K [(v_k^p - m)^2 - (r^p)^2]^2 \quad (4.4)$$

Para a rotação ao redor de um eixo  $m$  (articulação de dobradiça), sendo  $m^p$  um ponto qualquer no plano de rotação e  $n$  o vetor normal unitário na direção do eixo de rotação, a função de custo é:

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K [(v_k^p - m^p) \cdot n]^2 \quad (4.5)$$

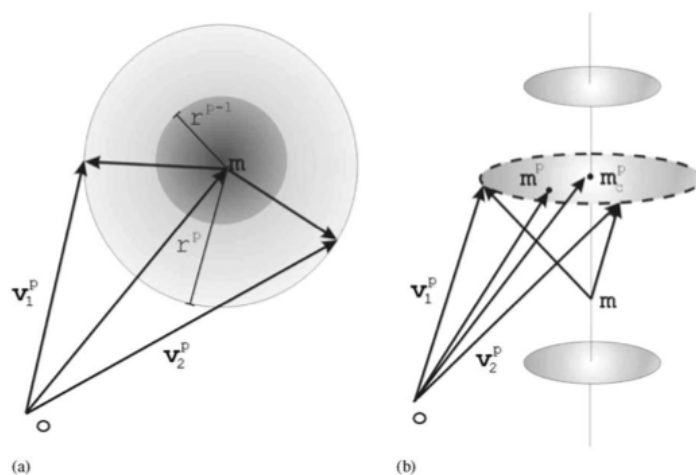


Figura 25 – Esquema adotado por Gamage *et al.* (2002) para estimativa dos centros/eixos de rotação articulares. (a) Modelo para uma articulação esférica,  $r^p$  é considerado constante. (b) Modelo adotado para uma articulação de dobradiça.

Por não considerar a hipótese de corpos rígidos em sua formulação, este método tem relativa versatilidade. No entanto, foi mostrado que ele é bastante sensível a ruídos e tem sua precisão comprometida no caso de movimentos curtos (CERVERI *et al.*, 2007). Para a avaliação de quadros patológicos que diminuam a capacidade de movimento, essa é uma limitação que deve ser considerada com atenção. Cerveri *et al.* (2007) buscou contornar estes problemas, propondo um algoritmo que aumenta a estabilidade das soluções através de um método estatístico. O método busca aproximar as estimativas de centros de rotação de uma solução ótima mais rapidamente. A função de custo a ser minimizada é semelhante à de Gamage *et al.* (2002), e o método estatístico é empregado para melhorar a escolha de pontos a serem testados.

Por sua versatilidade e maior velocidade de convergência, o algoritmo proposto por Cerveri *et al.* (2007) seria uma alternativa interessante para o cálculo de centros e eixos de rotação articulares a ser adotada no futuro deste trabalho.

### 4.1.2 Métodos baseados em parâmetros anatômicos

Os centros articulares podem ser estimados a partir das posições dos marcadores através de parâmetros anatômicos previamente mensurados, como a largura e profundidade articular. O objetivo seria obter uma aproximação do centro geométrico articular. Embora este não corresponda necessariamente ao centro de rotação, a aproximação é comumente usada, por exemplo, em trabalhos de análise de marcha (CIVEK, 2006).

A Figura 26 mostra o esquema representativo do cálculo de centros articulares adotado no trabalho. Conhecendo-se a profundidade articular  $p_k$ , o centro articular é calculado como:

$$c_k = r_k + (r_m + p_k/2) \cdot u_k \quad (4.6)$$

Sendo  $r_k$  a posição do marcador  $k$ ,  $r_m$  o raio dos marcadores e  $u_k$  um unitário na direção da bissetriz de  $J\hat{K}L$ .

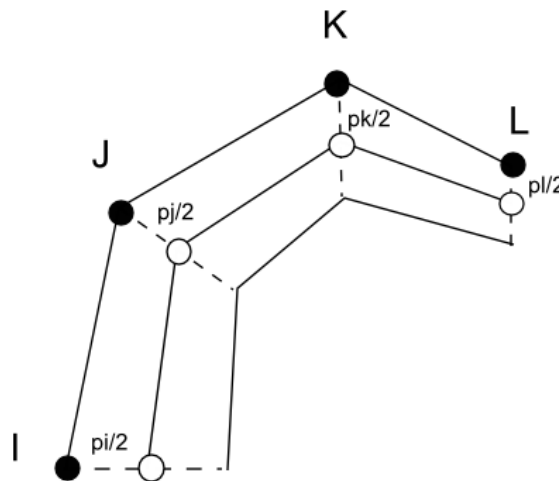


Figura 26 – Esquema representativo do cálculo de centros articulares conhecendo-se as profundidades articulares.

## 4.2 Orientação dos eixos de referência articulares

Os eixos de referência serão orientados de acordo com a convenção estabelecida pela ISB, detalhada na seção 2.1.5. A Tabela 7 e a Figura 27 mostram a orientação adotada no trabalho.

Tabela 7 – Orientação dos sistemas de referência articulares

Eixo	Descrição	Rotação
X	Eixo perpendicular a Y e Z	$\beta$ - adução e abdução, sendo a adução positiva.
Y	Eixo acompanha a direção do segmento distal	$\gamma$ - pronação e supinação, sendo a pronação positiva.
Z	Eixo paralelo o eixo Z do segmento proximal. Em articulações de dobradiça será aproximado pelo eixo perpendicular ao plano definido pelos segmentos proximal e distal.	$\alpha$ - flexão e extensão, sendo a flexão positiva

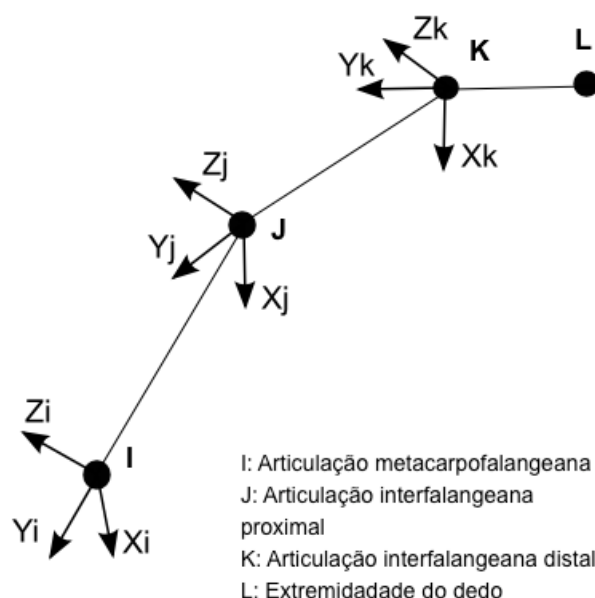


Figura 27 – Orientação adotada no trabalho.

### 4.3 Cálculo dos ângulos articulares

Os ângulos articulares de flexão/extensão, pronação/supinação e adução/abdução e podem ser calculados através de ângulos de Euler entre sistemas de referência proximais e distais. Para este trabalho, será adotada a convenção ZYX, detalhada em Chocron (2000) e mostrada na Figura 28:

1. Rotação de um ângulo  $\alpha$  ao redor de Z, sendo  $\alpha$  o ângulo de flexão.
2. Rotação de um ângulo  $\gamma$  ( $\beta$  em Chocron (2000)) ao redor de Y, sendo  $\gamma$  o ângulo de pronação/supinação.
3. Rotação de um ângulo  $\beta$  ( $\gamma$  em Chocron (2000)) ao redor de X, sendo  $\beta$  o ângulo de adução/abdução.

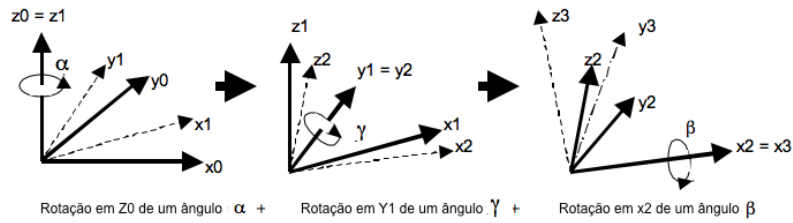


Figura 28 – Representação esquemática da sequência de rotações (CHOCRON, 2000).

A matriz de transformação fica:

$$T_{0,3} = T_{0,1} \cdot T_{1,2} \cdot T_{2,3} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} =$$

$$\begin{pmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{pmatrix} =$$

$$\begin{pmatrix} \cos(\alpha)\cos(\gamma) & \cos(\alpha)\sin(\gamma)\sin(\beta) - \sin(\alpha)\cos(\beta) & \cos(\alpha)\sin(\gamma)\cos(\beta) + \sin(\alpha)\sin(\beta) \\ \sin(\alpha)\cos(\gamma) & \sin(\alpha)\sin(\gamma)\sin(\beta) + \cos(\alpha)\cos(\beta) & \sin(\alpha)\sin(\gamma)\cos(\beta) - \cos(\alpha)\sin(\beta) \\ -\sin(\gamma) & \cos(\gamma)\sin(\beta) & \cos(\gamma)\cos(\beta) \end{pmatrix}$$

A posição de um vetor no referencial local pode ser relacionada com a posição no referencial proximal da seguinte forma:

$$P_p = T_{0,3}P_l$$

Sendo  $P_l$  um vetor unitário:

$$P_p = \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} + r_{12} + r_{13} \\ r_{21} + r_{22} + r_{23} \\ r_{31} + r_{32} + r_{33} \end{pmatrix}$$

As coordenadas do vetor P no referencial proximal ( $P_p$ ) são conhecidas, e os ângulos de Euler podem ser inferidos das relações:

$$\gamma = \text{atan}(-r_{31} / \sqrt{r_{11}^2 + r_{21}^2})$$

$$\alpha = \text{atan}(r_{21} / r_{11})$$

$$\beta = \text{atan}(r_{32} / r_{33})$$

# 5 Tratamento dos dados e cálculo das variáveis cinemáticas

Neste capítulo, serão vistos os passos após a captura para a reconstrução tridimensional das trajetórias dos marcadores, tratamento dos dados, extração das variáveis cinemáticas de interesse e cálculo de uma curva representativa do movimento.

Na seção 5.1, serão detalhados o processo de rotulagem dos marcadores, ajuste das trajetórias e extração de ruídos usando o software BTS Smart Tracker. Na seção 5.2, será exposto o algoritmo desenvolvido no BTS Smart Analyser para tratamento dos dados e estimativa de ângulos articulares. Por fim, as etapas envolvidas no processamento dos dados feito no software MATLAB serão detalhadas na seção 5.3 .

## 5.1 Modelo de conectividade e ajuste de trajetórias usando BTS Smart Tracker

O software BTS Smart Tracker realiza a reconstrução tridimensional das trajetórias dos marcadores a partir da captura feita no BTS Smart Capture, detalhada no capítulo 3. A Figura 29 mostra o resultado com as trajetórias reconstruídas. O passo seguinte é estabelecer um modelo de conectividade entre os marcadores. Este modelo serve de base para o processo de rotulagem, onde cada marcador é associado a uma articulação, e estabelece a forma como os marcadores devem ser conectados para representar os segmentos ósseos.

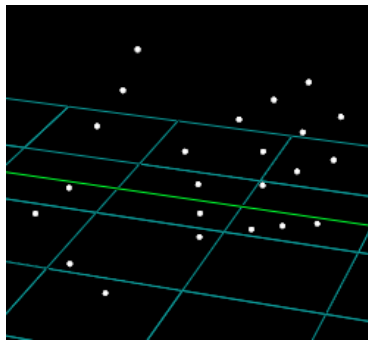


Figura 29 – Trajetórias dos marcadores reconstruída no BTS Smart Tracker.

O modelo de conectividade usado neste trabalho pode ser visto na Figura 30. A siglas seguem o padrão usualmente adotado nas publicações internacionais, e são deta-



lhadas na Tabela 8. No início do movimento, os marcadores são associados às siglas articulares correspondentes. O software reconhece então a trajetória de cada marcador e faz a conexão entre marcadores, de acordo com o modelo, para todos os quadros do movimento. Esse processo, no entanto, pode ser bastante falho. A Figura 31 mostra os pontos reconstruídos e conectados seguindo o modelo no início do movimento e o erro de conectividade alguns segundos mais tarde. Situações assim são bastante frequentes nas análises de movimento, especialmente para segmentos de muitos GdL e pequenas distâncias entre marcadores, como é o caso das mãos. Alguns dos motivos que ocasionam falhas no reconhecimento e conexão de marcadores podem incluir:

- Ruídos interpretados como marcadores próximos aos originais.
- Ausência do marcador por alguns quadros, fazendo com que o software interprete os quadros seguintes como a trajetória de um outro marcador.
- Marcadores distais de dedos diferentes com distância e orientações parecidas com relação a um marcador proximal.

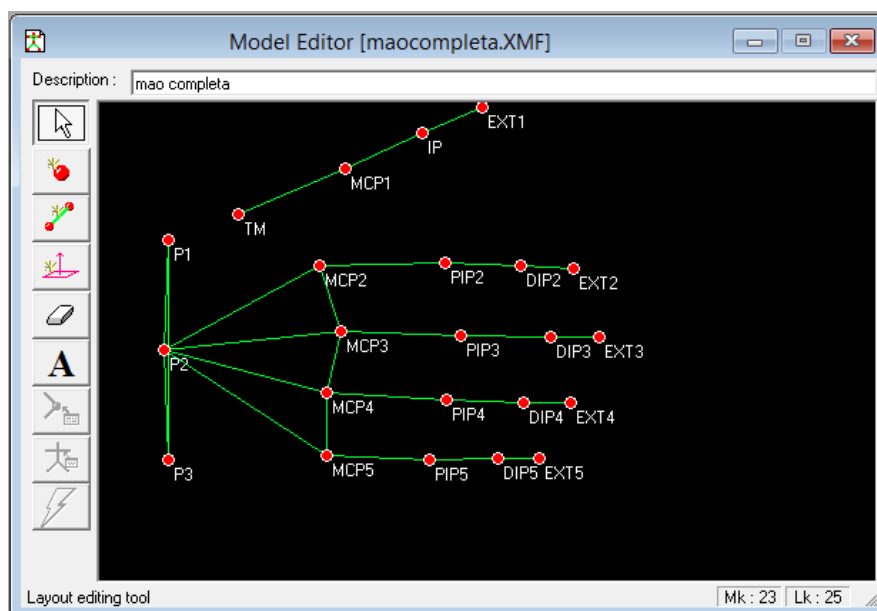


Figura 30 – Modelo de conectividade adotado no trabalho.

Tabela 8 – Siglas adotadas para nomenclatura das articulações

Sigla	Descrição
P	Marcadores do pulso: P1 é o marcador mais próximo ao polegar, P2 é o central e P3 é o mais próximo ao quinto dedo
MCP	Articulações metacarpofalangeanas
PIP	Articulações interfalangeanas proximais
DIP	Articulações interfalangeanas distais
EXT	Marcadores na extremidade dos dedos
TM	Articulação trapézio-metacarpiana
IP	Articulação interfalangeana do polegar

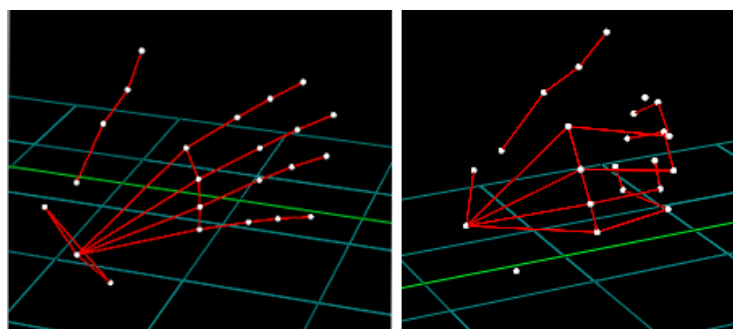


Figura 31 – Esquerda: marcadores conectados no início do movimento de acordo com modelo. Direita: erro de conexão de marcadores.

O Smart Tracker oferece a possibilidade de correção manual do processo de rotulagem. A mesma ferramenta pode ser usada para retirada de trechos incoerentes de trajetórias reconstruídas, podendo o *gap* ser interpolado posteriormente no Smart Analyser. Tomemos como exemplo a captura mostrada na Figura 31. Na Figura 32, estão as coordenadas de PIP4, PIP3, PIP2 e a trilha não rotulada 25. Claramente, pode-se ver que o software confunde as trajetórias próximo a 2 segundos, atribuindo a trajetória de PIP4 a PIP3, PIP3 a PIP2, e a trajetória correta de PIP2 perde a rotulagem sendo identificada na trilha 25. O procedimento para correção seria:

- Seccionar a trajetórias de PIP 2, 3 e 4. No momento anterior ao erro de rotulagem, as trajetórias mantêm seus rótulos, sendo atribuídos novos rótulos para as seções restantes.
- Corte dos trechos de discontinuidade. A Figura 33 mostra o resultado. Os rótulos [0] e [1] foram atribuídos às trilhas restantes do processo de seccionamento.
- Associação da trilha [25] à trajetória de PIP2, [0] à de PIP3 e [1] à de PIP4. A Figura 34 mostra o resultado final. Os *gaps* podem ser interpolados no Smart Analyser.

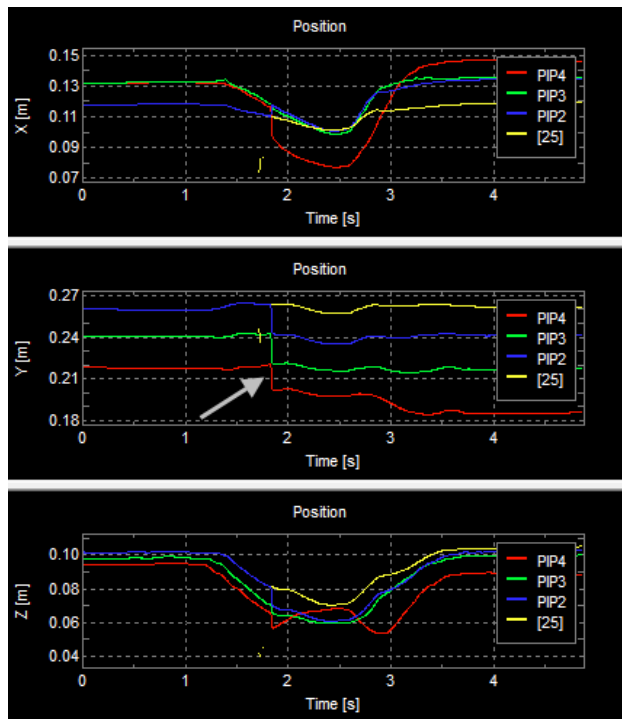


Figura 32 – Coordenadas de PIP2, PIP3, PIP4 e da trajetória não rotulada 25. A seta mostra o momento em que as trajetórias são confundidas.

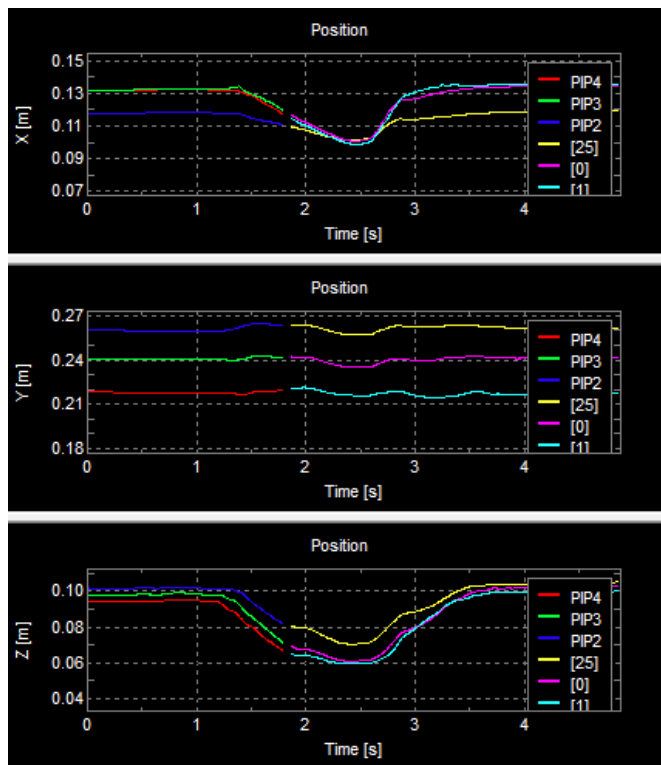


Figura 33 – Secção das trajetórias de PIP2, 3, e 4. Os pontos de descontinuidade são removidos. Os rótulos [0] e [1] correspondem às posições da trajetória desassociadas dos rótulos.

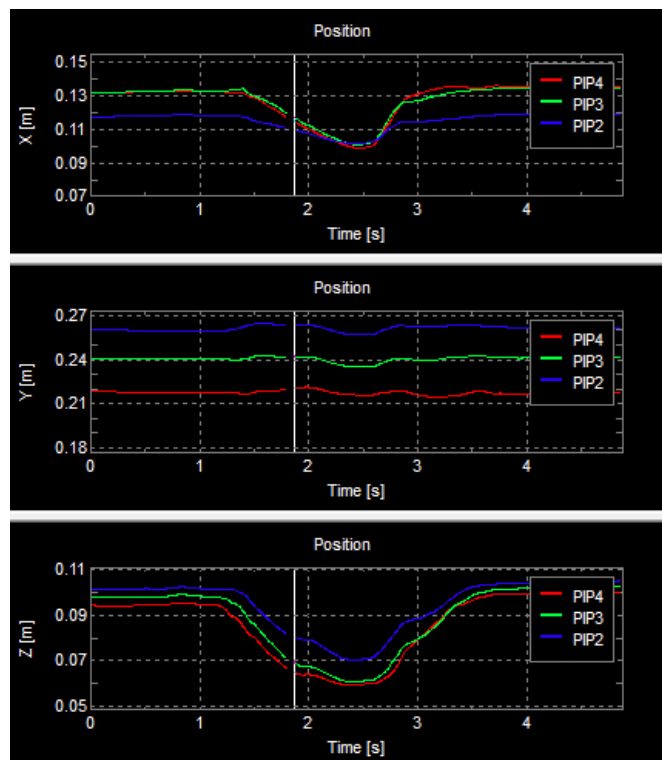


Figura 34 – Resultado final após associação das trilhas processadas aos rótulos corretos.

Além dos erros de rotulagem, é possível que algumas trajetórias apresentem trechos de reconstrução incorreta, com picos ou outras formas que não correspondem ao movimento real. A Figura 35 mostra um caso de erro de reconstrução na trajetória de P1. Os trechos devem ser removidos da trajetória num procedimento semelhante ao abordado anteriormente.

O procedimento de ajuste de rotulagem e retirada de trechos com falhas de reconstrução deve ser repetido para todas as trajetórias, restando ao final um movimento com os rótulos corretos e alguns *gaps*. Trajetórias não rotuladas podem ser descartadas, retirando-se assim eventuais ruídos ou marcadores resultantes de erros de reconstrução do software

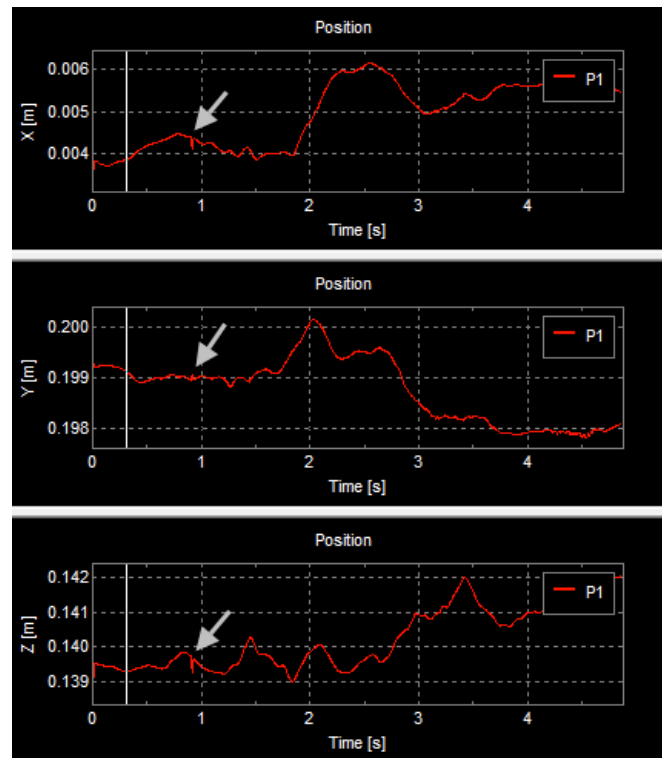


Figura 35 – A seta mostra um trecho com erros de reconstrução da trajetória de P1.

## 5.2 Cálculo de variáveis cinemáticas usando BTS Smart Analyser

O Smart Analyser é um programa que permite a criação de rotinas para cálculos diversos a partir das trajetórias rotuladas dos marcadores. Usando o comando “New Protocol” do painel de ferramentas, uma interface gráfica é aberta e as operações a serem realizadas com os dados podem ser definidas, como mostra a Figura 36.

Uma vez criado um protocolo, que consiste numa sequência de operações, ele pode ser aplicado a qualquer aquisição. Basta, para isso, que os marcadores estejam rotulados da mesma maneira. A seguir, serão detalhados os passos para cálculo das variáveis cinemáticas a partir de um protocolo desenvolvido no BTS Smart Analyser:

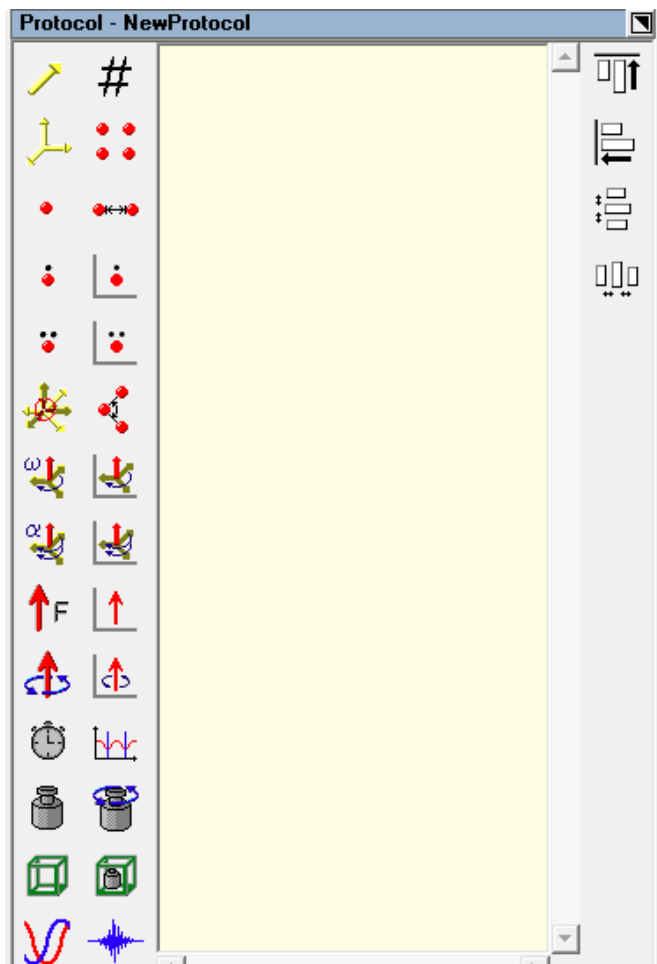


Figura 36 – Ambiente para criação de rotinas ativado pelo comando “New Protocol”.

### 1. Interpolação dos *gaps* nas trajetórias

Após o processamento inicial no Smart Tracker, as trajetórias de alguns marcadores podem apresentar pequenos *gaps*. Há diversas possibilidades para preenchimento destes intervalos com dados coerentes de posicionamento. Cerveri *et al.* (2005) propuseram uma metodologia que empregava relações geométricas e funcionais para aumentar a robustez do preenchimento, como mostra a Figura 37. Para os marcadores do pulso, é possível estimar a posição de um marcador desde que os outros três estejam visíveis. Para os marcadores de MCP, são conhecidas as distâncias entre os marcadores e a raiz do modelo, bem como os ângulos entre segmentos, sendo possível estimar a posição de até dois marcadores caso outros dois estejam visíveis. Para as falanges proximais e distais, é necessário que três marcadores estejam visíveis para estimar a posição de um quarto (CERVERI *et al.*, 2005).

Neste trabalho, como abordagem inicial, eventuais *gaps* serão interpolados por splines cúbicas. Esta é uma estratégia usual em trabalhos de análise de movimento (FRIEDMAN, 2010) e oferece bons resultados para *gaps* pequenos, de até cerca

de 0,2 segundos. Considerando os movimentos de flexão e extensão avaliados no trabalho, gaps maiores podem ocorrer, especialmente no final do movimento de flexão, quando a extremidade dos dedos toca a palma. Uma abordagem empregando relações geométricas e funcionais certamente forneceria melhores estimativas para o preenchimento dos gaps. Futuramente, o trabalho deverá incluir algumas destas relações, em especial para a estimativa de marcadores das articulações distais e na extremidade dos dedos.

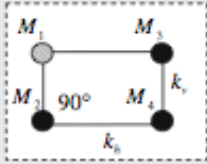
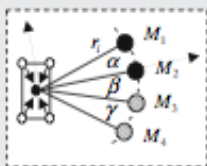
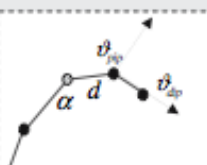
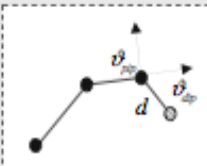
Local	Relações geométricas e funcionais
Pulso	 $M_1 = M_2 + k_v \frac{(M_3 - M_4)}{k_h}$ $M_4 = M_3 + k_h \frac{(M_2 - M_1)}{k_v}$ <b>(a)</b>
Palma	 $M_1^{Loc}(\rho, \vartheta) = (r_1, \alpha)$ $M_2^{Loc}(\rho, \vartheta) = (r_2, 0)$ $M_3^{Loc}(\rho, \vartheta) = (r_3, -\beta)$ $M_4^{Loc}(\rho, \vartheta) = (r_4, -\beta - \gamma)$ <b>(b)</b>
Falanges proximais	 $\vartheta_{pp} = 180^\circ - \alpha$ $\vartheta_{dp} = \frac{2}{3} \vartheta_{pp}$ $M_{pp}^{Loc}(\rho, \vartheta) = (d, 180 + \vartheta_{dp})$ <b>(c)</b>
Falanges distais	 $\vartheta_{dp} = \frac{2}{3} \vartheta_{pp}$ $M_{dp}^{Loc}(\rho, \vartheta) = (d, \vartheta_{dp})$ <b>(d)</b>

Figura 37 – Relações geométricas e funcionais usadas por Cerveri *et al.* (2005) para estimativa da posição de marcadores.

O comando “Protocol” do Smart Analyser dispõe de uma ferramenta para preenchimento de gaps com interpolação por splines cúbicas. O primeiro passo do protocolo criado neste trabalho é interpolar todas as trajetórias dos marcadores com essa ferramenta, como mostra a Figura 38. Os operadores de interpolação recebem como input a trajetória dos marcadores, que é disponibilizada na interface do Smart Analyser à esquerda. A saída do interpolador contém as trilhas interpoladas, que foram nomeadas com “INT” ao final.

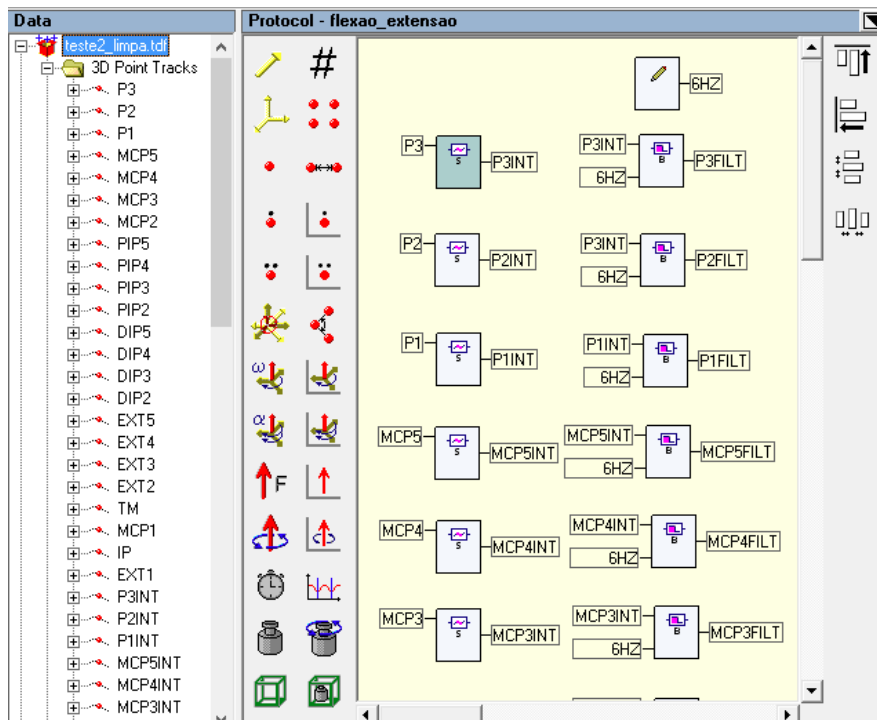


Figura 38 – Protocolo criado para avaliação dos movimentos de flexão/extensão. O primeiro passo é interpolar os gaps em todas as trajetórias por splines cúbicas. Em seguida, as trajetórias passam por um filtro passa baixa Butterworth.

## 2. Filtro passa baixa Butterworth

O sinal bruto de um marcador apresenta, muito frequentemente, flutuações rápidas com diversos picos, como mostra a Figura 39. Isso pode ocorrer devido à ruídos nas medições, ou mesmo pela variação do sinal de um quadro a outro. Por si só, a variação dos dados não seria um problema. No entanto, essas variações e picos podem prejudicar análises feitas com base nos dados, como o cálculo de velocidades e acelerações (LIVINGSTONE, 2013). Um sinal mais suave, sem variações bruscas e picos, é necessário para que o ruído não seja amplificado devido à derivação.

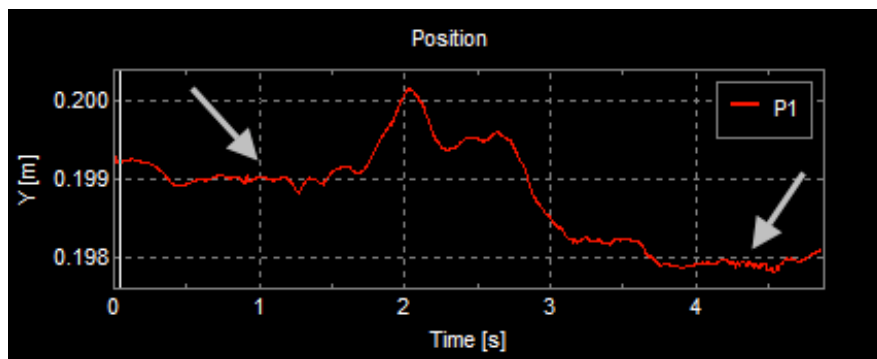


Figura 39 – Sinal bruto de um marcador.



Sendo assim, o segundo passo no protocolo deste trabalho é filtrar os sinais de todos os marcadores. Um filtro passa baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de 6 Hz é adotado, como mostra a Figura 38. As frequências típicas associadas a este movimento são significativamente menores que 6 Hz, não sendo afetadas pelo filtro. Ruídos tendem a ter frequência mais alta (FRIEDMAN, 2010), sendo suavizados após o processamento.

A Figura 40 mostra a comparação entre o sinal de P3 antes e após o processamento com o filtro. Os ruídos foram significativamente atenuados. No início do movimento, há um pequeno intervalo de cerca de 0,2 segundos para estabilização da resposta, já que o filtro usa dados de sinal anteriores para a filtragem em um certo intervalo. Por motivos que devem ainda ser investigados, o BTS Smart Analyser tem o mesmo efeito ao final do sinal filtrado. Sendo assim, os primeiros e últimos 0,2 segundos de movimento serão desprezados.

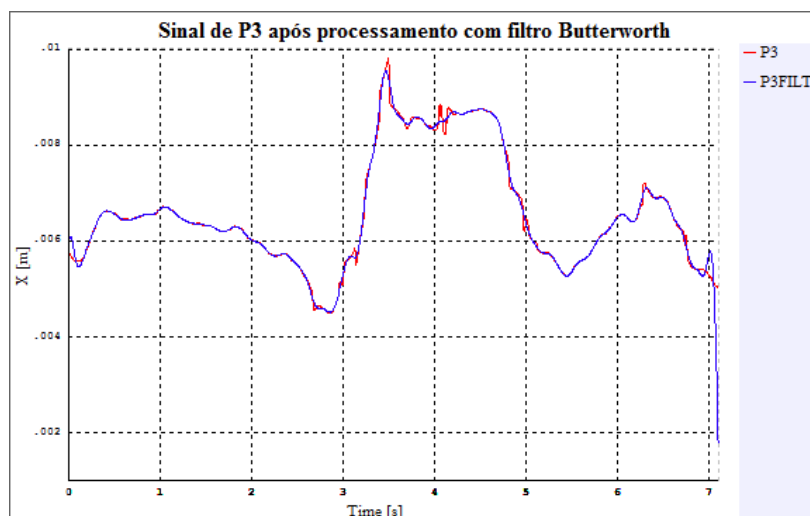


Figura 40 – Trajetória de P3 antes e após o processamento com o filtro Butterworth.

### 3. Estimativa dos centros articulares

Os centros articulares serão estimados de acordo com o método detalhado na seção 4.1.2. Considera-se que o centro articular está localizado na bissetriz entre os segmentos proximais e distais a um marcador. As profundidades articulares são medidas com um paquímetro no início da experiência e usadas como distância entre o marcador e o centro articular ao longo da bissetriz.

A seguir, serão vistos os passos para estimativa dos centros articulares no algoritmo implementado no Smart Analyser. Inicialmente, são posicionados sistemas de referência locais em cada marcador articular de acordo com a convenção adotada pela ISB (seção 2.1.5). Em seguida, os sistemas são rotacionados de metade do ângulo entre os segmentos proximal e distal. Novos marcadores são definidos a partir de

um deslocamento de metade da profundidade articular ao longo da direção Y para as articulações interfalangeanas proximais, distais e do polegar. Para as articulações metacarpofalangeanas e do pulso, o deslocamento é feito ao longo do eixo X. Em seguida, novos sistemas de referência são posicionados nos centros articulares. Os ângulos articulares são calculados através de transformações de Euler com orientação ZYX entre os sistemas de referência locais e proximais, como detalhado na seção 4.

- Articulação do pulso
  - O primeiro passo para estimativa do centro articular do pulso é a definição de um segmento entre os marcadores P2, e MCP3. O vetor será usado para orientação do eixo Y.
  - A seguir um segmento é definido entre os marcadores P1 e P3. O eixo Z segue a orientação deste vetor.
  - O eixo X é perpendicular a Y e Z. A metade da profundidade articular medida no início do experimento é usada ao longo do eixo X para estimativa do centro articular. A Figura 41 mostra o resultado.

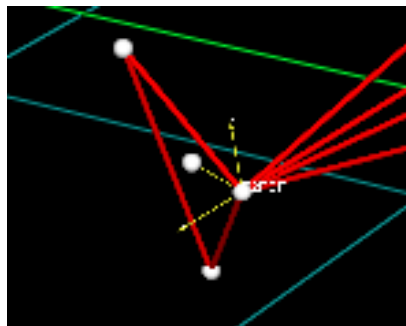


Figura 41 – Sistema de referência definido para estimativa do centro articular com o centro estimado.

- Articulações metacarpofalangeanas
  - Inicialmente, é definido o sistema de referência de MCP3. O eixo Y segue a direção de PIP3-MCP3. O eixo Z é definido como o produto vetorial entre um vetor perpendicular à palma e o vetor entre MCP3 e P2. O cálculo pressupõe alinhamento entre as metacarpofalangeanas, sendo esta hipótese adotada em outros trabalhos (CERVERI et al., 2005). O eixo X é perpendicular à Y e Z. O sistema de referência é então rotacionado em metade do ângulo entre os segmentos proximais e distais a MCP3, com relação a Z, de acordo com metodologia detalhada na seção 4.1.2. O centro articular é definido a partir de metade da profundidade articular medida ao longo do eixo Y, em sentido oposto. O resultado com o sistema de referência articular e o centro é mostrado na Figura 42 .

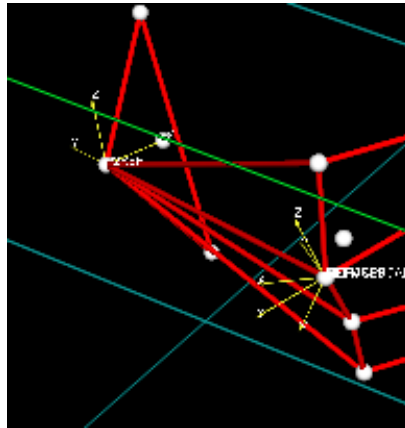


Figura 42 – Sistema de referência definido para estimativa do centro articular em MCP3 e centro estimado.

- A convenção da ISB (seção 2.1.5) recomenda que o eixo articular Z seja paralelo ao eixo Z do osso proximal. No caso das articulações metacarpofalangeanas 2, 4 e 5, o protocolo de marcação adotado não permite inferir a orientação dos ossos proximais. Para isso, seria necessário estimar a posição dos ossos do carpo. Sendo assim, os ossos proximais destas articulações serão orientados mantendo a mesma direção do osso proximal à MCP3. Hipóteses semelhantes são adotadas em outros trabalhos (LEE; KUNII, 1995).
- Os eixos Y e X e o centro articular de MCP 2, 4, 5 são calculados de forma análoga à adotada para MCP3. A Figura 43 mostra o resultado com os centros articulares.

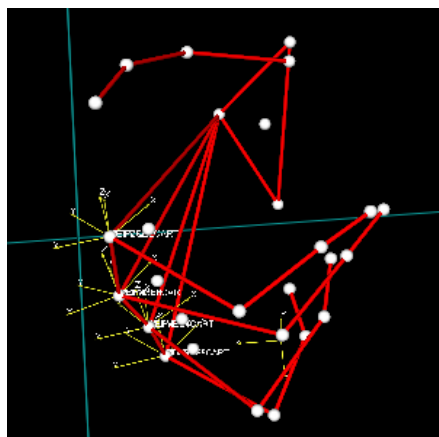


Figura 43 – Sistema de referência definido para MCP 2, 3, 4 e 5 com os respectivos centros articulares.

- A orientação de MCP1 deve ser vista com atenção, já que não há informação suficiente para orientação do eixo Z de acordo com o protocolo da ISB. O eixo Z é então definido como sendo perpendicular ao plano definido pelos marcadores de MCP1, IP e EXT1. O BTS Smart Analyser

pede 4 pontos para definição de um plano, sendo um marcador virtual definido entre MCP1 e IP. Os eixos Y e X são definidos de forma análoga aos cálculos anteriores. O resultado é mostrado na Figura 44.

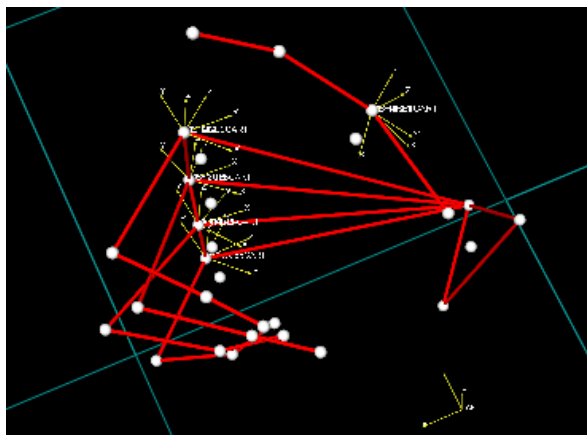


Figura 44 – Sistemas de referência definidos para MCP 1, 2, 3, 4 e 5 com os respectivos centros articulares.

- Articulações interfalangeanas proximais e interfalangeana do polegar
  - O eixo Z das articulações interfalangeanas proximais e interfalangeana do polegar é calculado como perpendicular ao plano definido pelos segmentos proximais e distais. Um marcador virtual é criado entre as articulações locais e distais para definição do plano.
  - O eixo Y segue a direção de DIP-PIP ou EXT1-IP para o polegar. X é perpendicular a Y e Z. A estimativa do centro articular é feita de forma análoga aos cálculos anteriores. A Figura 45 mostra o resultado.

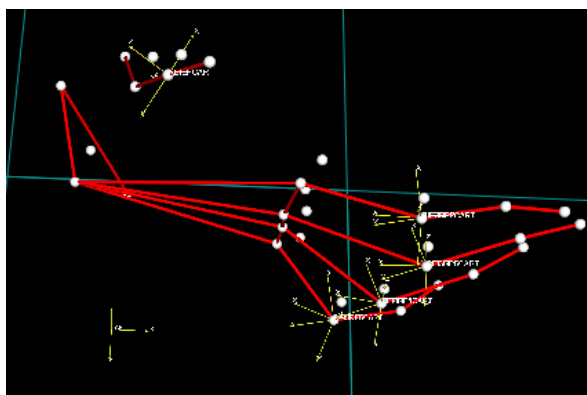


Figura 45 – Sistemas de referências definido para cálculo dos centros articulares das articulações interfalangeanas proximais e interfalangeana do polegar, com os respectivos centros.

- Articulações interfalangeanas distais
  - O eixo Z é calculado como perpendicular ao plano definido pelos pontos: centro articular de PIP, PIP, DIP E EXT.

- Y, Z e centros articulares são estimados seguindo a mesma metodologia dos casos anteriores. A Figura 46 mostra o resultado.

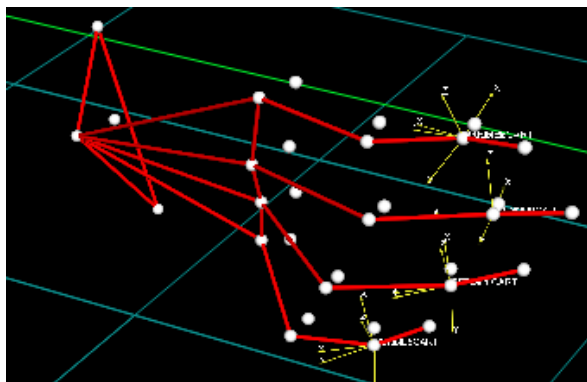


Figura 46 – Sistemas de referência definidos para cálculo dos centros articulares das articulações interfalangeanas distais, com os respectivos centros.

- Extremidade dos ossos distais
  - Os eixos de referência na extremidade dos dedos são considerados no trabalho como eixos de orientação igual à dos segmentos proximais.
  - Os centros articulares são estimados a partir de metade da profundidade medida na ponta dos dedos ao longo do eixo X. A Figura 47 mostra o resultado.

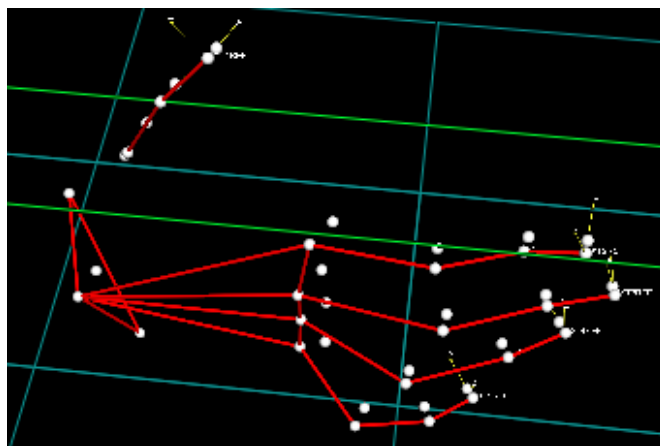


Figura 47 – Sistemas de referência definidos para orientação dos segmentos ósseos distais, com os respectivos centros de orientação.

#### 4. Posicionamento dos sistemas de referência articulares

Novos sistemas de referência devem ser posicionados em cada centro articular estimado para cálculo dos ângulos articulares. A orientação destes sistemas segue a mesma convenção usada para definição dos sistemas de referência posicionados nos marcadores originais. A Figura 48 mostra o resultado final de posicionamento dos sistemas de referência.

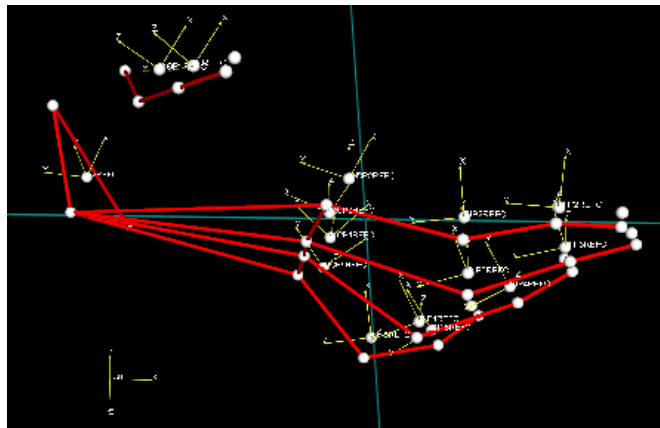


Figura 48 – Sistemas de referência finais, posicionados nos centros articulares estimados.

## 5. Cálculo dos ângulos articulares de flexão/extensão

O BTS Smart Analyser tem operadores para o cálculo de ângulos de Euler, de acordo com o método a ser usado no trabalho, detalhado na seção 4.3. O operador calcula os ângulos de Euler entre dois eixos quaisquer, sendo aplicado entre sistemas de referência locais e proximais. Os resultados serão mostrados no capítulo 6, onde são comparados os resultados de voluntários e da paciente já avaliada. O algoritmo feito no BTS Smart Analyser pode ser visto no apêndice B.

### 5.3 Processamento dos dados de ângulos articulares usando MATLAB

O BTS Smart Analyser permite que os dados calculados no protocolo sejam exportados em formatos diversos para análise posterior. Dessa forma, arquivos txt com a evolução dos ângulos articulares ao longo do tempo foram usados para processamento dos dados no software MATLAB. O objetivo é permitir a comparação do movimento entre sujeitos, incluindo casos de movimentos com duração variada, ou capturas onde o sujeito leva tempos diferentes para iniciar o movimento. Após o processamento, os dados de normais podem ser usados para que se infira uma curva média, representando o padrão esperado do movimento. O caso patológico pode então ser comparado com a curva representativa do movimento normal. A Figura 49 mostra as etapas envolvidas no processamento, detalhadas em seguida. O código em MATLAB pode ser visto no apêndice A.

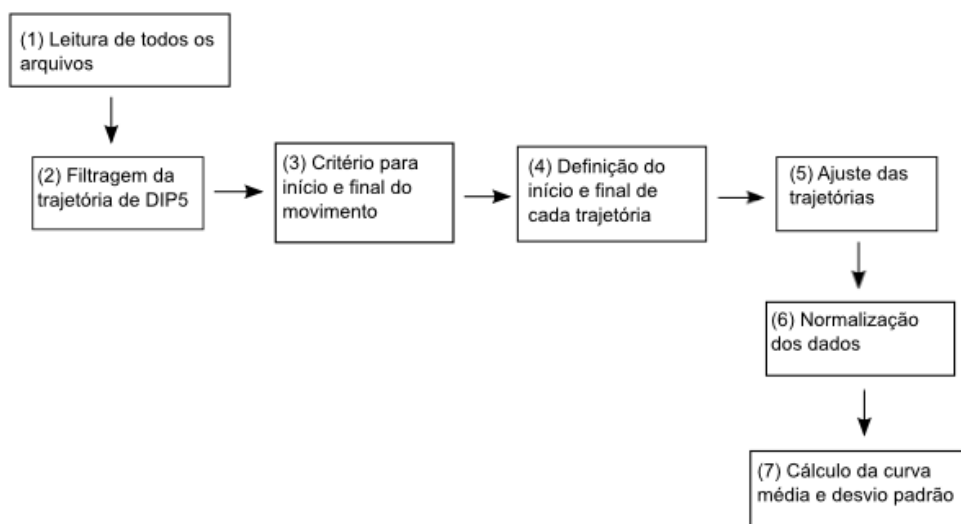


Figura 49 – Etapas envolvidas no processamento dos dados em MATLAB.

1. Os arquivos de todos os sujeitos, contendo a evolução dos ângulos de 13 articulações com relação aos eixos X, Y, Z, são lidos e armazenados em uma variável do tipo *struct*.
2. A articulação DIP5 é escolhida como base para definição do tempo de início do movimento, já que os movimentos de flexão tendem a se iniciar na extremidade dos dedos, começando no quinto dedo. A curva do ângulo articular de flexão de DIP5 em função do tempo passa por um filtro passa-baixa Butterworth de 4 Hz, mais severo que o aplicado anteriormente no protocolo feito no BTS. O objetivo aqui é suavizar possíveis flutuações anteriores ao movimento efetivo, diminuindo a chance de erros na definição do tempo de início do movimento. Um loop aplica o filtro para as articulações de todos os sujeitos estudados.

Para o caso patológico, a articulação escolhida para determinar o início do movimento é MCP2, já que a amplitude de movimento das articulações distais fica limitada, e o perfil do movimento se inverte, iniciando-se pelas articulações metacarpofalangeanas.

3. Uma variação mínima do ângulo articular é definida para que se considere que o movimento teve início. Isso é feito para que se desconte as partes da trajetória que antecedem o movimento, em que o sujeito aguarda o sinal para começar a mover-se. Essa variação é definida como 2,5% da amplitude angular total, que se mostrou um bom valor para este trabalho. O “gatilho” para que se considere que o movimento teve início é o ângulo superar o limiar pré-definido. Da mesma forma, é necessário

desconsiderar partes da trajetória posteriores à realização do movimento. O fim do movimento é então definido de forma análoga ao início. Um loop calcula o critério para o movimento de cada sujeito.

- Um loop calcula, com base nos critérios de início e final da trajetória para cada sujeito, o número de valores para a direita e para a esquerda a partir do máximo deslocamento angular. Esses valores são usados para que se ajuste as curvas de todas as articulações no passo seguinte.
- As curvas de todos os ângulos articulares dos sujeitos são ajustadas, descontando-se os intervalos antes e após o início do movimento. A Figura 50 mostra o resultado do processo para o ângulo de flexão de DIP2 de um sujeito.

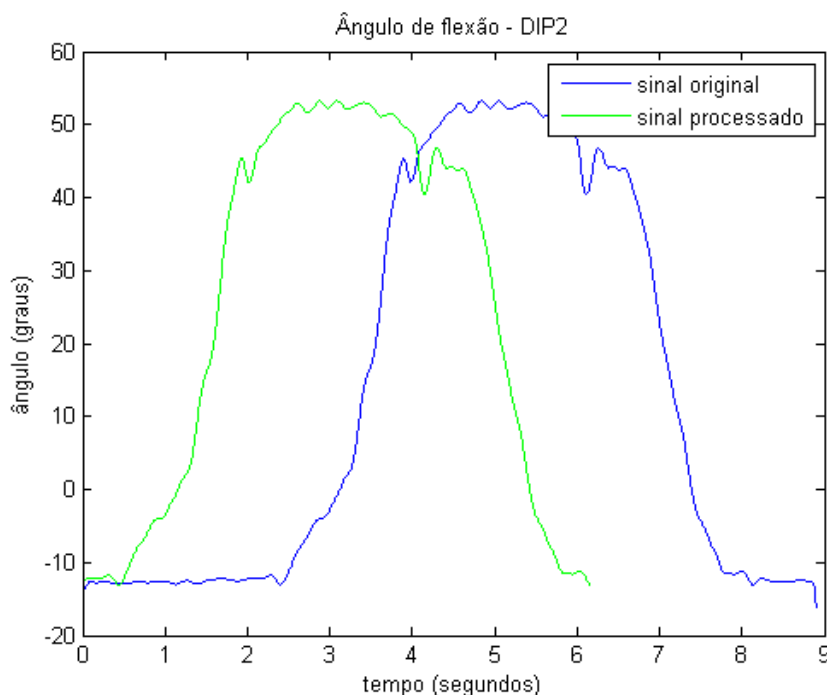


Figura 50 – Dados pré-processados do ângulo de flexão de DIP2. O intervalo antes e após o início do movimento é retirado.

- Após o pré-processamento, os dados devem ser normalizados para que os movimentos de diferentes sujeitos possam ser comparados e uma curva média inferida. A normalização é feita com base no tempo máximo de cada sujeito. São executados os seguintes passos:
  - O vetor tempo do sujeito é dividido pelo tempo final do movimento, considerado um ciclo de movimento. O vetor passa a representar o percentual realizado do movimento total. O processo é repetido para todos os sujeitos.



- Para que se possa calcular média a cada instante é necessário que o vetor tempo (ou percentual do movimento) tenha o mesmo tamanho para todos os sujeitos. Um loop identifica o sujeito com maior duração de movimento, chamado de sujeito normalizador. As curvas de cada sujeito são usadas para obter, através de interpolação por splines cúbicas, os valores de ângulos articulares nos mesmos percentuais de movimento do sujeito normalizador.
- Curvas finais normalizadas são definidas para os sujeitos avaliados, e o resultado para os ângulos de flexão de DIP2 pode ser visto na Figura 51.

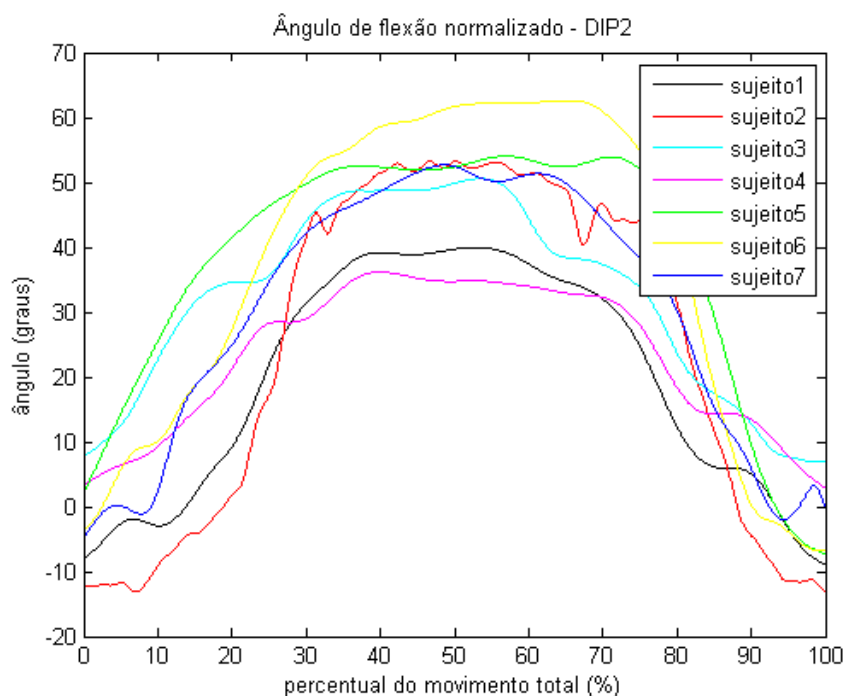


Figura 51 – Dados normalizados de 7 sujeitos normais do ângulo de flexão de DIP2.

7. Com as curvas normalizadas, é possível calcular a média e o desvio padrão entre os sujeitos a cada instante, estabelecendo uma curva representativa do movimento normal. No entanto, uma ressalva deve ser feita quanto aos resultados obtidos. A amostra de 7 sujeitos é insuficiente para determinar um padrão populacional. A distribuição apenas se aproximaria de uma normal com uma amostra acima de 20 sujeitos. Ainda assim, a variabilidade dos dados tende a ser alta, por diferenças anatômicas e variações significativas no padrão de flexão/extensão entre os diversos voluntários. A Figura 52 mostra o resultado para o ângulo de flexão de DIP2.

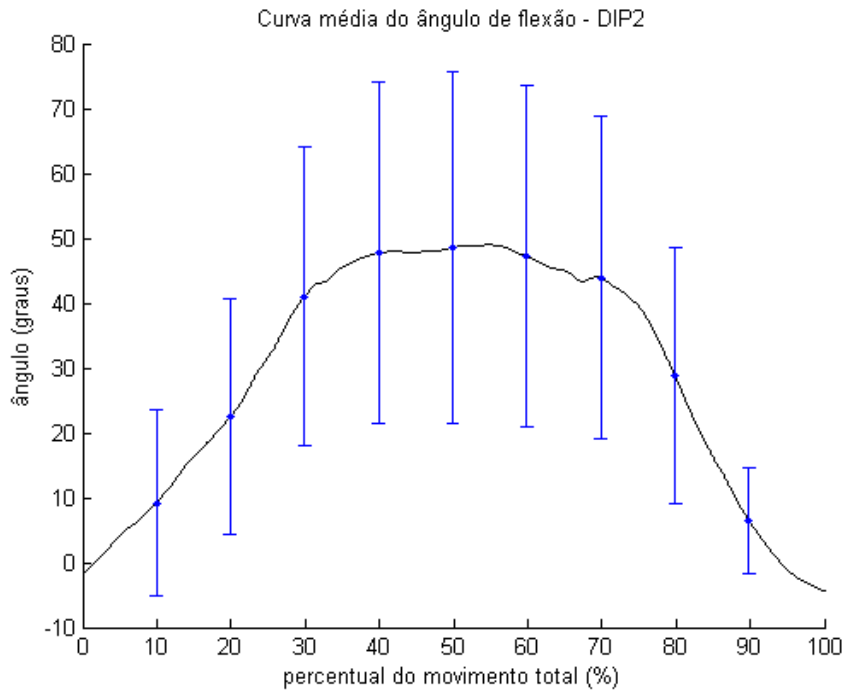


Figura 52 – Curva média e desvio padrão para o ângulo de flexão de DIP2.

Com a curva média estabelecida para todas as articulações, é possível avaliar o caso patológico e determinar quais articulações têm sua função motora comprometida. Naturalmente, um grupo de controle maior é necessário para que a avaliação seja suficientemente robusta. Nos próximos meses, os dados de mais sujeitos normais serão coletados, de forma que se possa estabelecer um padrão populacional. No capítulo à seguir, os resultados médios referentes a todas as articulações serão mostrados, em comparação com o movimento da paciente.

## 6 Resultados e discussão

Foram obtidas curvas médias relativas ao movimento de flexão/extensão e de pinça para as 13 articulações modeladas. Considerando o quadro patológico avaliado, o movimento da articulação interfalangeana do polegar é pouco informativo. Dessa forma, serão avaliados os resultados relativos às metacarpofalangeanas, interfalangeanas proximais e interfalangeanas distais dos dedos 2, 3, 4 e 5, totalizando doze articulações.

A evolução dos ângulos articulares ao longo do movimento será comparada entre o caso patológico e o resultado de sujeitos normais. A análise dos resultados deve levar em conta as seguintes questões:

1. Os resultados de sujeitos normais obtidos pelo modelo estão coerentes com o que seria fisiologicamente razoável?
2. Que padrão é esperado no movimento de um sujeito normal?
3. Que padrão é esperado no movimento patológico?

Tendo em vista a resposta à primeira pergunta, KAPANDJI (2000) estudou as amplitudes articulares da mão, mostradas na Tabela 9:

Tabela 9 – Amplitudes articulares das articulações da mão (KAPANDJI, 2000)

Sigla	Descrição	Extensão máx. (°)	Flexão máx. (°)	Abdução/Adução máx. (°)
MCP	Articulações metacarpofalangeanas	30 a 40	>90	60
PIP	Articulações interfalangeanas proximais	0	>90	muito pequena
DIP	Articulações interfalangeanas distais	5	<90	muito pequena

Deste modo, podem ser comparados os resultados obtidos pelo modelo com relação aos da Tabela 9. A Tabela 10 mostra as amplitudes angulares e ângulos máximos e mínimos obtidos para cada articulação:

Tabela 10 – Amplitudes articulares obtidas no modelo para sujeitos normais

Sigla	Extensão máx. (°)	Flexão máx. (°)	Flexão/ Extensão (°)	Abdução/ Adução (°)
MCP2	1.01	52.15	53.16	7.23
MCP3	1.87	60.72	62.59	12.68
MCP4	8.00	58.63	66.62	26.92
MCP5	8.18	60.56	68.74	46.09
PIP2	-4.39	98.23	102.62	13.52
PIP3	-2.39	103.81	101.42	16.67
PIP4	-4.51	111.50	106.99	18.69
PIP5	-4.17	93.04	88.87	25.57
DIP2	4.37	48.97	53.34	4.63
DIP3	5.0	73.55	78.56	6.88
DIP4	6.27	61.82	68.07	5.68
DIP5	-5.87	69.96	64.09	5.52

Uma observação dos valores na Tabela 10 mostra que os ângulos de flexão e extensão estão dentro do intervalo que seria fisiologicamente razoável. Os ângulos de abdução/ adução das metacarpofalangeanas estão dentro do intervalo fisiológico e coerentes com o que se esperaria em movimentos de flexão/extensão. Os valores de abdução/ adução das interfalangeanas proximais, no entanto, estão muito além do que seria razoável para uma articulação de 1 GdL. Uma hipótese que poderia explicar esse efeito seria o deslocamento dos marcadores ao redor das articulações metacarpofalangeanas, que é bastante acentuado durante a flexão, como mostra a Figura 53. Certamente, uma investigação cuidadosa destes valores deve ser feita no futuro deste trabalho.

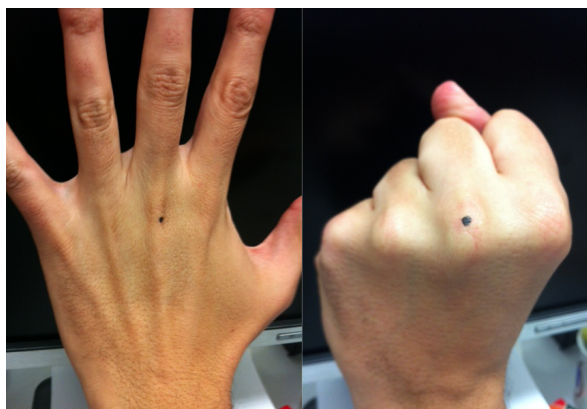


Figura 53 – Deslocamento da pele ao redor das articulações metacarpofalangeanas durante a flexão.

Com relação ao padrão de movimento nos sujeitos normais, é esperado que as amplitudes de flexão/extensão das metacarpofalangeanas e das interfalangeanas proximais aumentem do segundo ao quinto dedos (KAPANDJI, 2000). Isso se verifica nos valores calculados no modelo, exceto pela quinta articulação interfalangeana proximal.

Avaliações com mais sujeitos devem aproximar o valor obtido nesta articulação do padrão esperado.

No movimento de pacientes com Hanseníase e comprometimento do nervo ulnar, é esperado que as articulações metacarpofalangeanas dos dedos afetados estejam em hiperextensão, e que as articulações interfalangeanas proximais estejam em hiperflexão, caracterizando o quadro de “garra” (DUERKSEN; VIRMOND, 1997). A amplitude de movimento das articulações interfalangeanas distais deve ser bastante limitada nos dedos afetados. A seguir, serão mostrados os resultados de sujeitos normais comparados ao caso patológico avaliado.

## 6.1 Postura estática

Parte do protocolo de medição inclui a captura de posturas estáticas dos sujeitos para comparação com o quadro patológico. É esperado, como detalhado anteriormente, que os pacientes apresentem extensão significativamente maior nas articulações metacarpofalangeanas dos dedos afetados, assim como flexão acentuada das interfalangeanas proximais. A Figura 54 mostra a postura estática da paciente e de uma voluntária normal. Claramente, pode-se ver a hiperextensão das metacarpofalangeanas e hiperflexão das interfalangeanas proximais. A Tabela 11 compara os resultados:

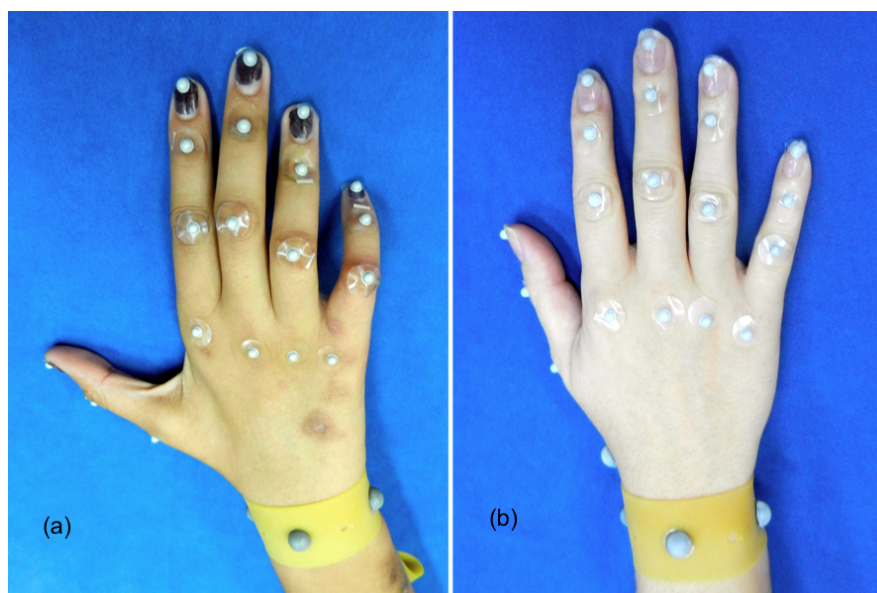


Figura 54 – (a) Postura estática no caso patológico. (b) Postura estática de voluntária normal.

Tabela 11 – Ângulos de flexão em postura estática

Sigla	Flexão de sujeitos normais (°)	Flexão patológica (°)	Diferença absoluta (°)
MCP2	-10.63 ± 3.78	-16.14	5.51
MCP3	-11.55 ± 2.23	-24.65	13.10
MCP4	-14.60 ± 1.29	-40.52	25.92
MCP5	-17.29 ± 2.26	-40.35	23.07
PIP2	-0.68 ± 2.81	30.14	30.81
PIP3	-2.59 ± 6.50	44.73	47.31
PIP4	0.85 ± 8.31	77.05	76.20
PIP5	-3.69 ± 10.62	74.02	77.71
DIP2	-0.69 ± 5.08	-2.19	1.50
DIP3	-7.00 ± 5.08	-10.93	10.93
DIP4	2.54 ± 5.81	-28.74	31.28
DIP5	14.93 ± 9.53	-2.63	17.57

Observa-se que as articulações metacarpofalangeanas dos dedos 4 e 5 estão significativamente mais estendidas no quadro patológico do que em sujeitos normais. O efeito se reduz na terceira articulação metacarpofalangeana, e a segunda apresenta valores de flexão próximos aos de sujeitos normais.

Como esperado, as articulações interfalangeanas proximais dos dedos 4 e 5 apresentam flexão bastante acentuada se comparadas aos valores normais esperados. Assim como ocorre nas articulações metacarpofalangeanas, o efeito se reduz no terceiro e segundo dedos, embora não chegue a um padrão de normalidade.

## 6.2 Movimentos de Flexão e extensão

A seguir, serão mostrados os gráficos comparativos do movimento de flexão/extensão de sujeitos normais e do caso patológico. A análise dos resultados será feita com relação ao tipo de articulação, sendo separada entre articulações metacarpofalangeanas, interfalangeanas proximais e interfalangeanas distais.

- **Articulações metacarpofalangeanas:**

As Figuras 55, 56, 57 e 58 comparam o movimento de flexão das articulações metacarpofalangeanas entre o caso patológico e sujeitos normais. Vê-se que, no caso da paciente, há um lapso de tempo entre o final da flexão e o início da extensão. Deste modo, maior atenção deve ser dada à padronização do movimento, assegurando que os sujeitos iniciam a extensão tão logo a extremidade dos dedos toque a palma da mão.

Com relação à variação angular ao longo do movimento, as curvas relativas à MCP2 e MCP3 mostram uma extensão máxima no início do movimento próxima à de

sujeitos normais, com uma amplitude angular aparentemente mais acentuada. Por outro lado, um grupo de controle com maior quantidade de sujeitos seria necessário para a inferência desta conclusão.

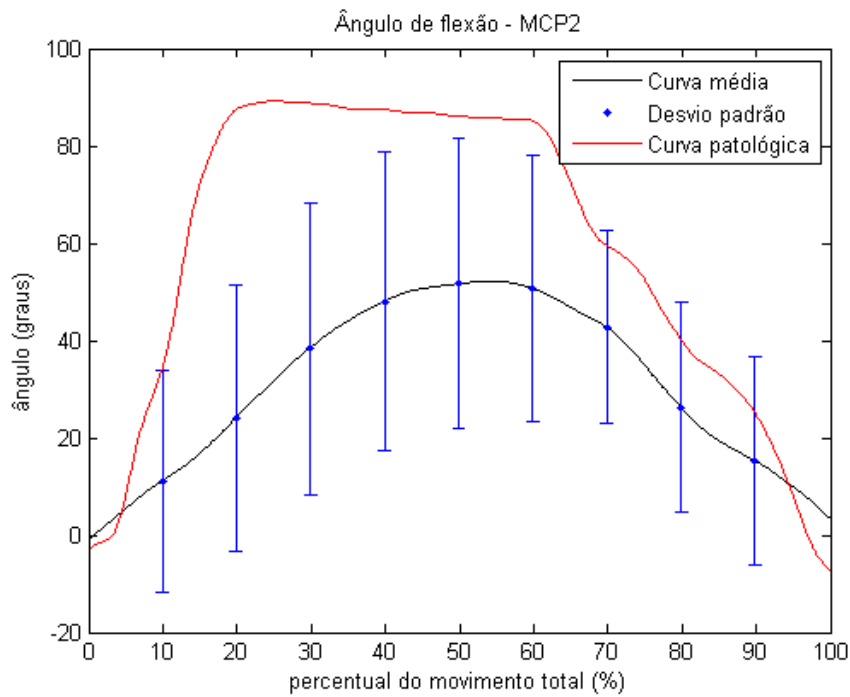


Figura 55 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

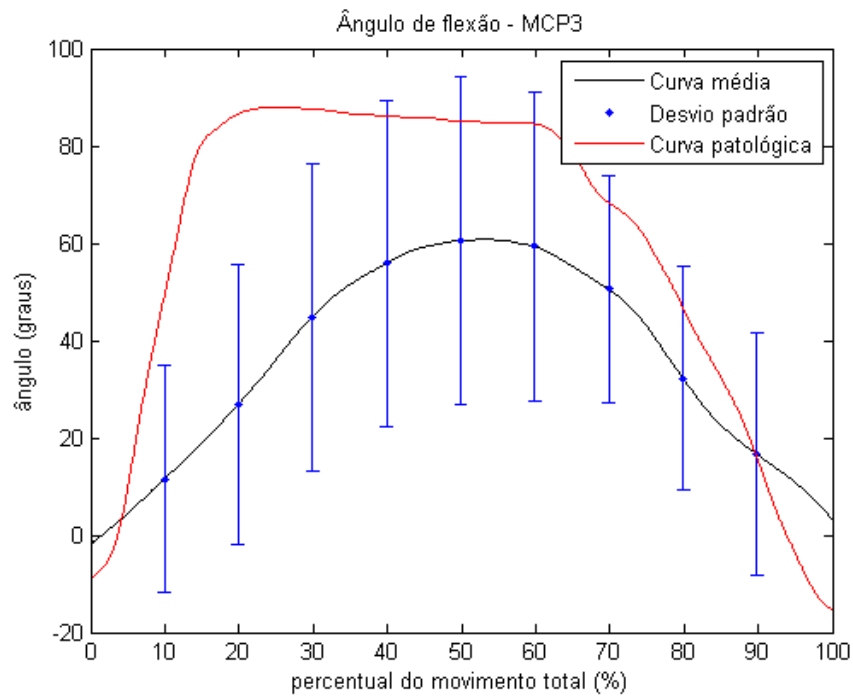


Figura 56 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

Como esperado, os ângulos de extensão de MCP4 e MCP5 no início do movimento são significativamente aumentados com relação aos sujeitos normais:



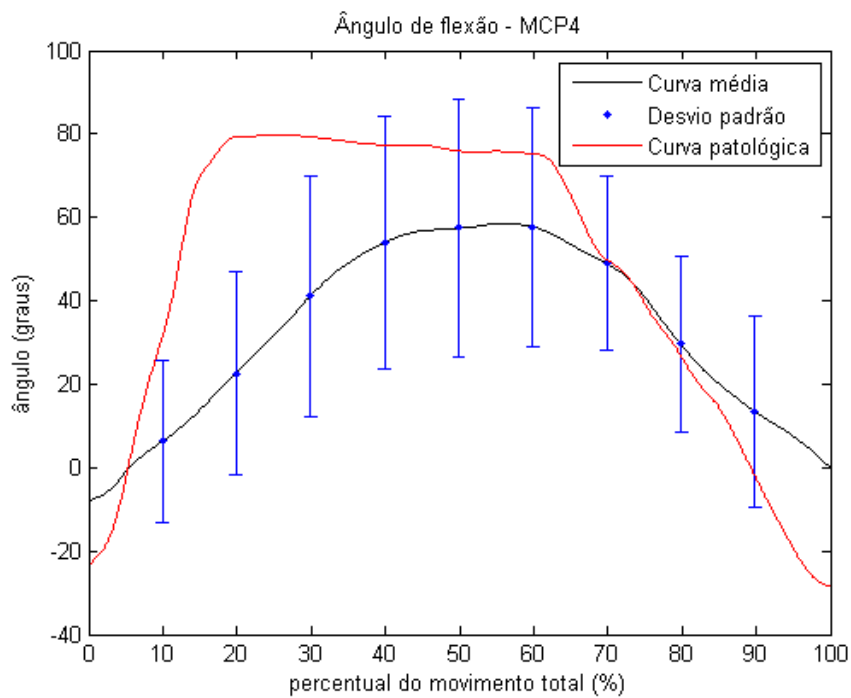


Figura 57 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

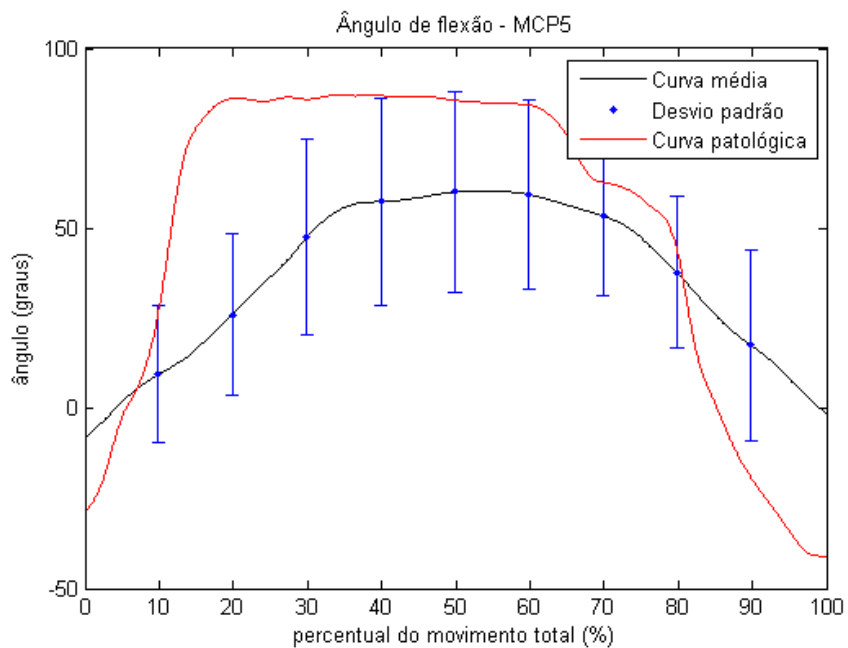


Figura 58 – Ângulo de flexão de MCP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

- Articulações interfalangeanas proximais:

As Figuras 59, 60, 61 e 62 comparam o movimento de flexão/extensão das articulações interfalangeanas proximais entre o quadro patológico e sujeitos normais. É esperado que as articulações dos dedos 4 e 5 sejam as mais comprometidas, com hiperflexão acentuada e redução da amplitude de movimento (DUERKSEN; VIRMOND, 1997).

Uma observação da Figura 59 mostra um perfil de movimento semelhante ao normal para PIP2, como seria o esperado. Já a terceira interfalangeana, como pode-se ver na Figura 60, parece apresentar um quadro leve de hiperflexão:

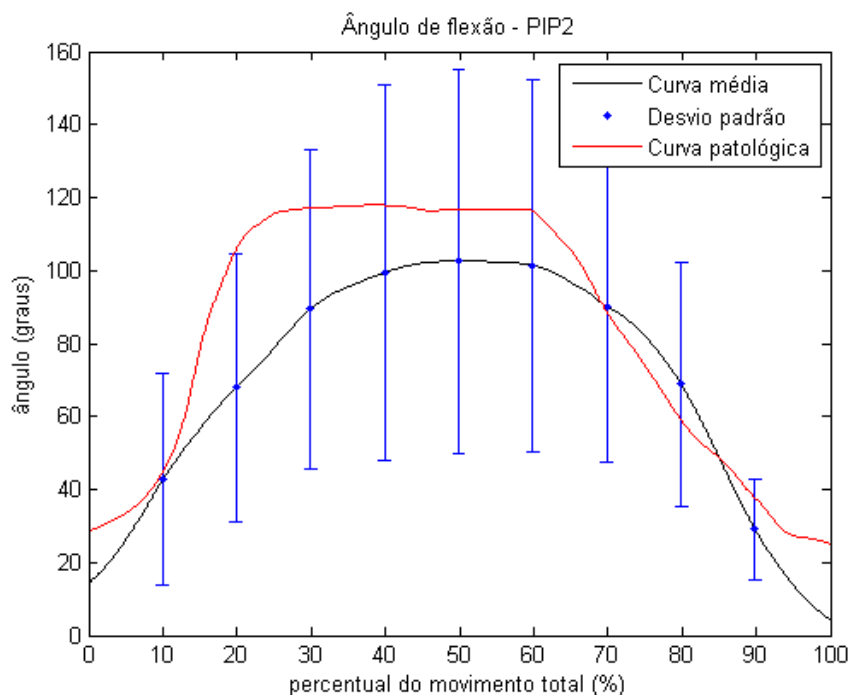


Figura 59 – Ângulo de flexão de PIP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

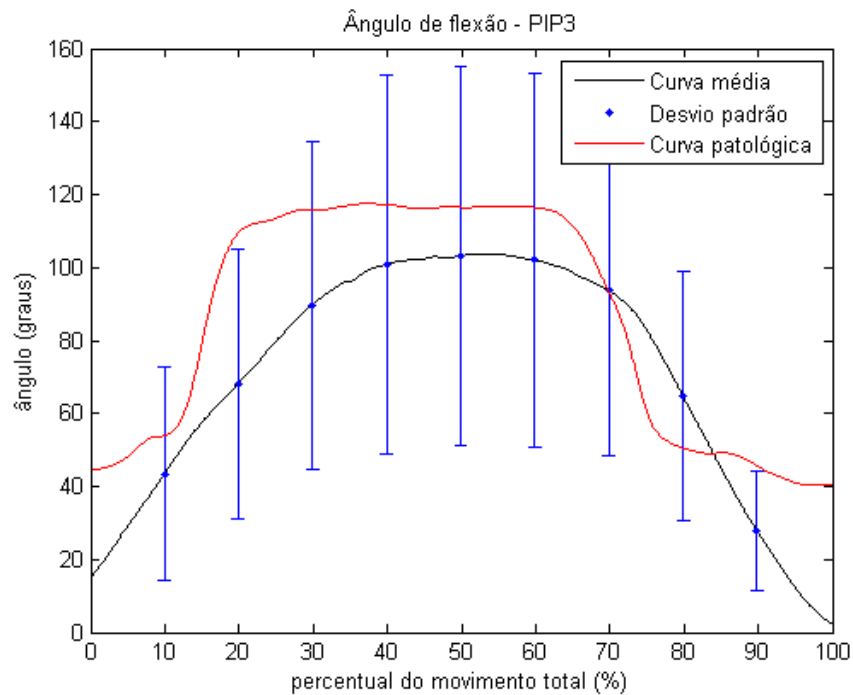


Figura 60 – Ângulo de flexão de PIP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

As articulações interfalangeanas proximais dos dedos 4 e 5 apresentam um quadro bastante acentuado de hiperflexão, como mostram as Figuras 61 e 62, com redução significativa da amplitude de movimento de PIP5:

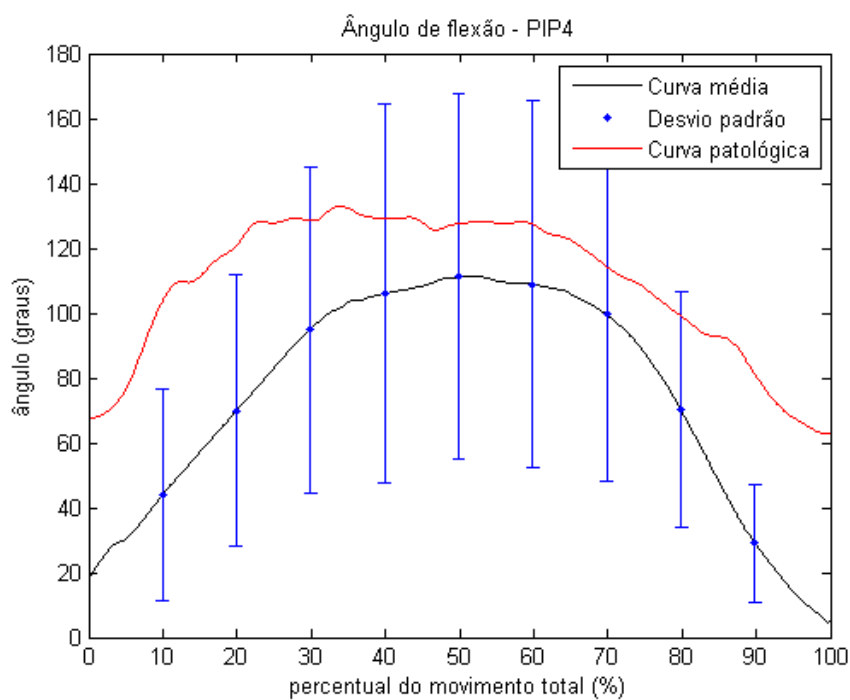


Figura 61 – Ângulo de flexão de PIP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

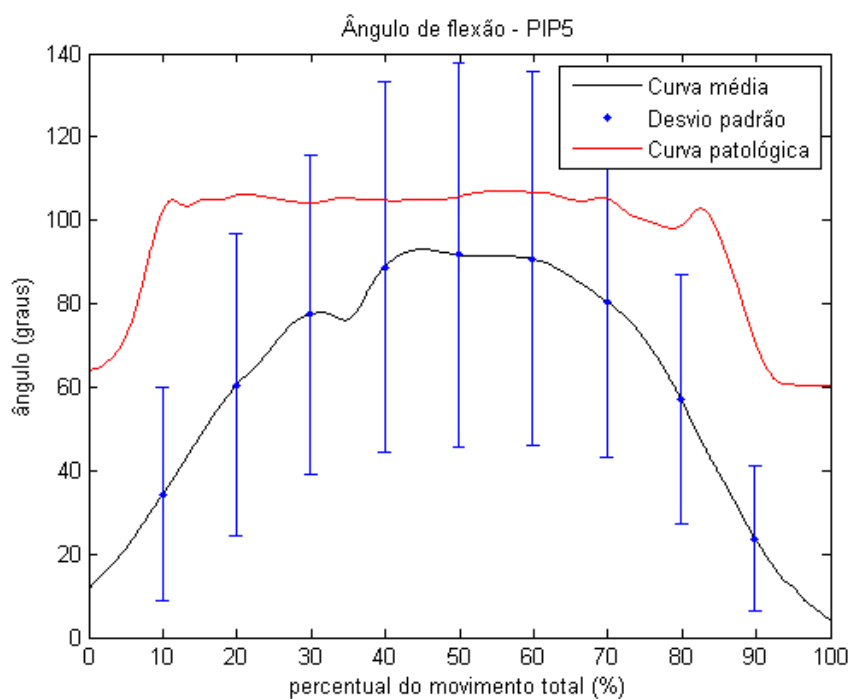


Figura 62 – Ângulo de flexão de PIP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

- Articulações interfalangeanas distais:

O resultado obtido nas articulações interfalangeanas distais merece atenção especial. As Figuras 63, 64, 65 e 66 mostram uma amplitude de movimento bastante limitada, mesmo para o segundo e o terceiro dedos, teoricamente pouco afetados pela patologia. As articulações dos dedos 2, 3 e 4 flexionam-se pouco, havendo hiperextensão no momento em que os dedos tocam a palma. Esse resultado contraria o que seria esperado para os dedos pouco afetados no quadro patológico, e uma investigação posterior é necessária para avaliar se os resultados realmente correspondem a uma limitação da paciente.

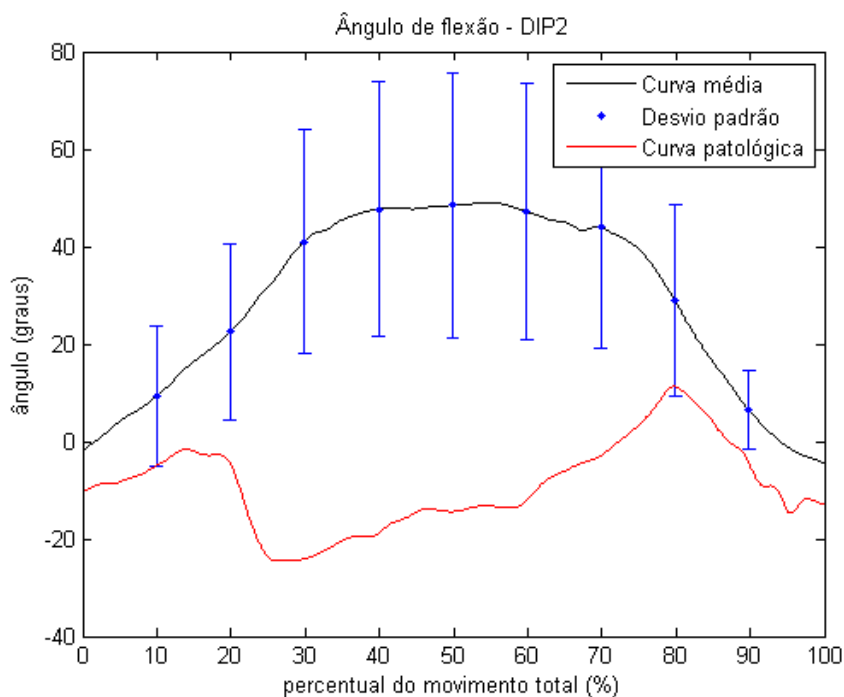


Figura 63 – Ângulo de flexão de DIP2 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

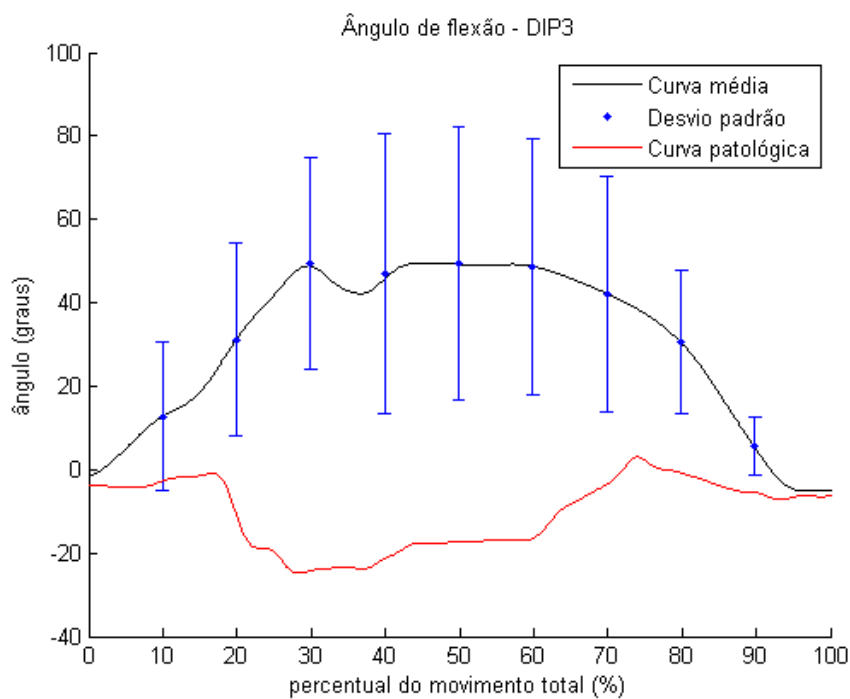


Figura 64 – Ângulo de flexão de DIP3 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

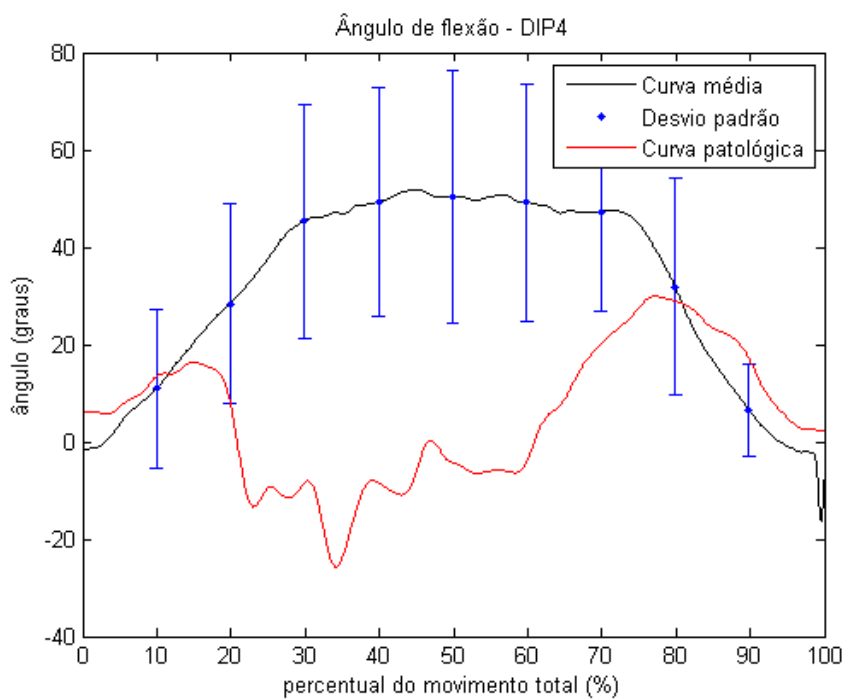


Figura 65 – Ângulo de flexão de DIP4 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

Avaliando o padrão de movimento de DIP 5, na Figura 66, fica claro que a capacidade motora na articulação é bastante limitada. O sinal oscila, indicando prováveis tremores, com pouca flexão efetiva:

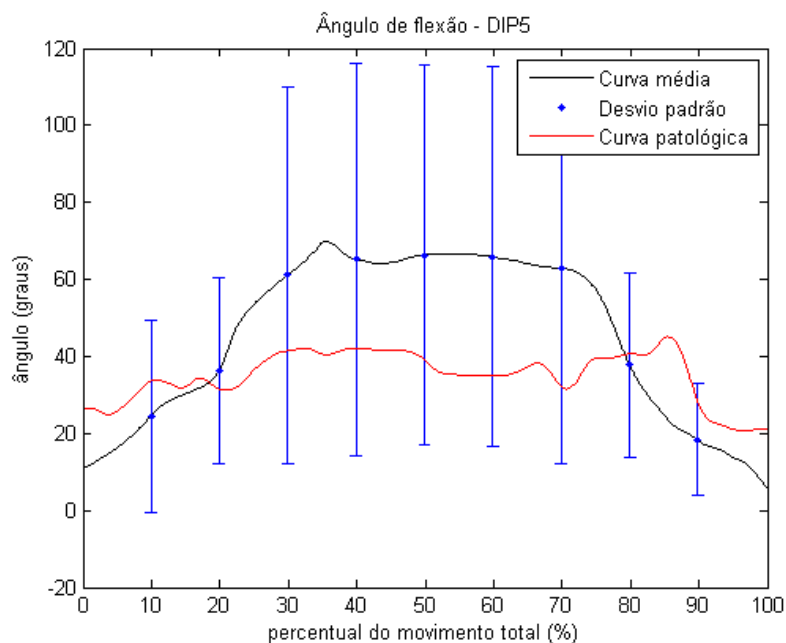


Figura 66 – Ângulo de flexão de DIP5 normalizado. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

### 6.3 Movimento de pinça

O movimento de pinça representa uma limitação dos pacientes com Hanseníase que a cirurgia de transferência de tendão se propõe a sanar. Os pacientes realizam a pinça, em geral, com o polegar em oposição ao segundo e terceiro dedos, já que o quarto e o quinto se encontram, em hiperflexão (DUERKSEN; VIRMOND, 1997).

As Figuras 67, 68, 69, 70, mostram o resultado de adução/abdução das articulações metacarpofalangeanas durante o movimento de pinça. A trajetória de deslocamento angular no quinto dedo sofre pouca variação, indicando um comprometimento da capacidade de adução de MCP5. Os outros dedos parecem ter um comportamento normal com relação a este movimento.

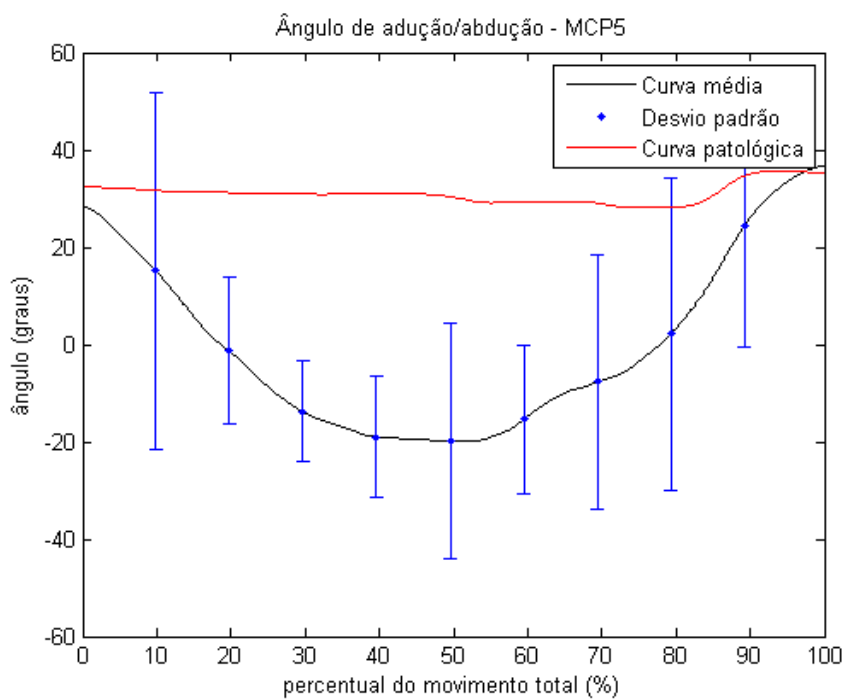


Figura 67 – Ângulo de adução/abdução de MCP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

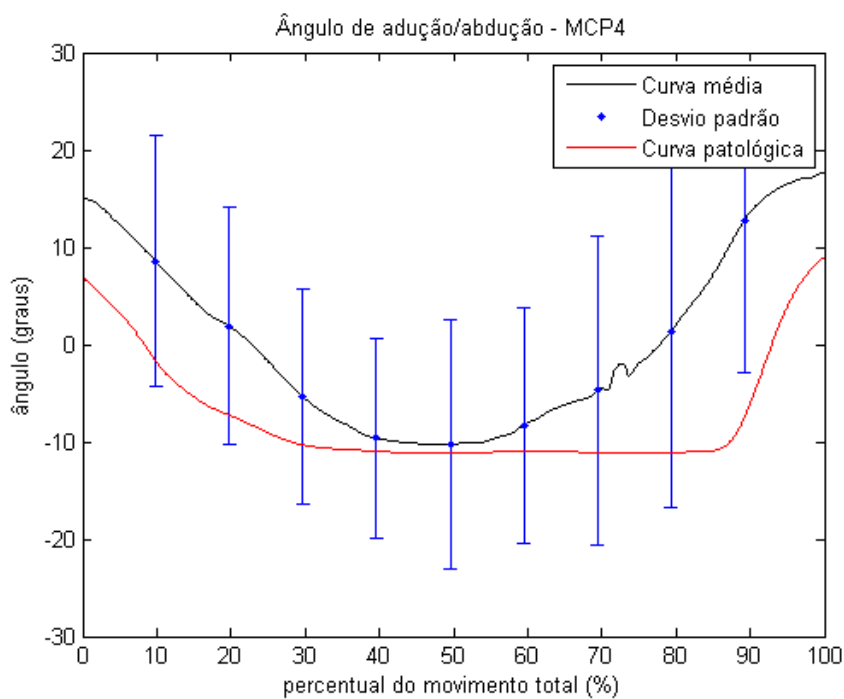


Figura 68 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.



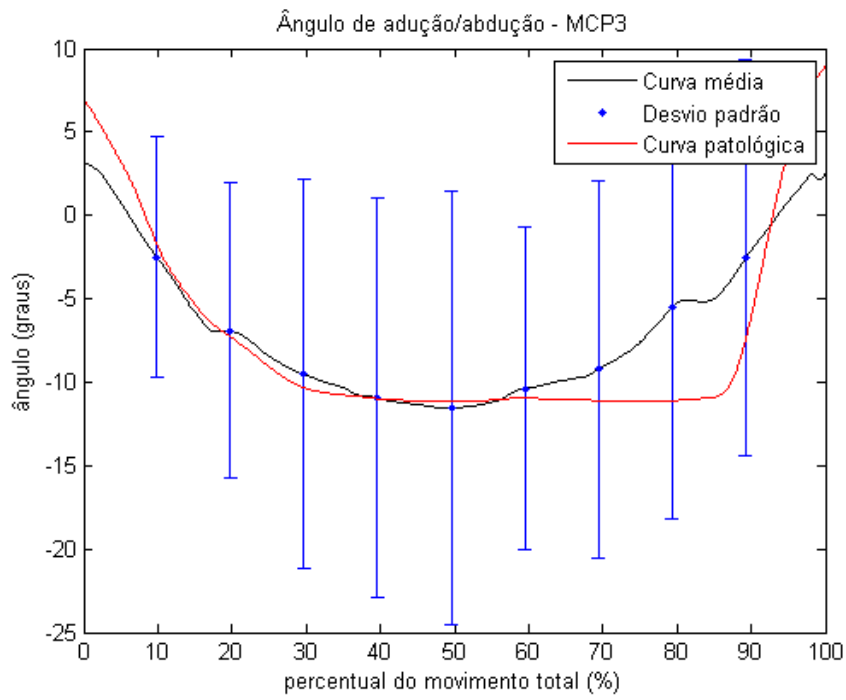


Figura 69 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

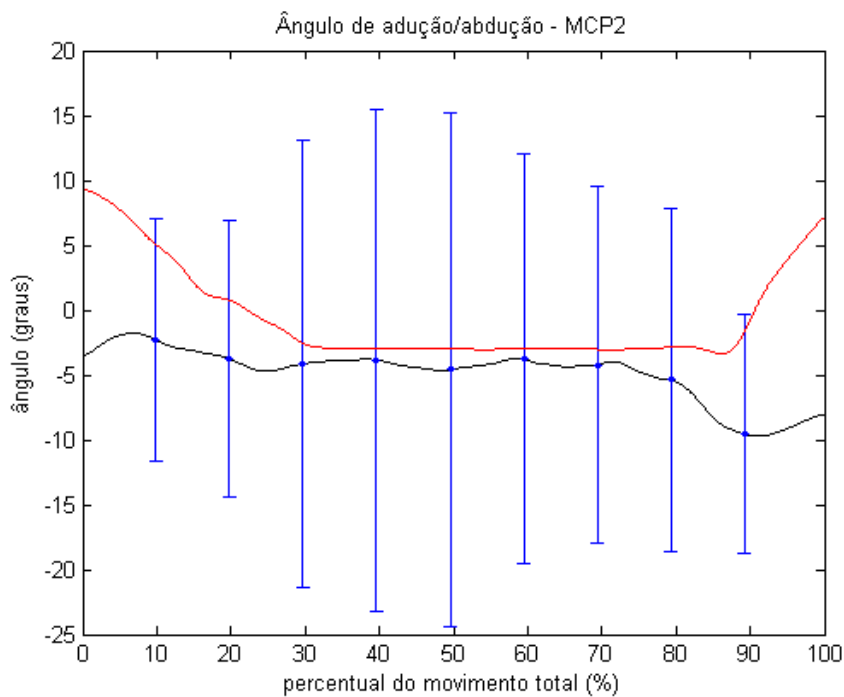


Figura 70 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

Com relação aos ângulos de flexão das metacarpofalangeanas durante o movimento de pinça, uma observação das Figuras 71 mostra um deslocamento angular bastante reduzido na quinta articulação metacarpofalangeana. As outras articulações, cujas trajetórias podem ser vistas nas Figuras 72, 73 e 74, se flexionam de forma aparentemente normal.

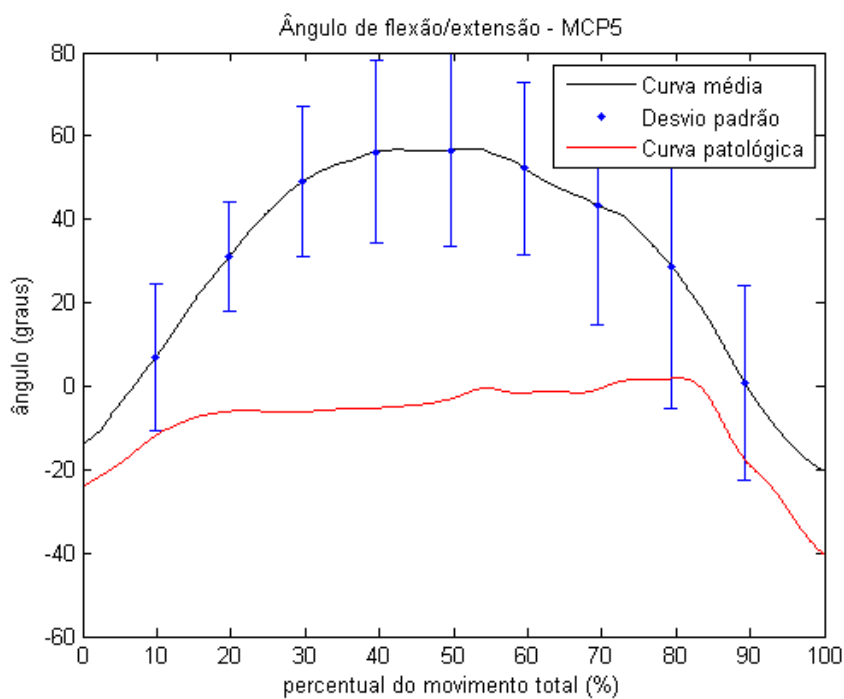


Figura 71 – Ângulo de flexão de MCP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

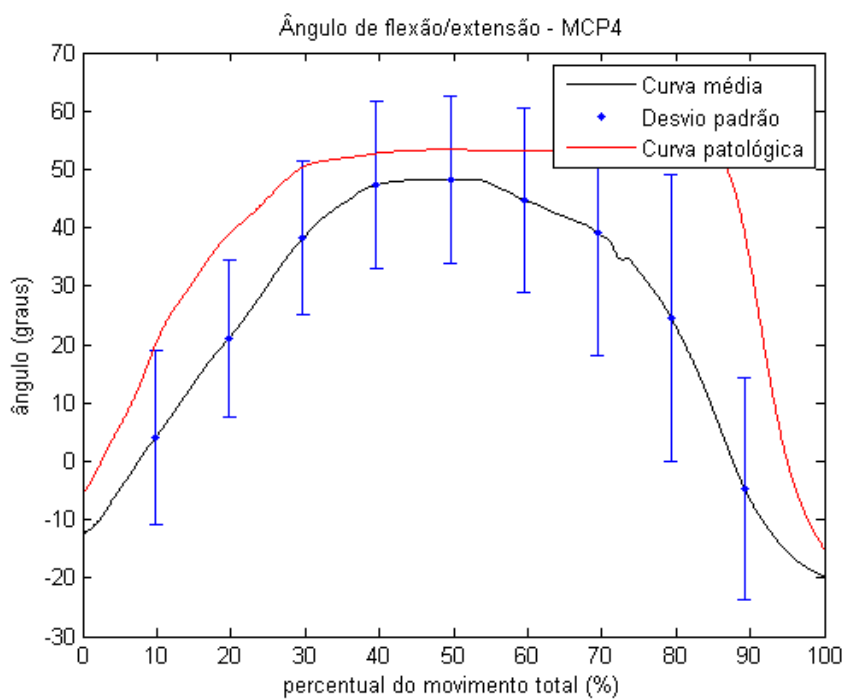


Figura 72 – Ângulo de flexão de MCP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

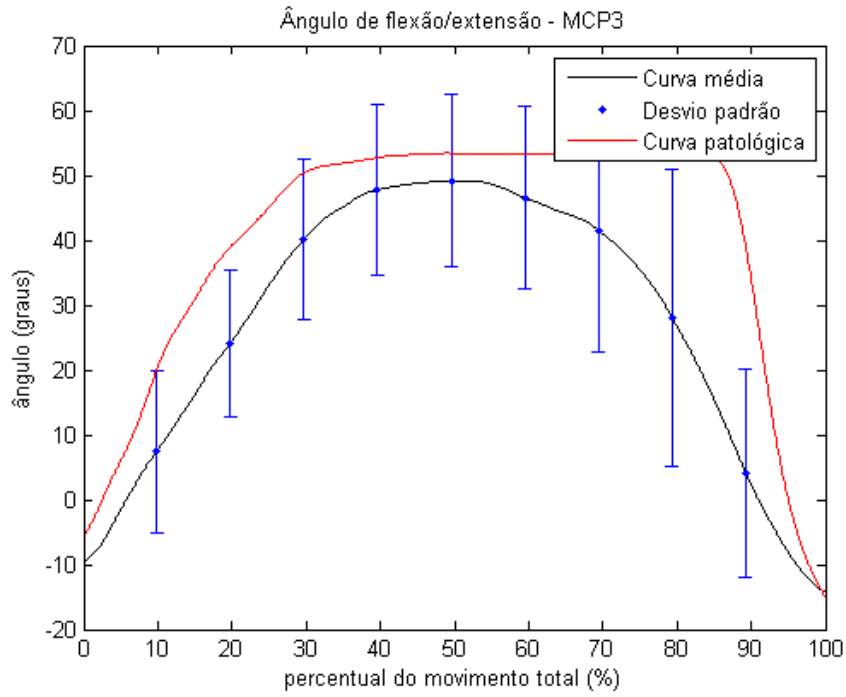


Figura 73 – Ângulo de flexão de MCP3 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

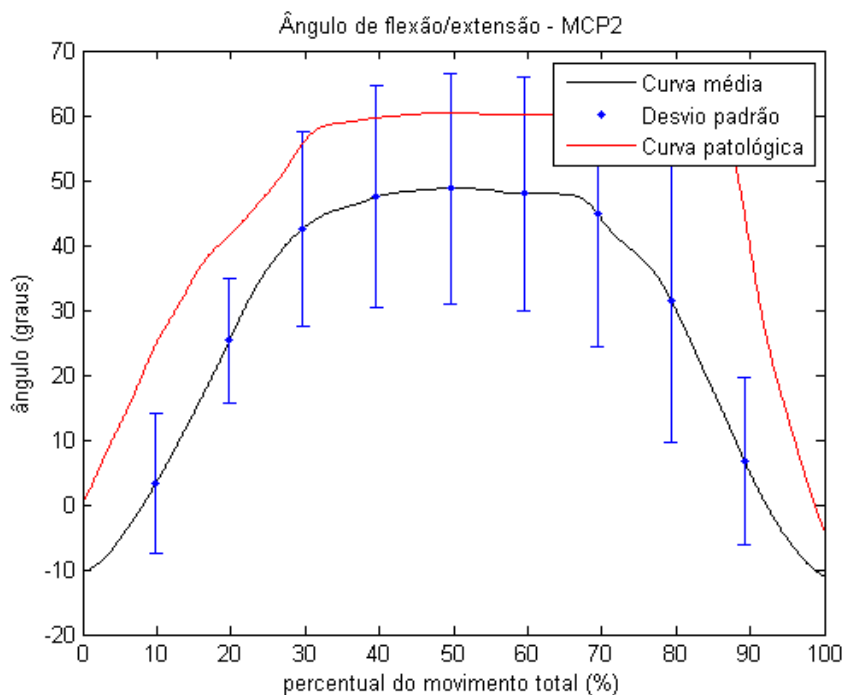


Figura 74 – Ângulo de flexão de MCP2 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

É interessante observar o quadro de hiperflexão na quarta e quinta articulações interfalangeanas proximais, respectivamente, nas Figuras 75 e 76. Pela avaliação dos resultados destas articulações, conjuntamente com os deslocamentos angulares das metacarpofalangeanas, pode-se inferir que o quarto e o quinto dedos não contribuem, de fato, no movimento de pinça, se mantendo hiperflexionados.

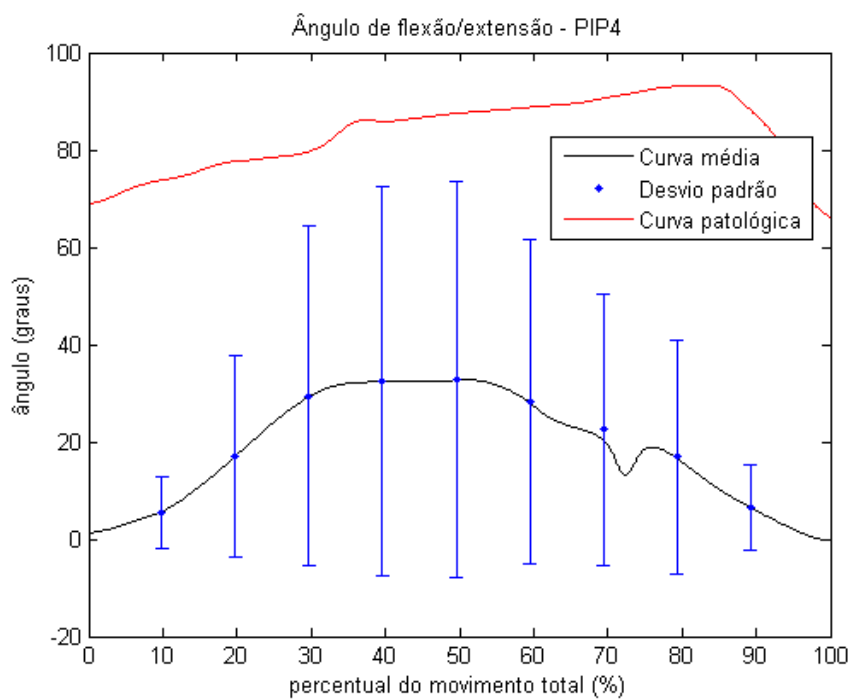


Figura 75 – Ângulo de flexão de PIP4 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

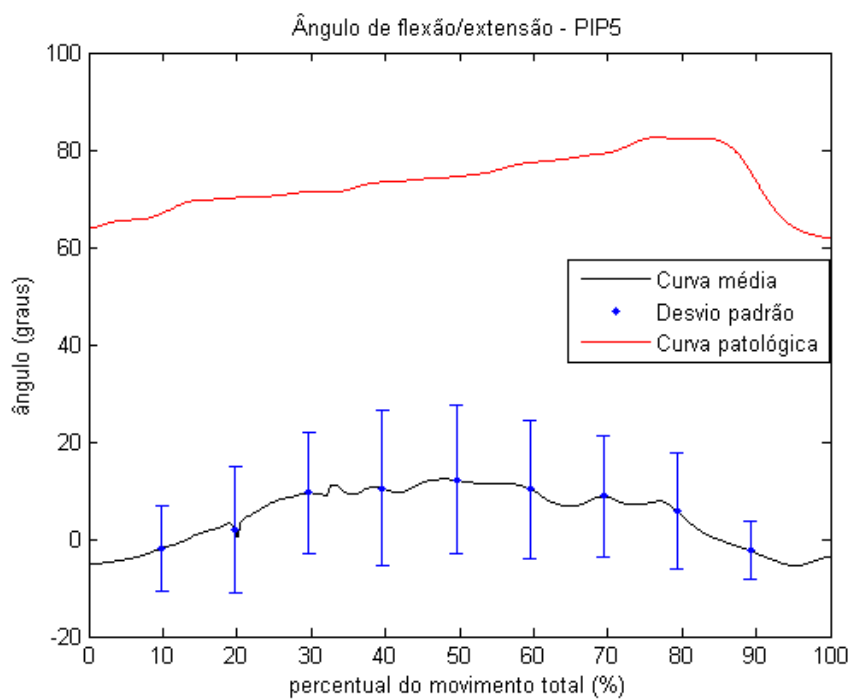


Figura 76 – Ângulo de flexão de PIP5 normalizado para movimento de pinça. Quadro patológico comparado à curva média de sujeitos normais.

## 7 Conclusão

Este trabalho apresentou uma metodologia prática para a reconstrução da cinemática da mão. O método foi aplicado para a avaliação de um caso patológico de Hanseníase, em que a paciente apresentava dano neurológico restrito ao nervo ulnar. Os resultados foram coerentes com as expectativas para os movimentos medidos. Os valores de ângulos de flexão de voluntários estão dentro do intervalo fisiologicamente razoável para todas as articulações. As articulações interfalangeanas proximais apresentam deslocamentos angulares relativos à abdução significativamente acima do esperado, possivelmente devido ao deslocamento da pele ao redor das articulações metacarpofalangeanas. Considerações para redução deste efeito devem ser incluídas no futuro deste trabalho.

A medição do caso patológico mostrou, para o quarto e quinto dedos, hiperflexão acentuada das articulações interfalangeanas proximais, que apresentam flexão em torno de  $77^\circ$  superior à média de sujeitos normais. Para as metacarpofalangeanas, a hiperextensão é superior à média de sujeitos normais em cerca de  $23^\circ$  para o quarto dedo, e  $26^\circ$  para o quinto. A amplitude de flexão de todas as articulações distais é reduzida em comparação à curva média de normais. Esta conclusão deve ser investigada mais profundamente, já que pode estar relacionada à uma escolha voluntária da paciente com relação à forma de flexão dos dedos, e não a uma incapacidade de flexão destas articulações. Já a observação do padrão de movimento da quinta articulação interfalangeana distal parece indicar, de fato, que há uma limitação na capacidade de flexão.

Mais sujeitos são necessários para melhor caracterização da curva representativa do movimento de sujeitos normais. Além disso, os dados mostram alta variabilidade quanto ao padrão de movimento, indicando que um protocolo mais específico deve ser adotado nas próximas medições. Até então, instruções eram dadas apenas com relação à postura inicial e final do movimento, ficando a forma de flexão e extensão a critério do sujeito.

O aumento da velocidade e qualidade de processamento dos dados é um aspecto crítico para a adoção do método em mais larga escala. Atualmente, o processo manual de ajuste das trajetórias oferecido pelo BTS Smart Tracker pode ser bastante demorado, e a interpolação por splines cúbicas oferece resultados insatisfatórios para *gaps* prolongados. Algoritmos para rotulagem automática e reconstrução da trajetória de marcadores com base em parâmetros anatômicos devem ser desenvolvidos num futuro próximo.

O método de reconstrução da cinemática adotado neste trabalho possibilita a quantificação da progressão do quadro clínico de pacientes com patologias diversas de movimento das mãos. O futuro do trabalho deve incluir a utilização dos dados de cine-

mática em modelos biomecânicos para avaliar o padrão motor da mão de pacientes com Hanseníase. Os resultados podem contribuir para a compreensão do comportamento mecânico pré e pós cirúrgico da mão e para um planejamento mais eficiente da cirurgia de transferência de tendão.



## Referências

- ANDERSON, F. C. et al. “*SimTrack: Software for Rapidly Generating Muscle-Actuated Simulations of Long-Duration Movement*”. 2006. Resumo de uma conferência.
- ANDERSON, G. A. “The surgical management of deformities of the hand in leprosy”. *J Bone Joint Surg*, 2006. v. 88, p. 290–294, 2006.
- BTS. “*SMART-D User Manual*”. 2008. Manual do usuário, BTS SMART-D.
- BUCHHOLZ, B.; ARMSTRONG, T. J. “A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities”. *Journal of Biomechanics*, 1992. v. 25, p. 149–162, fev. 1992.
- CANBLER. “*Raios-X das extremidades*”. 2013. Data de acesso: jun/2013. Disponível em: <<http://o.canbler.com/categoria/ossos-articulacoes-e-musculos/raios-x-das-extremidades>>.
- CAVALCANTI, C. E. B. “Forma neurítica pura da hanseníase com acometimento exclusivo do nervo ulnar ? Relato de caso”. *J Bras Neurocirurg*, 2002. v. 13, p. 106–108, 2002.
- CERVERI, P. et al. “Derivation of Centers and Axes of Rotation for Wrist and Fingers in a Hand Kinematic Model: Methods and Reliability Results”. *Annals of Biomedical Engineering*, 2005. v. 33, p. 402–412, mar. 2005.
- CERVERI, P. et al. “Finger Kinematic Modeling and Real-Time Hand Motion Estimation”. *Annals of Biomedical Engineering*, 2007. v. 35, p. 1989–2002, nov. 2007.
- CHIU, H.-Y. et al. “The motion analysis system and goniometry of the finger joints”. *Journal of Hand Surgery*, 1998. v. 23, p. 788–791, jun. 1998.
- CHOCRON, O. “*Euler ZYX Convention*”. 2000. Data de acesso: ago/2013. Disponível em: <<http://web.mit.edu/2.05/www/Handout/HO2.PDF>>.
- CIVEK, E. “*Comparison of kinematic results between Metu-Kiss and Ankara University Vicon gait analysis systems*”. Dissertação (Mestrado) — Middle East Technical University, dez. 2006.
- COONEY, W. P. et al. “The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint”. *Journal of bone and joint surgery*, 1981. v. 63, p. 1371–1381, dez. 1981.
- DELP, S. L. et al. “OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement”. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2007. v. 54, p. 1940–1950, nov. 2007.
- DELP, S. L.; GRIERSON, A. E.; BUCHANAN, T. S. “Maximum isometric moments generated by the wrist muscles in flexion-extension and radial-ulnar deviation”. *Journal of Biomechanics*, 1996. v. 29, p. 1371–1375, nov. 1996.

- DICTIONARY, T. F. “Angles of rotation about the wrist”. 2013. Data de acesso: jun/2013. Disponível em: <<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/pronation>>.
- DUERKSEN; VIRMOND. “Fisiopatologia da mão em hanseníase”. *Cirurgia reparadora e reabilitação em hanseníase*, 1997. p. 199–210, 1997.
- FOUNDATION, D. R. “Angles of rotation about the wrist”. 2013. Data de acesso: jun/2013. Disponível em: <<http://www.oandplibrary.org>>.
- FRIEDMAN, J. “Introduction to human movement analysis”. 2010. Aula de análise do movimento da Macquarie University.
- FRÖHLICH, P. D. T. “Data glove and head tracking device”. 2013. Data de acesso: jun/2013. Disponível em: <<http://glove.ongray.de/>>.
- FU, Q.; SANTELLO, M. “Tracking whole hand kinematics using extended Kalman filter”. *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2010. p. 4606–4609, set. 2010.
- GAMAGE, S.; LASENBY, J. “New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation”. *Journal of Biomechanics*, 2002. v. 35, p. 87–93, jan. 2002.
- GUSTUS, A. et al. “Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications”. *Biological Cybernetics*, 2012. v. 106, p. 741–755, out. 2012.
- HOLZBAUR, K. R. S.; MURRAY, W. M.; DELP, S. L. “A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control”. *Annals of Biomedical Engineering*, 2005. v. 33, p. 829–840, jun. 2005.
- HOYET, L. et al. “Sleight of Hand: Perception of Finger Motion from Reduced Marker Sets”. *13D 2012 Proceedings of the ACM SIGGRAPH Symposium on Interactive 3D Graphics and Games*, 2012. p. 79–86, mar. 2012.
- KAPANDJI, A. I. “Fisiologia articular, volume 1: membros superiores”. 5. ed. [S.l.]: Medicina Panamericana Editora do Brasil LTDA., 2000.
- LEE, J.; KUNII, T. L. “Model-Based Analysis of Hand Posture”. *Journal IEEE Computer Graphics and Applications*, 1995. v. 15, p. 77–86, set. 1995.
- LIVINGSTONE, S. R. “Macquarie motion capture manual”. 2013. Data de acesso: jul/2013. Disponível em: <[http://psy.mq.edu.au/me2/mocap\\_v1/data\\_analysis.html](http://psy.mq.edu.au/me2/mocap_v1/data_analysis.html)>.
- MENDES, P. “Cai número de casos de hanseníase, mas Brasil ainda é o 2º no mundo”. 2013. Data de acesso: jul/2013. Disponível em: <<http://g1.globo.com/brasil/noticia/2012/01/cai-numero-de-casos-de-hanseníase-mas-brasil-ainda-e-o-2-no-mundo.html>>.
- PANDY, M. G.; ANDRIACCHI, T. P. “Muscle and joint function in human locomotion”. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2010. v. 12, p. 401–433, ago. 2010.
- SU, F.-C. et al. “Movement of finger joints induced by synergistic wrist motion”. *Clinical Biomechanics*, 2005. v. 20, p. 491–497, jan. 2005.

WU, G. et al. “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”. *Journal of Biomechanics*, 2005. v. 38, p. 981–992, maio 2005.

ZHANG, X.; LEE, S. W.; BRAIDO, P. “Determining finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement.” *Journal of Biomechanics*, 2003. v. 36, p. 1097–1102, ago. 2003.

# A Códigos em MATLAB

- Código para processamento dos ângulos articulares: retira as partes anteriores ao movimento, normaliza todas as curvas a partir da curva de maior duração, calcula média e desvio padrão do grupo de normais, normalizando também o caso patológico para comparação. Calcula amplitudes angulares e ângulos máximos e mínimos.

```
clear all;

%definindo varaveis globais

global dados;
global Frame Time IPANGX IPANGY IPANGZ MCP5ANGX MCP5ANGY MCP5ANGZ
PIP5ANGX PIP5ANGY PIP5ANGZ DIP5ANGX DIP5ANGY DIP5ANGZ MCP3ANGX MCP3ANGY
MCP3ANGZ DIP4ANGX DIP4ANGY DIP4ANGZ MCP4ANGX MCP4ANGY MCP4ANGZ PIP4ANGX
PIP4ANGY PIP4ANGZ MCP2ANGX MCP2ANGY MCP2ANGZ PIP2ANGX PIP2ANGY PIP2ANGZ
DIP2ANGX DIP2ANGY DIP2ANGZ DIP3ANGX DIP3ANGY DIP3ANGZ PIP3ANGX PIP3ANGY
PIP3ANGZ

numbarraserro = 10;

delimiterIn = '\t'; %definindo delimitador tab
headerlinesIn = 11; %retirando cabecalho

Frame = 0; Time = 0; IPANGX = 0; IPANGY = 0; IPANGZ = 0; MCP5ANGX = 0;
MCP5ANGY = 0; MCP5ANGZ = 0; PIP5ANGX = 0; PIP5ANGY = 0; PIP5ANGZ = 0;
DIP5ANGX = 0; DIP5ANGY = 0; DIP5ANGZ = 0; MCP3ANGX = 0; MCP3ANGY = 0;
MCP3ANGZ = 0; DIP4ANGX = 0; DIP4ANGY = 0; DIP4ANGZ = 0; MCP4ANGX = 0;
MCP4ANGY = 0; MCP4ANGZ = 0; PIP4ANGX = 0; PIP4ANGY = 0; PIP4ANGZ = 0;
MCP2ANGX = 0; MCP2ANGY = 0; MCP2ANGZ = 0; PIP2ANGX = 0; PIP2ANGY = 0;
PIP2ANGZ = 0; DIP2ANGX = 0; DIP2ANGY = 0; DIP2ANGZ = 0; DIP3ANGX = 0;
DIP3ANGY = 0; DIP3ANGZ = 0; PIP3ANGX = 0; PIP3ANGY = 0; PIP3ANGZ = 0;
corte = 0.025;

%ajustar conforme numero de coletas

NumSujeitos = 5;

dados = cell(1,NumSujeitos);

%loop para ler arquivos

for i=1:NumSujeitos

    nome_arq =
    ['C:\Users\jessica\Documents\MATLAB\pinca\sujeito',num2str(i),'.emt'];
    dados{i} = importdata(nome_arq,delimiterIn,headerlinesIn);
    disp(dados{i})
end
```

```
%dados da paciente

arqpaciente = 'C:\Users\jessica\Documents\MATLAB\pinca\paciente.emt';
dadospaciente = importdata(arqpaciente,delimiterIn,headerlinesIn);

fnorm =4/200; % frequencia de corte normalizada
[b1,f1] = butter(4,fnorm,'low'); %definição do filtro de 4 ordem

inicializa();

cont = zeros(1:NumSujeitos);
b = cell(1,NumSujeitos);
trajetutil = cell(1,NumSujeitos);
tempoutil = cell(1,NumSujeitos);

% loop para filtro e procesamento das trajetorias

for i=1:NumSujeitos

    b{i} = filtfilt(b1,f1,dados{i}.data(:,14));

    [m(i),n(i)] = max(b{i});
    r{i} = range(b{i});
    trigger{i} = r{i}*corte;

    cont = 0;

    while b{i}(n(i)-cont)> trigger{i}+b{i}(1)

        cont = cont + 1;
    end

    inicio(i) = n(i)-cont;

    cont = 0;

    while b{i}(n(i)+cont)> trigger{i}+b{i}(end)

        cont = cont + 1;
    end

    final(i) = n(i)+cont;
    intervalo(i) = final(i)-inicio(i);

end
```

```

%definindo novas matrizes editadas

    trajetutil{i} = dados{i}.data(inicio(i):final(i),:);
    tempoutil{i} = dados{i}.data(inicio(i):final(i),2)-
dados{i}.data(inicio(i),2);
    tmax{i} = dados{i}.data(final(i),2)-dados{i}.data(inicio(i),2);
end

[maxintervalo,nmaxintervalo] = max(intervalo);
tnorm = cell(1,NumSujeitos);

    %para o caso patologico

    bpac = filtfilt(b1,f1,dadospaciente.data(:,35));
    [mpac,npac] = max(bpac);
    amppac = range(bpac);
    triggerpac = amppac*0.05;

    cont2 = 0;

    while bpac(npac-cont2)> triggerpac+bpac(1)
        cont2 = cont2 + 1;
    end

    iniciopac = npac-cont2;

    cont2 = 0;

    while bpac(npac+cont2)> triggerpac+bpac(end)
        cont2 = cont2 + 1;
    end

    finalpac = npac+cont2;
    intervalopac = finalpac-iniciopac;

%definindo novas matrizes editadas

    trajetpac = dadospaciente.data(iniciopac:finalpac,:);
    tempopac = dadospaciente.data(iniciopac:finalpac,2)-
dadospaciente.data(iniciopac,2);
    tmaxpac = dadospaciente.data(finalpac,2)-
dadospaciente.data(iniciopac,2);

```

```
%definindo curva final

for i=1:NumSujeitos
    %tnorm{i} = tempoutil{i}*maxintervalo/intervalo(i);
    %tnorm{i} = (tempoutil{i}/max(tempoutil{i}));
    tnorm{i} = (tempoutil{i}/tmax{i})*100;
end

for i=1:NumSujeitos

    curvafinal{i} =
    interp1(tnorm{i},trajetutil{i},tnorm{nmaxintervalo});

end

tamanho = size(tnorm{nmaxintervalo});

%patologico normalizado

tnormpac = (tempopac/tmaxpac)*100;
finalpac = interp1(tnormpac,trajetpac,tnorm{nmaxintervalo});

%calculando media e variancia para cada articulacao

for t=1:tamanho
    variancia_ant = 0;
    for coluna=3:41
        media(t,coluna) = 0;
        for i=1:NumSujeitos
            media(t,coluna) = media(t,coluna) +
            curvafinal{i}(t,coluna)/NumSujeitos;
            if i>1
                variancia(t,coluna) = ((curvafinal{i}(t,coluna) -
            media(t,coluna))^2/(i-1)) + ((i-1)*variancia_ant)/i;
                variancia_ant = variancia(t,coluna);
            end
        end
        desvio(t,coluna) = sqrt(variancia(t,coluna));
    end
end
end
```

```
%array erro para grafico

inttempoerro = floor(tamanho(1)/numbarraserro);

for k=3:41

    for i=1:(numbarraserro-1)
        % articulacao, posicao da barra, tempo/desvio
        erro(k,i,1) = tnorm{nmaxintervalo}(i*inttempoerro);
        %erro(k,i,1) = 0.1*i;
        erro(k,i,2) = desvio(i*inttempoerro,k);
        erro(k,i,3) = media(i*inttempoerro,k);
    end

end

%definindo amplitudes angulares, max e min

for i=3:41

    %movimento medio
    ampmaxmin(i,1) = range(media(:,i));
    ampmaxmin(i,2) = max(media(:,i));
    ampmaxmin(i,3) = min(media(:,i));

    %caso patologico
    ampmaxminpac(i,1) = range(finalpac(:,i));
    ampmaxminpac(i,2) = max(finalpac(:,i));
    ampmaxminpac(i,3) = min(finalpac(:,i));

end
```



## B Algoritmos feitos no BTS Smart Analyser

- Algoritmo para cálculo dos ângulos tridimensionais

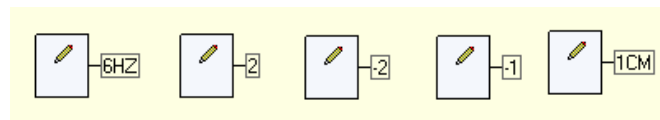


Figura 77 – Definição das variáveis globais.

- Operações realizadas nas articulações metacarpofalangeanas 2, 3, 4, 5:

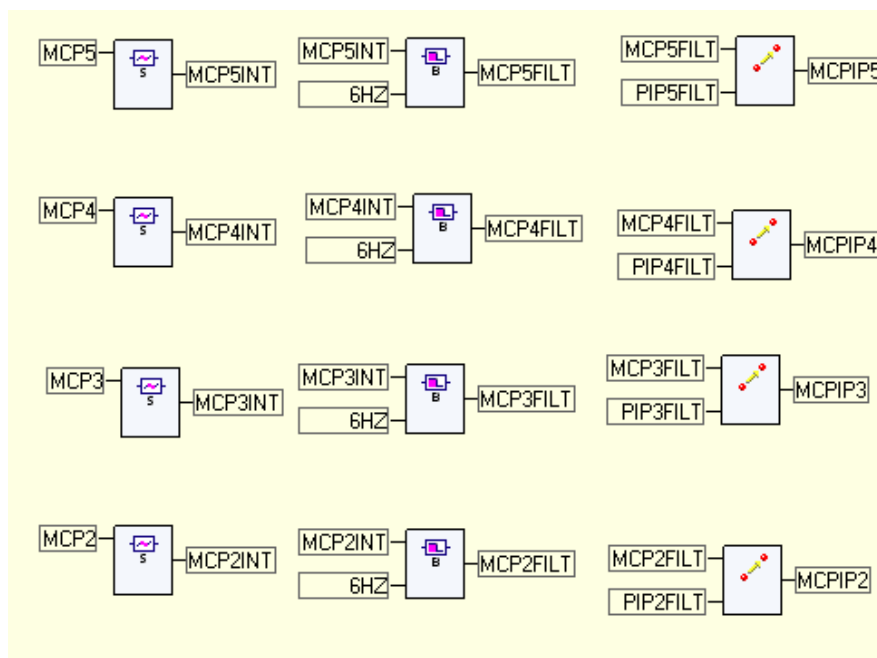


Figura 78 – Interpolação dos gaps e filtro com Butterworth de quarta ordem.

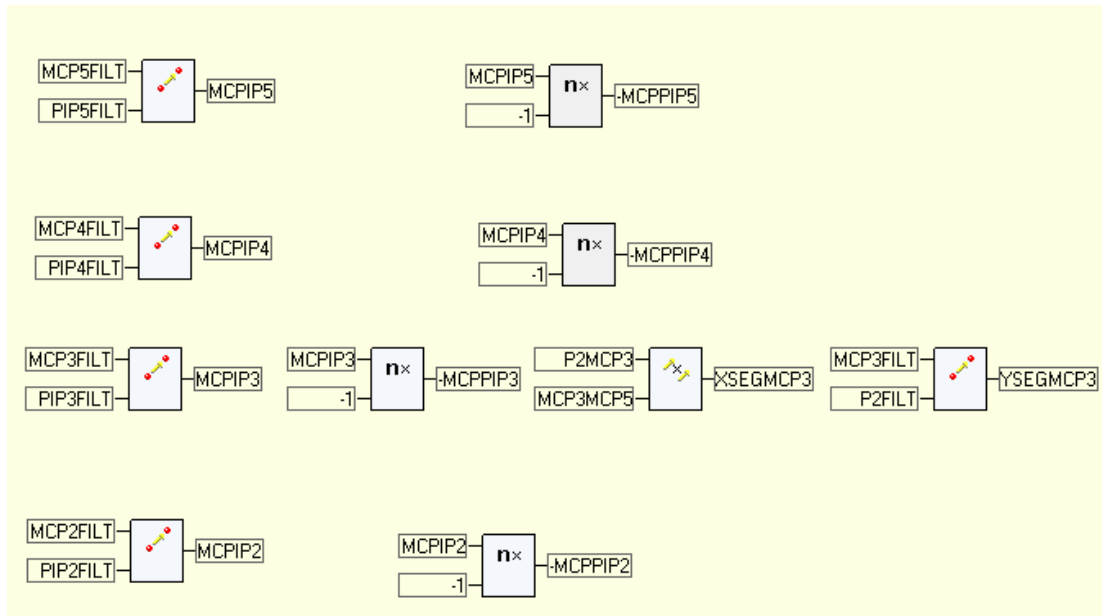


Figura 79 – Definição dos vetores de referência.

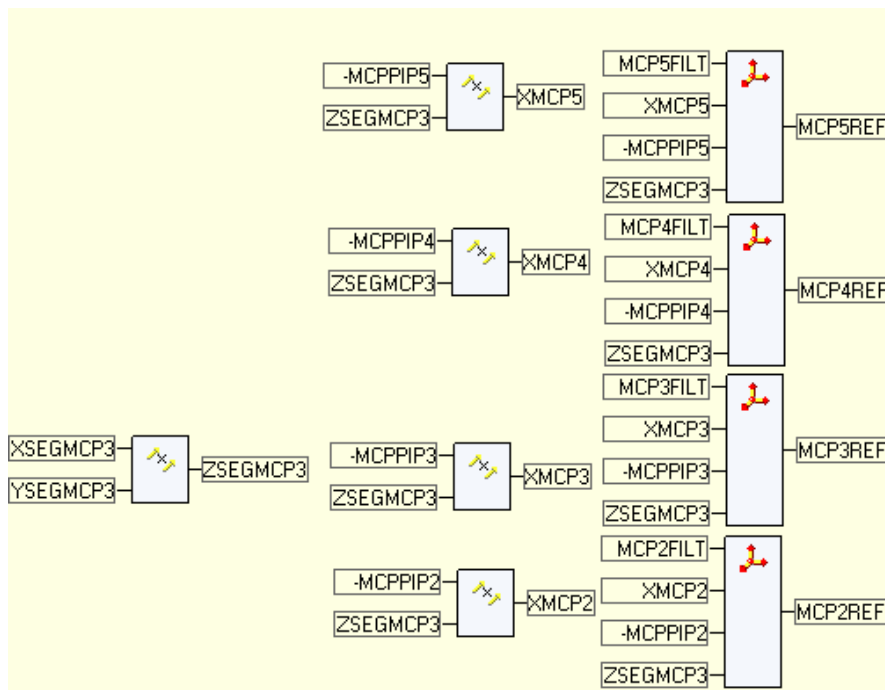


Figura 80 – Definição dos sistemas de referência para definição dos centros articulares, parte 1.

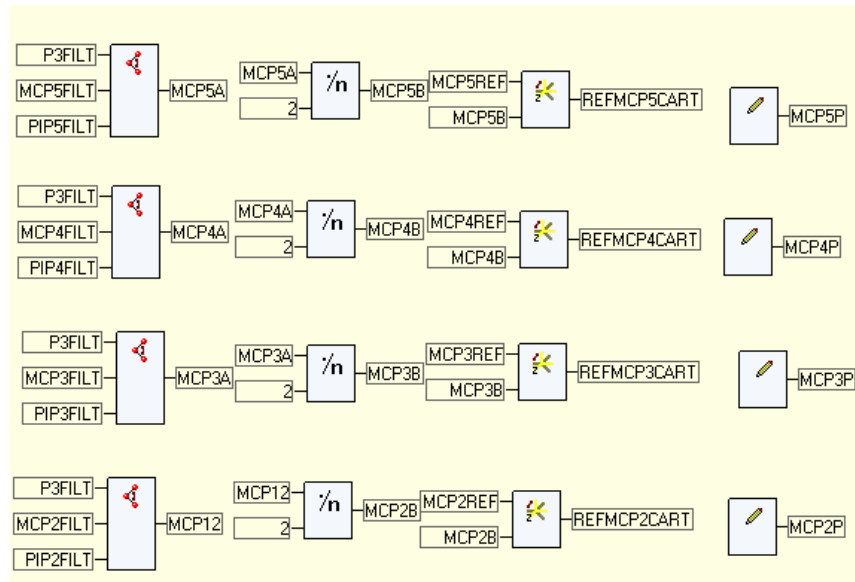


Figura 81 – Definição dos sistemas de referência para definição dos centros articulares, parte 2.

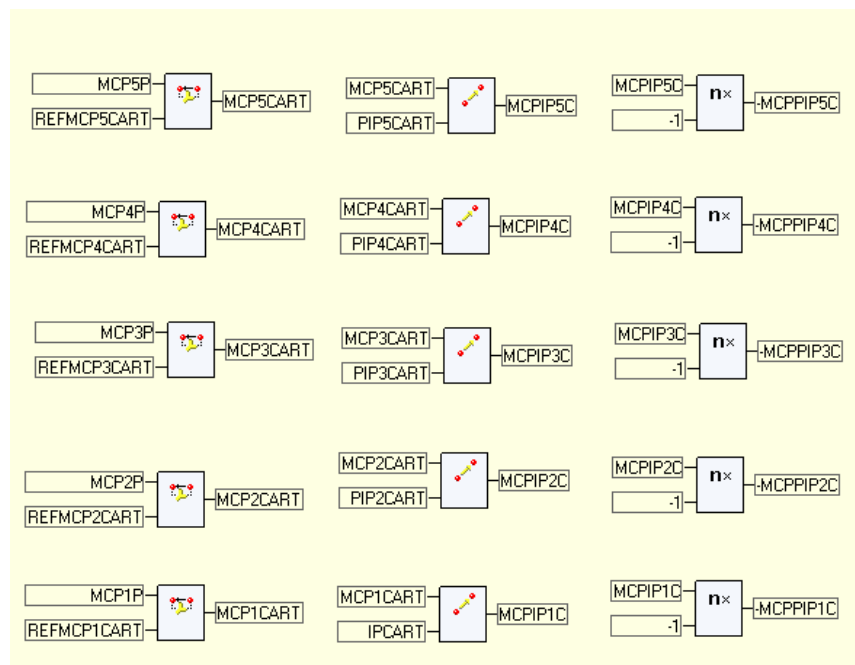


Figura 82 – Definição dos centros articulares.

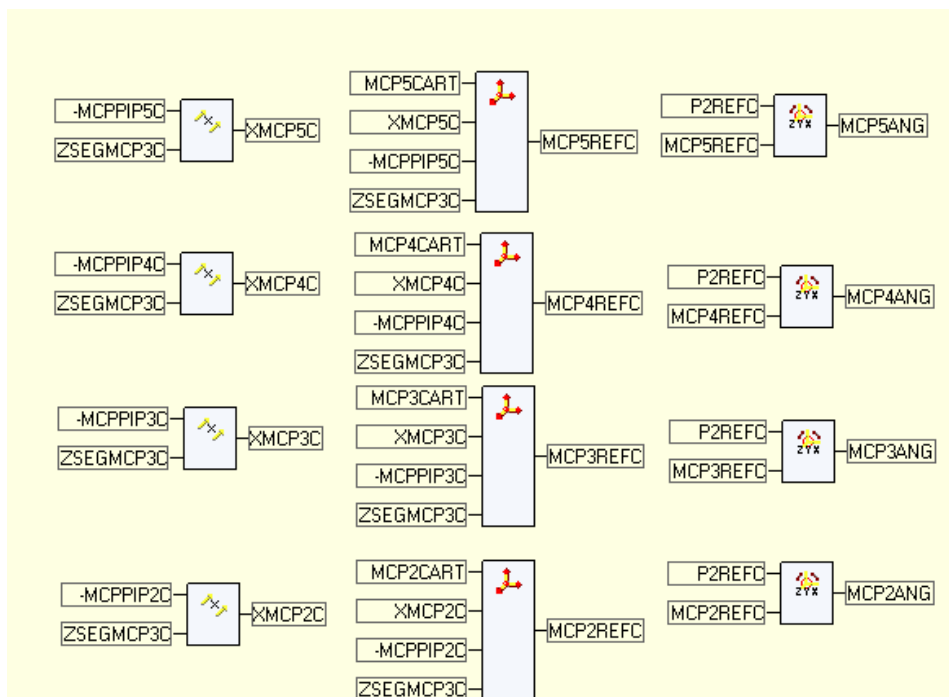


Figura 83 – Definição dos sistemas de referência finais e cálculo dos ângulos articulares.

– Operações realizadas nas articulações interfalangeanas proximais 2, 3, 4, 5:

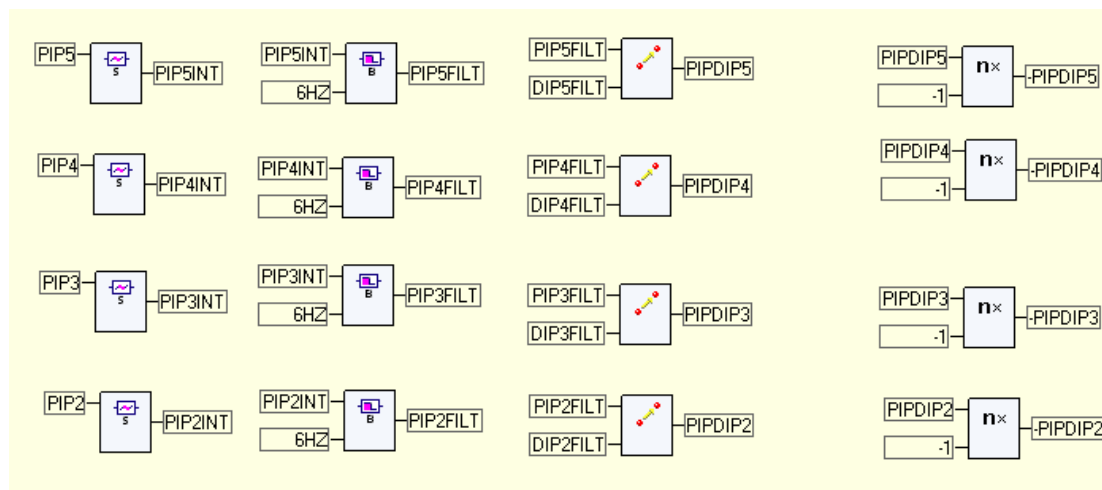


Figura 84 – Interpolação dos gaps e filtro com Butterworth de quarta ordem.

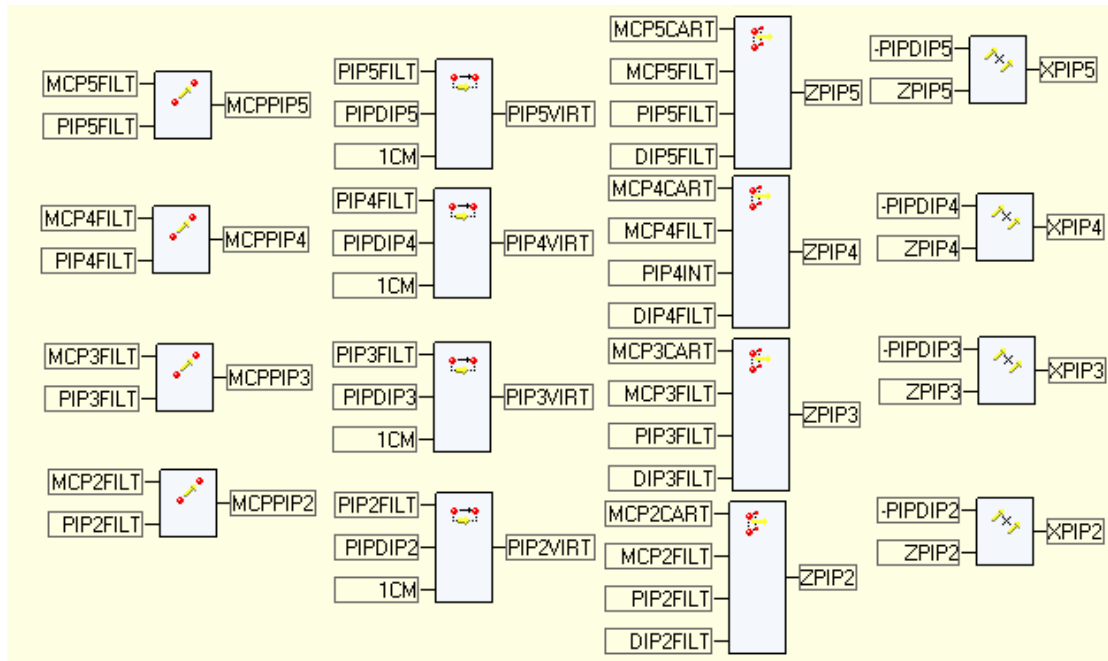


Figura 85 – Definição dos vetores de referência.

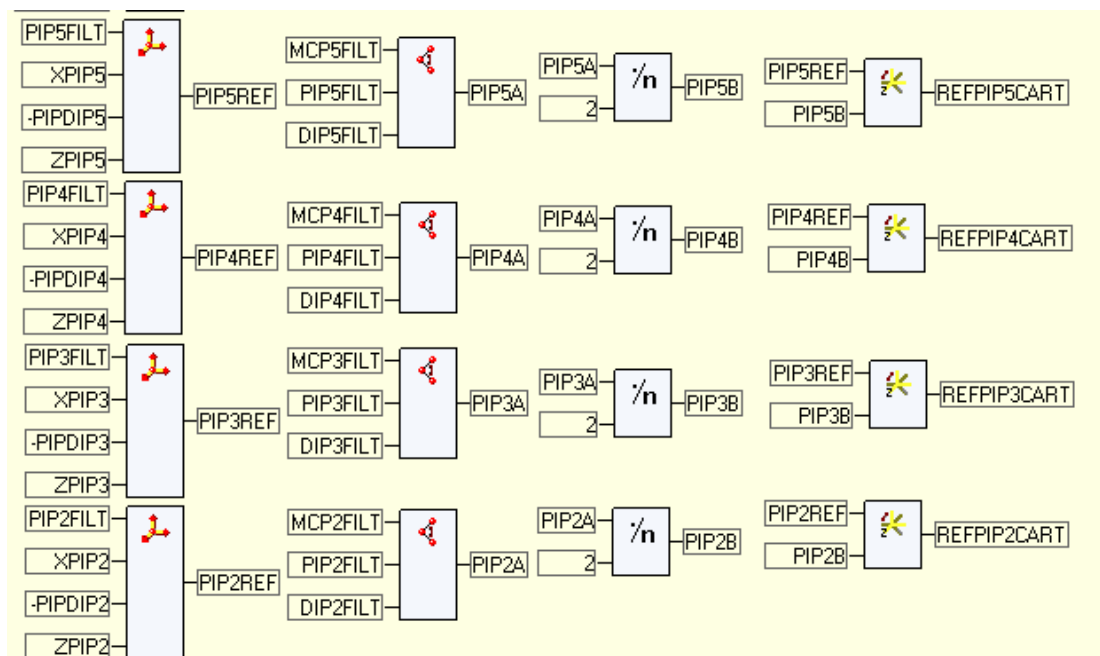


Figura 86 – Definição dos sistemas de referência para estimativa dos centros articulares.

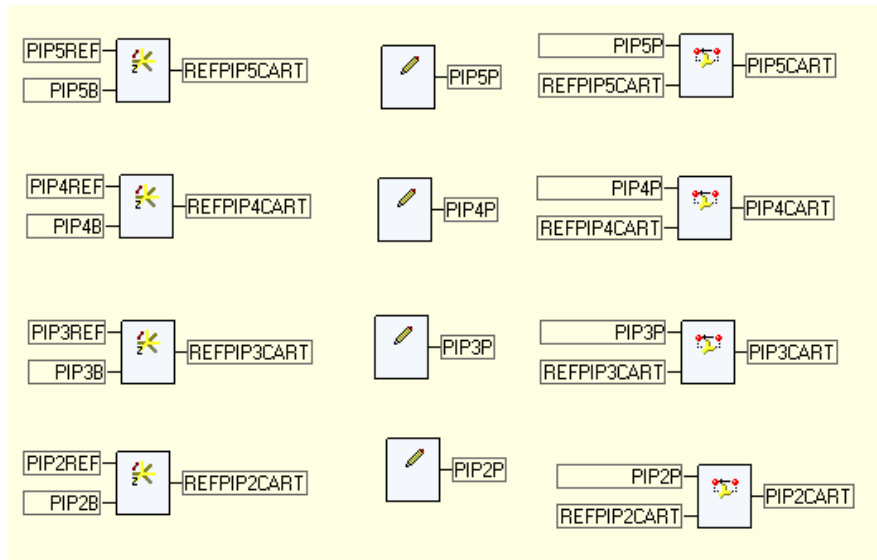


Figura 87 – Estimativa dos centros articulares.

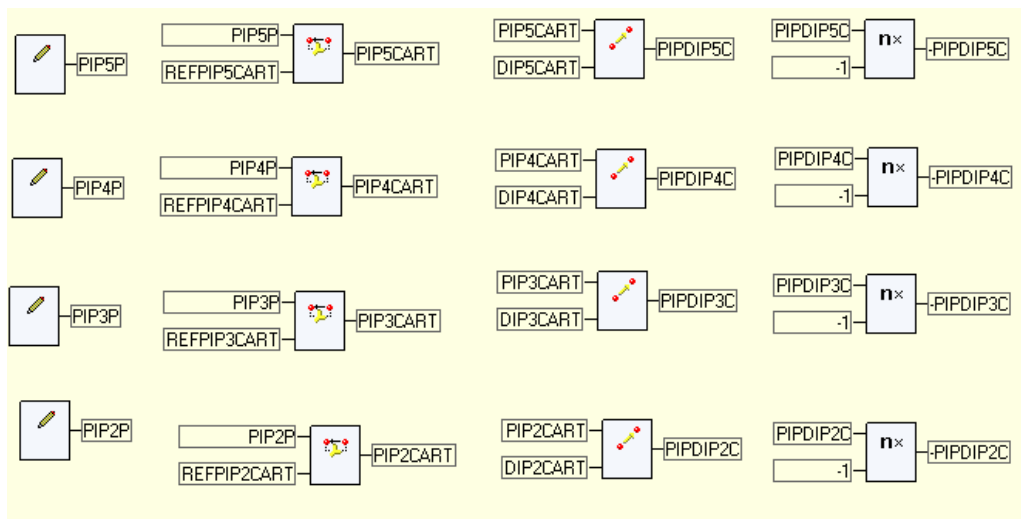


Figura 88 – Definição de vetores para posicionamento do sistema de referência final.

– Operações realizadas nas extremidades dos dedos:

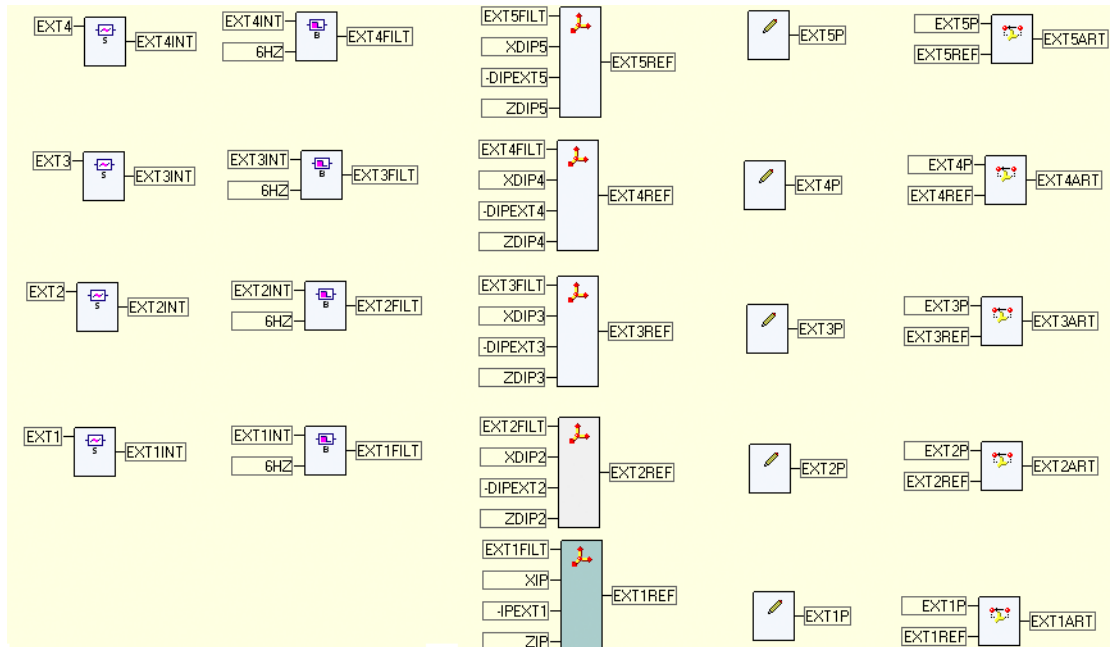


Figura 89 – Interpolação, filtro e estimativa do ponto para orientação dos segmentos distais.

– Operações realizadas no pulso:

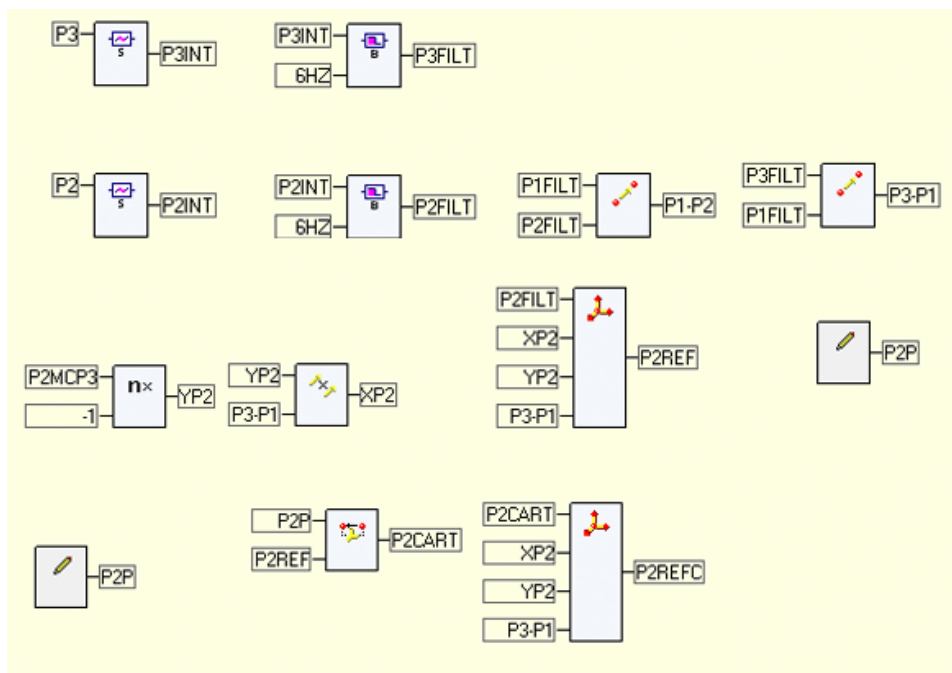


Figura 90 – Interpolação, filtro, estimativa do centro articular e definição do sistema de referência final.

– Operações realizadas na primeira metacarpofalangeana:

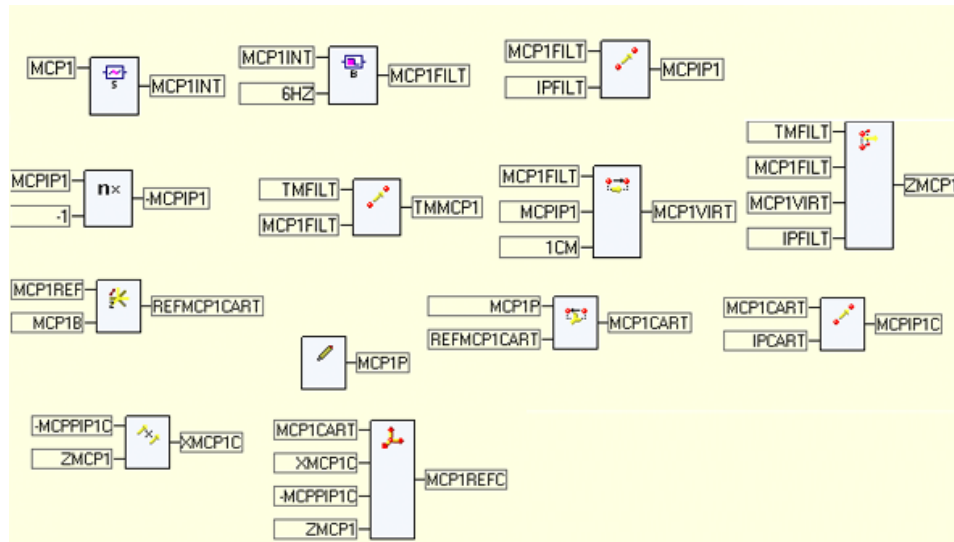


Figura 91 – Interpolação, filtro, estimativa do centro articular e definição do sistema de referência final.

- Algoritmo simplificado para cálculo dos ângulos unidimensionais:

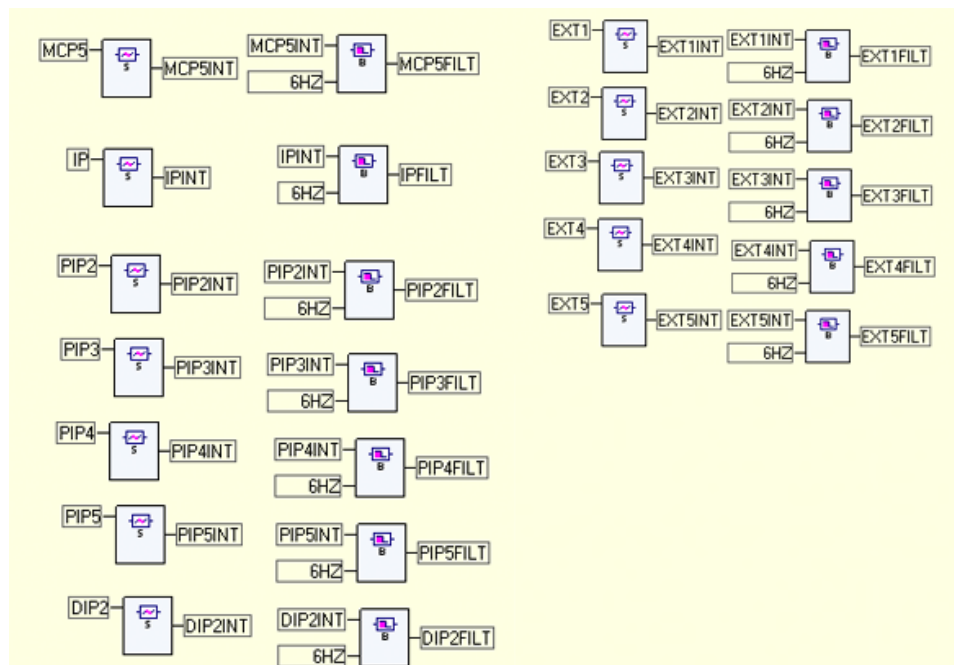


Figura 92 – Interpolação, e filtro de trajetórias.



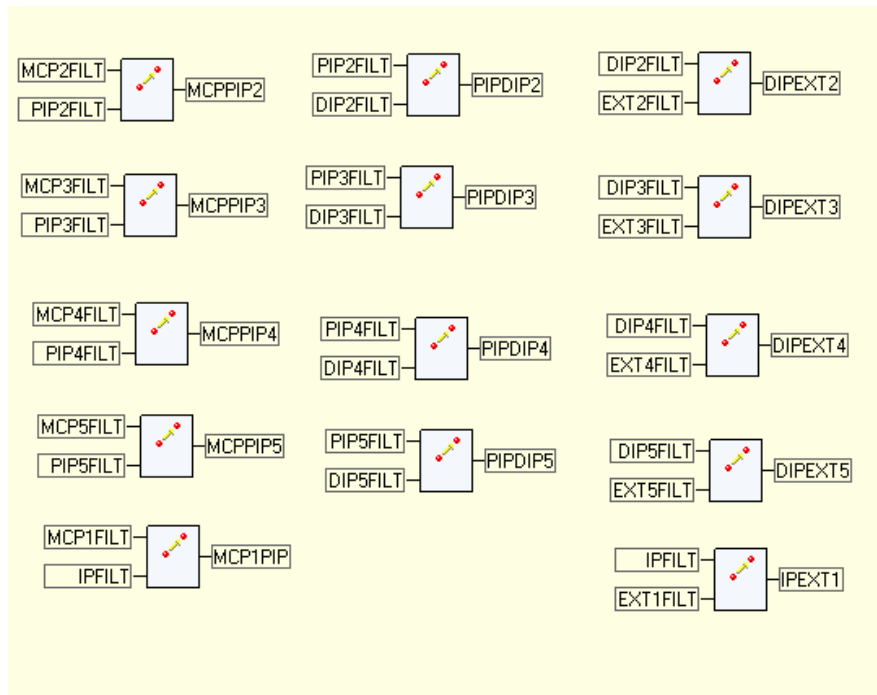


Figura 93 – Definição de vetores de referência.

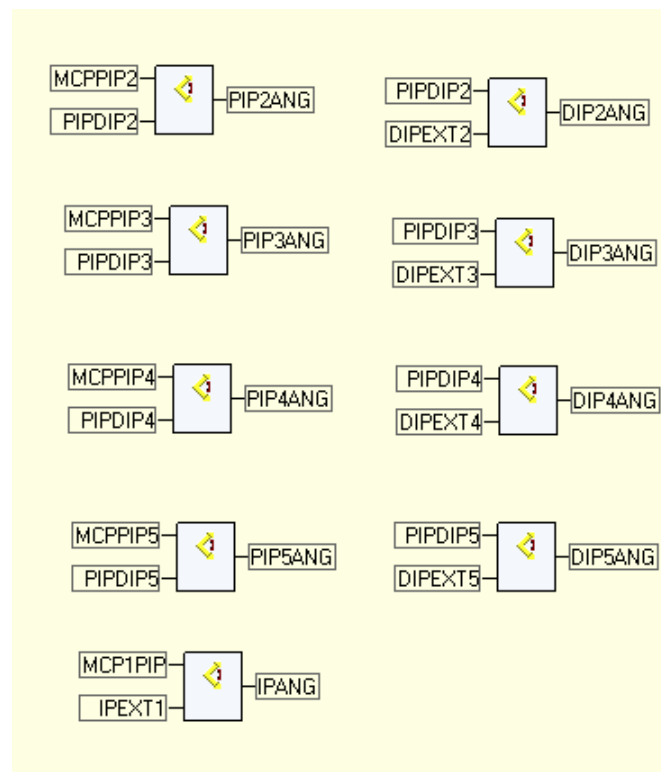


Figura 94 – Cálculo de ângulos articulares unidimensionais.