



ESTUDO DA CINEMÁTICA E DA SIMULAÇÃO DE CIRURGIA DE
TRANSFERÊNCIA DE TENDÃO DA MÃO DE PACIENTES COM
HANSENÍASE

Jéssica de Abreu

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Luciano Menegaldo
Ana Paula Fontana

Rio de Janeiro
Junho de 2016

ESTUDO DA CINEMÁTICA E DA SIMULAÇÃO DE CIRURGIA DE
TRANSFERÊNCIA DE TENDÃO DA MÃO DE PACIENTES COM
HANSENÍASE

Jéssica de Abreu

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO
ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE
ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Luciano Luporini Menegaldo, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Marko Ackermann, Dr.-Ing.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
JUNHO DE 2016

de Abreu, Jéssica

Estudo da cinemática e da simulação de cirurgia de transferência de tendão da mão de pacientes com hanseníase/Jéssica de Abreu. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XIX, 147 p.: il.; 29,7cm.

Orientadores: Luciano Menegaldo

Ana Paula Fontana

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 127 – 138.

1. Modelagem biomecânica da mão. 2. Modelagem cinemática da mão. 3. Hanseníase. 4. Garra Ulnar. 5. Cirurgia de transferência de tendão. I. Menegaldo, Luciano *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

“The Road goes ever on and on
Down from the door where it began.
Now far ahead the Road has gone,
And I must follow, if I can,
Pursuing it with eager feet,
Until it joins some larger way
Where many paths and errands meet.
And whither then? I cannot say.”

J.R.R. Tolkien

*Dedico esta dissertação aos
pacientes que gentilmente
colaboraram para a sua
realização, e permearam de
propósito a minha busca por
conhecimento.*

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Prof. Luciano Menegaldo, por seu apoio não apenas nas etapas deste trabalho, mas tendo em vista o meu futuro profissional. Agradeço pelo incentivo, pelos conselhos, pela confiança e por seu exemplo de ética e comprometimento.

À Profa. Ana Paula Fontana e sua equipe, por contribuir para o desenvolvimento de métodos que mantenham significado clínico, e pelo suporte em todas as etapas deste trabalho. Um agradecimento especial à Gislaine Silva, por sua participação sempre solicitada nas coletas e discussões deste trabalho.

Ao Dr. Bernardo Couto, por suas elucidativas explicações sobre a biomecânica da garra ulnar e sobre as diferentes técnicas cirúrgicas para a sua correção.

Aos colegas do LAMFE, por me mostrarem a importância de uma abordagem multidisciplinar, pela ajuda na fase de coletas deste projeto e por todos os momentos de descontração.

Aos pacientes que gentilmente cederam horas de seus dias participando das coletas deste projeto e respondendo a questionários.

Um agradecimento especial às agências de fomento cujo suporte viabilizou este trabalho. Agradeço ao CNPq e à CAPES pela concessão de bolsa de estudos; ao FINEP e à FAPERJ pelo suporte em diversas etapas deste projeto.

Por fim, agradeço à minha família, sem a qual nada disso seria possível. Agradeço especialmente ao meu irmão, por sua compreensão nos frequentes períodos em que este projeto exigiu minha ausência, e ao meu pai, por seu apoio incondicional às minhas escolhas.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTUDO DA CINEMÁTICA E DA SIMULAÇÃO DE CIRURGIA DE
TRANSFERÊNCIA DE TENDÃO DA MÃO DE PACIENTES COM
HANSENÍASE

Jéssica de Abreu

Junho/2016

Orientadores: Luciano Menegaldo

Ana Paula Fontana

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho desenvolve métodos para caracterização da cinemática da mão e modelos para simulação da cirurgia de transferência de tendão de pacientes com hanseníase e garra ulnar. O objetivo é amparar um planejamento mais eficiente da intervenção cirúrgica e a evolução das alternativas terapêuticas. Como ferramenta de suporte, foi desenvolvido um software de código aberto para automatizar o processamento de dados de movimento das mãos. Foram medidos os movimentos de 15 voluntários saudáveis e dois pacientes com hanseníase. Para caracterização da cinemática dos pacientes, foi proposta uma metodologia de três etapas: comparação de ângulos articulares, coordenação entre os movimentos articulares e forma dos dedos em tarefas funcionais. Os resultados mostraram desvios significativos entre o movimento de pacientes com hanseníase e sujeitos saudáveis mesmo após a intervenção cirúrgica, indicando a necessidade de estudos mais aprofundados da biomecânica resultante da cirurgia. Dois modelos biomecânicos foram desenvolvidos para simular a transferência de tendão em pacientes com hanseníase. As técnicas estudadas foram Laço de Zancolli e Stiles-Bunnel-Brand. Os resultados da simulação ressaltam a importância do adequado tensionamento das fitas tendíneas para sucesso da intervenção cirúrgica. A simulação mostrou também a influência da flexão do punho na capacidade de flexionar as articulações metacarpofalangeanas após a cirurgia.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

HAND KINEMATICS CHARACTERIZATION AND TENDON TRANSFER SIMULATION OF HANSEN'S DISEASE PATIENTS

Jéssica de Abreu

June/2016

Advisors: Luciano Menegaldo

Ana Paula Fontana

Department: Biomedical Engineering

This work proposes a hand kinematics evaluation framework and develops biomechanical models to simulate hand tendon transfers in Hansen's disease patients with ulnar claw. The objective is to support a more efficient surgical intervention and therapeutic improvement. An open-source software was developed to automatize hand movement data processing. Movements from fifteen healthy volunteers and two Hansen's disease patients were captured. A three step methodology was proposed to characterize patient's kinematics, including joint angles, movement coordination and finger form comparison during daily tasks. Results show significant differences in patients' and healthy subjects' movement even after surgical intervention, highlighting the need of further studies. Two upper limb biomechanical models were developed to simulate Hansen's disease patients' tendon transfers. The models reproduced Zancolli Lasso and Stiles-Bunnell-Brand surgical techniques. Simulation results highlighted the need of proper tendon tensioning for surgical intervention success. Also, results evidence wrist flexion influence in metacarpophalangeal joints flexion moment after surgery.

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xviii
1 Introdução	1
1.1 Objetivos	3
2 Fundamentação Teórica	5
2.1 Aspectos anatômicos e clínicos do comprometimento do nervo ulnar em hanseníase	5
2.1.1 Formação da garra ulnar	8
2.2 Modalidades cirúrgicas para correção da garra ulnar	10
2.2.1 Técnica de Stiles-Bunnell-Brand	10
2.2.2 Técnica de Brand (EF4T)	12
2.2.3 Técnica de Lennox-Fritschi (PL4T)	12
2.2.4 Técnica de Palande	13
2.2.5 Técnica do Laço de Zancolli	13
2.3 Modelagem biomecânica com OpenSim	14
2.3.1 Modelos de contração muscular	15
2.3.2 Modelos de membros superiores	23
2.3.3 Simulação de transferências tendíneas	28
2.4 Cinemática da mão	31
2.4.1 Sistemas de referência	31
2.4.2 Modelagem cinemática	35
2.4.3 Protocolos de marcação	37
2.4.4 Estimativa dos eixos de referência articulares	39
2.4.5 Rotulagem de marcadores	42
3 Cinemática da mão normal e de pacientes com lesão do nervo ulnar	48
3.1 Metodologia	49
3.1.1 Montagem experimental	49
3.1.2 Apresentação do sistema de cinemetria	51

3.1.3	Escolha dos protocolos de movimentação e marcação	53
3.1.4	Modelagem cinemática	55
3.1.5	Software para processamento de trajetórias e cálculo de ângulos articulares	59
3.1.6	Caracterização do movimento de pacientes com hanseníase . .	72
3.2	Resultados e Discussão	79
3.2.1	HBT	79
3.2.2	Caracterização do movimento	86
4	Simulação da Cirurgia de Transferência de Tendão	110
4.1	Metodologia	110
4.1.1	Simulação da intervenção cirúrgica em sujeito médio	112
4.2	Resultados e Discussão	118
4.2.1	Stiles Bunnell	118
4.2.2	Laço de Zancolli	120
5	Conclusão e Perspectivas Futuras	123
	Referências Bibliográficas	127
A	Cálculos, Demonstrações e Aprofundamento	139
A.1	Cálculo de braços de momento dos músculos	139
A.2	Plano de minimização das distâncias ortogonais	142
A.3	Spline cúbica restrita	143
B	Dados usados da literatura	145

Lista de Figuras

1.1	Garra ulnar em paciente com hanseníase. O dedo mínimo é o mais afetado, com hiperextensão acentuada das MCP e hiperflexão das PIP.	1
1.2	Deformidade em pescoço de cisne, mais frequente em mãos hiper móveis [1]. A remoção de um tendão flexor superficial pode levar ao desequilíbrio entre forças de flexão e extensão, resultando em hiperextensão das interfalangeanas proximais e hiperflexão das interfalangeanas distais. Fonte: http://www.orthobullets.com/hand/6013/swan-neck-deformity [2].	2
1.3	Mão intrínseca positiva. O tensionamento excessivo das fitas tendíneas pode levar à hiperflexão das articulações metacarpofalangeanas. Fonte: http://www.orthobullets.com/hand/6011/intrinsic-plus-hand [3].	3
2.1	Anatomia do nervo ulnar e músculos comandados. No antebraço, o nervo comanda o flexor ulnar do carpo e o flexor profundo dos dedos. Na mão, comanda o flexor curto e o adutor do polegar, os interósseos palmares e dorsais, o palmar curto, os lumbricais do quarto e quinto dedos e o flexor, o oponente e o abductor do mínimo [4].	7
2.2	Tendões utilizados em cirurgias de transferência de tendão. A escolha do tendão e da modalidade cirúrgica depende do quadro fisiopatológico.	10
2.3	(a) Divisão do tendão em 4 fitas. (b) Incisões dorsais para sutura das fitas no aparelho extensor. Fonte: DUERKSEN (1997) [5].	11
2.4	Detalhe da inserção das fitas tendinosas na técnica Laço de Zancolli. Fonte: MUZYKEWICZ (2013) [3].	13
2.5	Interface gráfica do OpenSim.	14
2.6	(A) Relação entre força ativa e passiva e comprimento muscular com ativação máxima. (B) Relação entre força e velocidade de contração muscular com ativação máxima e comprimento L_0^M . Fonte: ZAJAC (1989).	16

2.7	Representação do modelo do tipo Hill de 3 elementos.	18
2.8	Representação do modelo do tipo Hill adotado em Thelen (2003). Fonte: Thelen (2003).	19
2.9	Representação das relações força x comprimento (a), força x velocidade (b) e força x deformação do tendão (c). Fonte: Thelen (2003).	20
2.10	Modelo de antebraço e punho desenvolvido por GONZALEZ <i>et al.</i> (1997) na GUI do OS.	23
2.11	caption	25
2.12	caption	29
2.13	Sistemas de referência do rádio e da ulna. Fonte: WU <i>et al.</i> (2005).	32
2.14	Sistema de referência dos ossos do metacarpo para a mão direita [6] . Vista lateral.	33
2.15	Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) e (c) propostos por CERVERI <i>et al.</i> (2007).	35
2.16	Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) propostos por FU e SANTELLO (2010).	36
2.17	Modelo cinemático proposto por LEE e KUNII (1995).	36
2.18	Protocolo de marcação adotado por METCALF <i>et al.</i> (2008).	37
2.19	Exemplo de <i>marker set</i> que usa posicionamento entre as articulações. Fonte: SU (2005) [7].	38
2.20	(a) Posição do plano definido no punho com relação à palma da mão. (b) Relação entre deslocamento do marcador ao redor do centro de giro e ângulo de flexão/extensão articular. Fonte: FU (2010) [8].	38
2.21	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 θ_k^i entre os segmentos definidos pelos marcadores relacionado ao ângulo α_k^i de orientação entre o marcador M_k^i e o segmento L_k^i	41
2.22	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.	42
3.1	Sequência de captura adotada no experimento.	49
3.2	Esquema representativo da estação de captura [9].	51

3.3	Tríade ortogonal usada para referência no BTS [9]. Os eixos X, Y, Z têm, respectivamente, 4, 3 e 2 marcadores.	52
3.4	Tela com um resultado típico de avaliação da calibração [9]. (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.	53
3.5	Modelo cinemático da mão, com 24 GdL.	55
3.6	Ângulos de orientação do polegar. (a) Planos de definição de orientação do polegar. (b) O ângulo α entre os planos A e B é o ângulo de rotação do polegar. (c) O ângulo β entre as projeções de $\overrightarrow{MCP1 - TM1}$ e $\overrightarrow{MCP3 - W2}$ no plano A é o ângulo de abdução do polegar.	56
3.7	Esquema do método para estimativa de centros articulares adotado no trabalho.	57
3.8	Orientação adotada no trabalho.	58
3.9	Visão geral da interface e das classes desenvolvidas na HBT.	59
3.10	Erro de associação de trajetórias em software comercial. A rotulagem falha a partir de 3.5 s, quando a trajetória azul deveria descrever o deslocamento do marcador.	60
3.11	<i>Marker set</i> adotado na HBT.	61
3.12	Interface da HBT.	61
3.13	Sequência de etapas de processamento da HBT.	62
3.14	Visão geral do processamento inicial. A trajetória de um marcador M_i é dividida numa <i>frame</i> k caso o gradiente supere o limiar de $500/(\text{frequência de aquisição})$ em qualquer direção. A divisão da trajetória de M_i na <i>frame</i> k resulta em uma nova trajetória $M_{(n+1)}$, sendo que $M_{(n+1)}$ se inicia após a <i>frame</i> k+1 e M_i termina na <i>frame</i> k. <code>np.nan</code> é uma grandeza definida na biblioteca Numpy, usada na HBT para lidar com <i>gaps</i> nas trajetórias. As trajetórias resultantes são reassociadas de acordo com os critérios detalhados.	64
3.15	Visão geral do processo de rotulagem.	65
3.16	Posicionamento do sistema de referência local do punho.	65
3.17	Sequência de rotulagem de MCP.	67
3.18	Posicionamento dos sistemas de referência do dedo.	68

3.19	Rotulagem de marcadores do 2° dedo. Os <i>arrays</i> [MCP2, T2, T3, T4] e [MCP2, T6, T7, T8] são selecionados a partir dos critérios definidos na equação 3.7. Numa segunda etapa, o <i>array</i> [MCP2, T2, T3, T4] é escolhido por ter a menor soma de ângulos de abdução.	69
3.20	Sequência para estimativa da posição de marcadores faltantes.	70
3.21	Esquema representativo da relação cinemática entre marcadores locais e seus marcadores proximais e distais.	70
3.22	Para o caso de marcador de DIP ocluído, duas soluções são possíveis mantendo a restrição dos comprimentos das falanges média (l_{fm}) e distal (l_{fd}).	71
3.23	Comparação entre o movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e de uma paciente com hanseníase antes e após a cirurgia do laço de Zancolli.	73
3.24	Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma mulher saudável. O movimento de MCP e PIP é defasado, com o início da movimentação de PIP em cerca de 20% do total do movimento de MCP.	74
3.25	Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma paciente com hanseníase antes da cirurgia. O movimento de MCP e PIP ocorre quase que simultaneamente, indicando uma alteração na coordenação muscular.	75
3.26	Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma paciente com hanseníase 6 meses após a cirurgia de transferência de tendão pelo método de Zancolli. O resultado indica uma aproximação do padrão de normalidade.	76
3.27	Parábolas da forma com $y = ax^2$ com a variando entre -5 e -1. O coeficiente a está associado à abertura da parábola.	78
3.28	Exemplo de ajuste com dedo em configuração estendida.	79
3.29	Trajетórias de MCP durante movimento de pinça em torno de um lápis. (a) Trajetórias contendo <i>gaps</i> não concomitantes de 100 <i>frames</i> para todos os marcadores. (b) Trajetórias rotuladas com <i>gaps</i> reconstruídos pelo software.	82
3.30	Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do segundo dedo.	84
3.31	Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do terceiro dedo.	84

3.32	Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do quarto dedo.	85
3.33	Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do quinto dedo.	85
3.34	Histograma dos valores de defasagem para os 13 sujeitos avaliados. . .	87
3.35	Q-Q plot considerando distribuição normal.	87
3.36	Q-Q plot considerando distribuição uniforme.	88
3.37	(a) Mulher saudável. (b) Paciente operada pela técnica de Zancolli antes da cirurgia. (c) Paciente operada pela técnica de Zancolli 1 ano após a cirurgia.	90
3.38	(a) Paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell antes da cirurgia. (b) Paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell 1 ano após a cirurgia.	91
3.39	Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.	94
3.40	Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.	95
3.41	Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.	95
3.42	Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.	96
3.43	Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. .	97
3.44	Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. .	97
3.45	Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. .	98
3.46	Comparação de ângulos de flexão de PIP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. .	98

3.47	Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli. . . .	99
3.48	Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli. . . .	100
3.49	Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli. . . .	100
3.50	Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli. . . .	101
3.51	Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. . . .	102
3.52	Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. . .	102
3.53	Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. . .	103
3.54	Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell. . .	103
3.55	Abertura do segundo dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.	105
3.56	Abertura do terceiro dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.	106
3.57	Abertura do quarto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.	106
3.58	Abertura do quinto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.	107
3.59	Curvatura do segundo dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.	108
3.60	Curvatura do terceiro dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.	108
3.61	Curvatura do quarto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.	109

3.62	Curvatura do quinto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.	109
4.1	(a) Modelo desenvolvido por LEE <i>et al.</i> (2015). (b) Modelo adaptado incluindo elementos distais ao úmero.	111
4.2	Força ativa x passiva dos flexores do quarto dedo inervados pelo ulnar em função do ângulo de flexão de MCP4, PIP4, DIP4 e punho.	114
4.3	Fitas tendíneas reproduzindo a trajetória dos lumbricais.	115
4.4	Posição no software de simulação no momento da sutura.	116
4.5	Fitas tendíneas reproduzindo as trajetórias dos FDS.	117
4.6	Posição no software de simulação no momento da sutura.	118
4.7	Variação do torque de flexão da MCP4 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell.	120
4.8	Variação do torque de flexão da MCP5 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell.	120
4.9	Variação do torque de flexão da MCP4 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operada pela técnica de Zancolli.	122
4.10	Variação do torque de flexão da MCP5 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operada pela técnica de Zancolli.	122
A.1	Comparação entre spline cúbica natural e restrita. Fonte: KRUGER (2002).	144

Lista de Tabelas

2.1	Principais funções dos músculos comandados pelo nervo ulnar, origem e inserção [4].	6
2.2	Músculos modelados em GONZALEZ <i>et al.</i> (1997)	24
2.3	Convenção para a posição neutra do punho	32
2.4	Posição do sistema de referência do rádio	32
2.5	Posição do sistema de referência da ulna	33
2.6	Posição do sistema de referência dos ossos do metacarpo	33
2.7	Sistema de coordenadas das articulações da mão	34
2.8	Sistema de coordenadas da articulação radioulnar	34
3.1	Orientação dos sistemas de referência articulares	57
3.2	Amplitudes angulares consideradas pela HBT no processo de rotulagem. As amplitudes são superiores aos deslocamentos fisiológicos para considerar erros de posicionamento dos marcadores.	68
3.3	Comparação da rotulagem feita por software comercial e pela HBT	81
3.4	Erro médio entre as predições usando relações cinemáticas e as trajetórias reais dos marcadores dos dedos	83
3.5	Defasagem entre as movimentações da MCP e da PIP do 4° e 5° dedos durante movimento de flexão/extensão dos dedos.	86
3.6	Ajuste de adiantamento em pacientes com hanseníase após cirurgia de transferência de tendão	89
3.7	Ângulos de flexão em postura estática	92
3.8	Desvio angular médio entre o movimento de pacientes com hanseníase e sujeitos saudáveis.	104
4.1	Eletroneuromiografia dos pacientes - pré-operatório	113
4.2	L^{MT} das fitas em posição de sutura e L_S^T calculado	116
4.3	L^{MT} das fitas em posição de sutura e L_S^T calculado em técnica de Zancolli	118
4.4	Torque máximo de flexão (máxima ativação) da MCP4-5 em postura neutra para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell	119

4.5	Torque máximo de flexão (máxima ativação) da MCP4-5 em postura neutra para paciente operada pela técnica de Zancolli	121
B.1	Parâmetros musculares	145

Capítulo 1

Introdução

A hanseníase, embora extinta na maior parte do mundo, tem no Brasil números preocupantes. O país apresentou o segundo maior número de novos infectados em 2011, com 33.955, perdendo apenas para a Índia, com 127.295 novos infectados [10]. Sendo assim, há um foco crescente em políticas de contenção da doença, bem como em tratamentos que possam amenizar o quadro sintomático dos pacientes.

A patologia de movimento mais frequente em membros superiores de pacientes com hanseníase é a chamada “garra ulnar” [11]. O nervo ulnar é infectado por *Mycobacterium leprae*, iniciando uma sequência de eventos destrutivos que culminam num processo inflamatório intenso e na destruição de células de Schwann e axônios [12]. O quadro patológico resultante depende dos locais afetados do nervo, da intensidade do edema, entre outros fatores. A Seção 2.1 detalha o mecanismo da lesão em pacientes com hanseníase, explorando a relação entre locais mais frequentemente edemaciados do nervo e a fisiopatologia resultante. De maneira geral, a garra ulnar é caracterizada pela hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas (MCP) e hiperflexão das interfalangeanas proximais (PIP) do quarto e quinto dedos, como mostra a Figura 1.1.

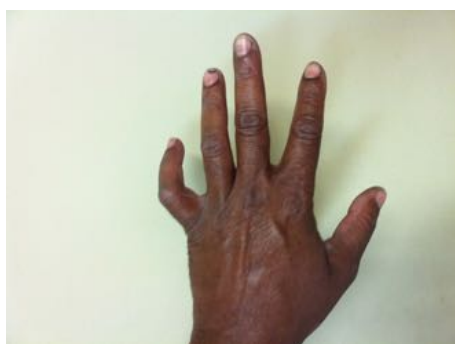


Figura 1.1: Garra ulnar em paciente com hanseníase. O dedo mínimo é o mais afetado, com hiperextensão acentuada das MCP e hiperflexão das PIP.

O quadro pode ser revertido, parcialmente, com uma cirurgia de transferência de tendão seguida de fisioterapia adaptativa. As modalidades cirúrgicas mais adotadas, o critério para seleção de pacientes e a biomecânica pré e pós cirúrgica são detalhados na Seção 2.2. O objetivo principal é melhorar a função de preensão ao corrigir a hiperextensão das MCP. Para isso, um tendão funcional é dividido em quatro partes, que podem ser inseridas no aparato extensor, falanges proximais, polias A1 ou tendões interósseos [12].

A seleção da alternativa cirúrgica a ser empregada, o grau de tensionamento dos tendões e a escolha dos pontos de inserção são questões complexas. Diversos trabalhos estudam maneiras de adaptar a escolha dos parâmetros ao quadro patológico dos pacientes [12], recomendando critérios empíricos. No entanto, deformidades resultantes da seleção incorreta de parâmetros são comuns, como a mão em “pescoço de cisne” [2] e a intrínseca positiva [12], mostradas nas Figuras 1.2 e 1.3. O desenvolvimento de um modelo dinâmico simulando os resultados da cirurgia seria de grande valor para a melhoria das possibilidades de êxito do tratamento.



Figura 1.2: Deformidade em pescoço de cisne, mais frequente em mãos hipermóveis [1]. A remoção de um tendão flexor superficial pode levar ao desequilíbrio entre forças de flexão e extensão, resultando em hiperextensão das interfalangeanas proximais e hiperflexão das interfalangeanas distais.

Fonte: <http://www.orthobullets.com/hand/6013/swan-neck-deformity> [2].

Uma alternativa já empregada em outros trabalhos que investigam cirurgias de transferências de tendão é a modelagem computacional usando o software OpenSim (OS). A Seção 2.3 detalha as principais funcionalidades do software e mostra os modelos de interesse para este trabalho. O software fornece uma interface para a simulação do comportamento de músculos, ossos e tendões ao longo de movimentos capturados com o uso de sistemas de cinemetria. As ferramentas de análise cinemática e dinâmica inversa permitem a medição de ângulos e cálculo de torques articulares. As técnicas de otimização, já disponíveis no OpenSim ou criadas pelo usuário, são usadas para estimativa de forças musculares individuais, ativações neuromusculares e excitações neurais. A análise destes resultados pode contribuir para

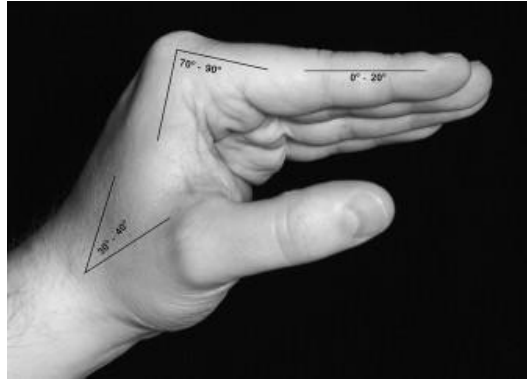


Figura 1.3: Mão intrínseca positiva. O tensionamento excessivo das fitas tendíneas pode levar à hiperflexão das articulações metacarpofalangeanas.

Fonte: <http://www.orthobullets.com/hand/6011/intrinsic-plus-hand> [3].

uma maior compreensão da biomecânica resultante da transferência de tendão, bem como a melhoria na escolha de parâmetros relativos à cirurgia.

1.1 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de um modelo biomecânico da mão para investigação do resultado da cirurgia de transferência de tendão em pacientes com hanseníase e garra ulnar. O modelo pode ser usado, futuramente, para o estudo de outras patologias de movimento da mão.

Trabalhos anteriores já modelaram os principais músculos do ombro, braço e antebraço [13]. HOLZBAUR *et al.* (2005) incluíram graus de liberdade e musculatura do indicador e polegar. LEE *et al.* (2015) incluíram a musculatura do 4° e 5° dedos e músculos intrínsecos da mão. As inserções e trajetórias musculares foram ajustadas a partir de um problema de otimização que buscava minimizar o erro entre os braços de momento estimados pelo OpenSim e os medidos experimentalmente [14] [15]. Neste trabalho, pretende-se atingir os seguintes estágios:

1. Ajuste de modelos biomecânicos para simular o quadro pré-cirúrgico de pacientes com hanseníase e garra ulnar.
2. Desenvolvimento de modelos considerando o cenário pós-cirúrgico da cirurgia de transferência de tendão nas modalidades: Stiles-Bunnell-Brand e Laço de Zancolli.

Trabalhos futuros podem incluir a validação das características musculares estimadas por este modelo usando dinamometria e eletromiografia.

Como objetivo secundário, este trabalho se propõe a desenvolver um software *open source* para processamento automático das trajetórias de marcadores obtidas com o uso de sistemas de cinemetria para movimentos da mão. O software deve:

1. Corrigir erros de associação de trajetórias.
2. Rotular automaticamente movimentos com o mesmo protocolo de marcação.
3. Preencher gaps prolongados (maiores que 10 quadros) usando um modelo cinemático.
4. Permitir a estimativa de ângulos articulares e outras variáveis cinemáticas ao longo do movimento.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Neste capítulo, será mostrada a teoria que fundamenta as ferramentas utilizadas no trabalho. Aspectos clínicos necessários à compreensão da fisiopatologia da garra ulnar e de sua correção cirúrgica serão detalhados nas seções 2.1 e 2.2. A seção 2.3 é focada na descrição do OpenSim e em seu uso para a modelagem da cirurgia de transferência de tendão, mostrando ferramentas de análise disponíveis no software. Também serão detalhadas características e limitações do modelo selecionado como base para este trabalho. Por fim, a seção 2.4 aborda conceitos de modelagem cinemática, mostrando métodos para captura e análise de movimentos e os principais problemas relacionados ao processamento de trajetórias obtidas com o uso de sistemas de cinemetria para movimentos da mão.

2.1 Aspectos anatômicos e clínicos do comprometimento do nervo ulnar em hanseníase

O nervo ulnar é uma ramificação do plexo braquial e seu nome faz referência à ulna, osso do antebraço articulado ao cotovelo, que é onde o nervo pode ser mais facilmente apalpado. No antebraço, o nervo é responsável pela inervação dos músculos flexor ulnar do carpo (FUC) e flexor profundo dos dedos (FPD) (4° e 5°). Na mão, inerva os seguintes músculos: adutor do polegar (ADP), flexor curto do polegar (FCP), palmar curto (PC), flexor curto do mínimo (FCM), oponente do mínimo (OPM), abductor do mínimo (ABM), terceiro e quarto lumbricais (LB), interósseos palmares (IP) e interósseos dorsais (ID) [4]. Além destes, é responsável pela inervação sensorial do quarto e quinto dedos. A Figura 2.1 mostra a anatomia do nervo ulnar e os músculos comandados por suas ramificações. A Tabela 2.1 mostra as funções principais de cada músculo comandado, as respectivas origens e inserções.

Tabela 2.1: Principais funções dos músculos comandados pelo nervo ulnar, origem e inserção [4].

Músculo	Função principal	Origem	Inserção
Flexor profundo dos dedos (FPD)	Flexão das DIP, PIP e MCP	Ulna e membrana interóssea	Base das falanges distais
Flexor ulnar do carpo (FUC)	Adução e flexão do punho	Úmero (epicôndilo medial)	Osso psiforme
Lumbricais (LB)	Flexão das MCP e extensão das PIP e DIP	Tendão do músculo flexor profundo dos dedos	Aparelho extensor
Interósseos palmares (IP)	Adução dos dedos, flexão das MCP, extensão das PIP e DIP	Laterais dos ossos do metacarpo	Base das falanges proximais e aparelho extensor
Interósseos dorsais (ID)	Abdução dos dedos, flexão das MCP, extensão das PIP e DIP	Base dos ossos do metacarpo	Base das falanges proximais e aparelho extensor
Flexor curto do polegar (FCP)	Flexão da MCP do polegar	Trapezoide e retináculo flexor	Falange proximal do polegar
Adutor do polegar (ADP)	Adução do polegar a partir da falange proximal	Porção oblíqua: base do 2º metacarpo, trapezóide e grande osso; Porção transversa: 3º metacarpo	Falange proximal do polegar
Flexor curto do mínimo (FCM)	Flexão da MCP do mínimo	Osso hamato e retináculo flexor	Tendão abductor do mínimo
Abductor do mínimo (ABM)	Abdução da MCP do mínimo	Osso psiforme	Falange proximal
Oponente do mínimo (OPM)	Flexão e supinação da MCP do mínimo	Osso hamato e retináculo flexor	Metacarpo do mínimo
Palmar curto (PC)	Tensão da pele da palma do lado ulnar durante flexão dos dedos	Aponeurose palmar	Eminência hipotenar

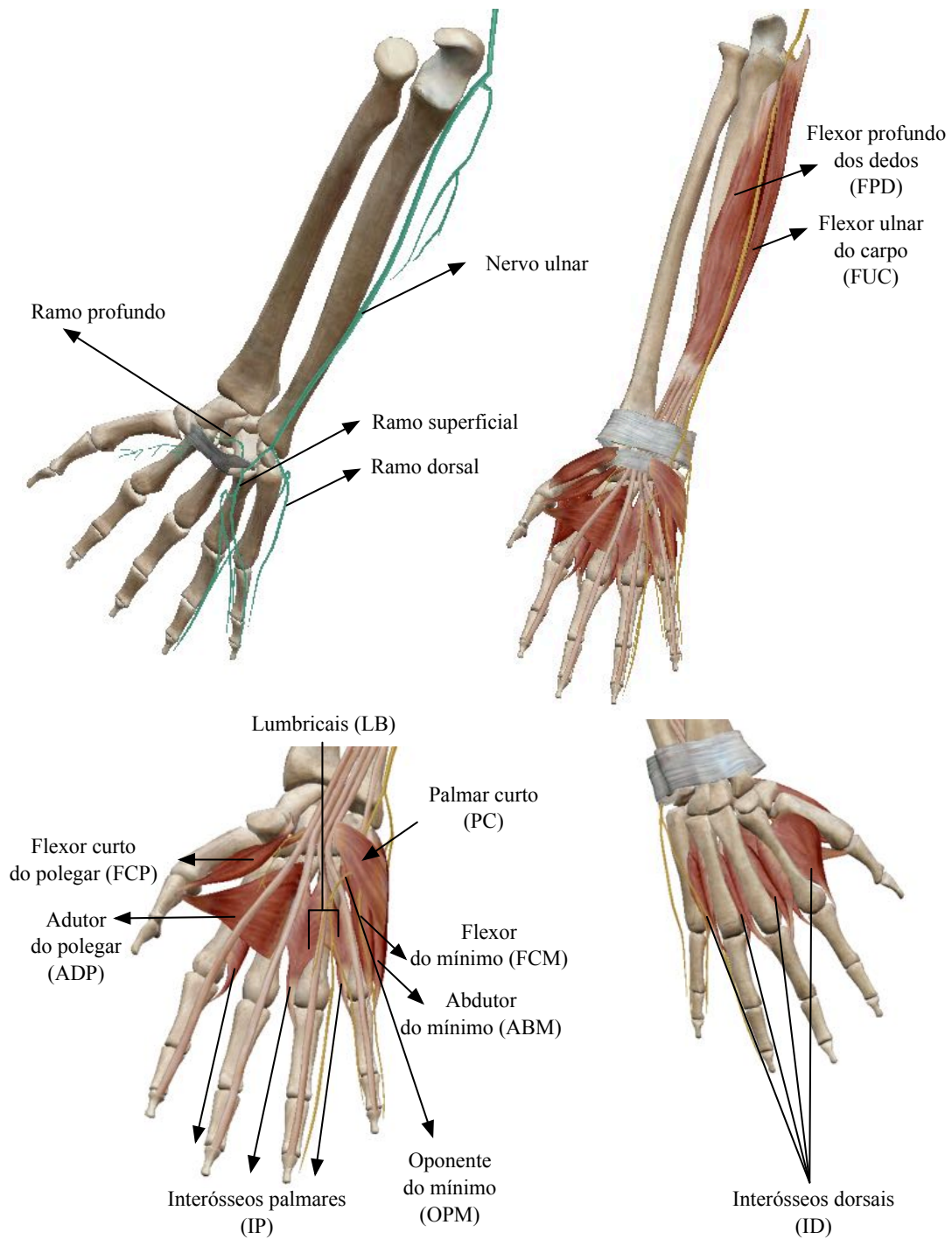


Figura 2.1: Anatomia do nervo ulnar e músculos comandados. No antebraço, o nervo comanda o flexor ulnar do carpo e o flexor profundo dos dedos. Na mão, comanda o flexor curto e o adutor do polegar, os interósseos palmares e dorsais, o palmar curto, os lumbricais do quarto e quinto dedos e o flexor, o oponente e o abdutor do mínimo [4].

A fisiopatologia da garra ulnar pode variar consideravelmente entre os pacientes. Há poucos estudos investigando padrões de lesão e intensidade inflamatória. A avaliação de músculos e ramos neurais profundos com o uso de eletromiografia por superfície dificulta a segmentação das contribuições individuais. A alternativa mais confiável para o estudo da lesão ulnar é a investigação de cadáveres ou durante procedimentos cirúrgicos com eletrodos de agulha [16]. No entanto, isso limita o número de pacientes avaliados, e cuidado especial deve ser tomado na inferência de generalizações a partir destes resultados. ANTIA *et al.* (1970) realizaram um estudo clínico detalhado de lesões em nervos do braço de 28 sujeitos com hanseníase. Constatou-se que o nervo ulnar é o principal acometido, sendo o terço mais baixo do braço o local com maior frequência de edemas no nervo (23 dos 28 sujeitos), em seguida a cavidade ulnar do cotovelo (12 sujeitos) e, por fim, o punho (2 sujeitos).

O mecanismo de lesão neural em hanseníase permanece um tema controverso. O processo parece se iniciar com a ação de *Mycobacterium leprae* sobre as células de Schwann e axônios [17], desencadeando uma reação inflamatória. A perda considerável de tecido axonal e a desmielinização subsequentes parecem ser consequência da formação de edemas, e não da degeneração ativa das células neurais [18]. Os sintomas resultantes da degeneração e do processo inflamatório neural variam significativamente entre os pacientes e podem incluir: parestesia, eritrocianose, espessamento e dor neural, fraqueza e atrofia muscular e limitações sensoriais [19]. JARDIM *et al.* (2004) avaliaram a sintomatologia e histopatologia em 19 pacientes com hanseníase puramente neurítica, constatando que a maioria apresentava limitações sensoriais e fraqueza/atrofia muscular (78.9% ambos), em seguida parestesia (73.6%), espessamento neural (68.4%), eritrocianose (63.1%) e, por fim, dor neural (42.1%).

2.1.1 Formação da garra ulnar

A garra ulnar é formada quando lesões no nervo ulnar comprometem a capacidade de acionamento dos músculos inervados. De especial relevância para o quadro patológico resultante é o comprometimento da musculatura intrínseca da mão, incluindo lumbricais do 4° e 5° dedos, interósseos palmares e interósseos dorsais.

Os músculos lumbricais originam-se a partir dos tendões dos FPD e inserem-se na banda lateral do aparelho extensor, na altura da falange média [4]. A contração dos LB puxa a banda lateral do aparelho extensor proximalmente, exercendo ação significativa na flexão das MCP [20]. Adicionalmente, ao se contraírem, os LB tensionam os tendões dos FPD, nos quais se originam, puxando-os distalmente e contribuindo para a redução da tensão nestes flexores. A ação combinada da redução da tensão nos FDP e do tensionamento do aparelho extensor faz com que a contração dos LB colabore também para a extensão das interfalangeanas proximais e distais.

A paralisia dos LB do 4° e 5° dedos contribui para a hiperextensão das MCP e hiperflexão das PIP e DIP, marcas características da garra ulnar. A contratura pode ainda ser mais acentuada no dedo mínimo devido à ação comprometida do FCM. Além disso, o mecanismo de oposição do polegar é prejudicado, uma vez que o ADP e parte do FCP são inervados pelo ulnar.

O comprometimento dos IP e ID pode causar leve enfraquecimento de flexão das MCP [20], e prejudicar a capacidade de adução/abdução dos dedos. A inabilidade do 3° IP de contrapor a ação abduutora do extensor do mínimo (EDM) produz leve abdução do dedo mínimo. A contração do EDM colabora para a abdução do mínimo, além de sua ação principal na extensão do dedo, devido à sua inserção no ABM [20].

A paralisia dos LB, IP, e ID forma a garra ulnar, caracterizada por [20]:

- Hiperextensão das MCP do 4° e 5° dedos
- Hiperflexão das articulações interfalangeanas do 4° e 5° dedos
- Leve fraqueza de flexão das MCP de todos os dedos
- Leve abdução do dedo mínimo
- Comprometimento da capacidade de adução/abdução dos dedos
- Achatamento do arco palmar

Lesões no nervo ulnar restritas ao punho ou ao terço mais baixo do braço podem ainda prejudicar a sensibilidade no quarto e quinto dedos. O comprometimento da sensibilidade pode levar ao uso excessivo de força em tarefas funcionais, lesionando pele e articulações [21].

Lesões do nervo na altura do cotovelo podem comprometer, além dos músculos intrínsecos da mão, a ação do FPD do quarto e quinto dedos e do FUC. FPD é usado na preensão de força, ao contrário dos músculos intrínsecos, mais associados a movimentos de precisão [22]. Sua função principal é a de flexionar as articulações interfalangeanas distais, em seguida as proximais e as metacarpofalangeanas [4]. O comprometimento deste músculo pode prejudicar tarefas funcionais como envolver e sustentar objetos. A atrofia do FUC pode prejudicar o movimento de adução do punho, que passa a contar apenas com o extensor radial do carpo. O paciente pode também apresentar leve fraqueza de flexão do punho, no entanto, diversos outros músculos atuam neste movimento, como o palmar longo (PL), o flexor radial do carpo (FRC), e o flexor superficial dos dedos (FSD).

2.2 Modalidades cirúrgicas para correção da garra ulnar

A correção da garra ulnar pode ser feita a partir de uma cirurgia de transferência tendinosa combinada à fisioterapia adaptativa [1]. As principais modalidades cirúrgicas propostas incluem a transferência de um tendão motor (flexor superficial dos dedos, extensor radial do carpo, palmar longo ou extensor do indicador) para uma entre quatro possibilidades de re-inserção: aparelho extensor, falanges proximais, polias A1 ou tendões interósseos [12]. As fitas tendinosas simulam a função de músculos paralisados ou enfraquecidos devido ao comprometimento neural. A Figura 2.2 mostra as possibilidades de tendão motor. A escolha da modalidade cirúrgica, do local de inserção e do tendão a ser utilizado dependem da avaliação clínica do paciente. A seguir, serão mostradas algumas das principais técnicas, sendo detalhadas a metodologia cirúrgica e os obstáculos possíveis.

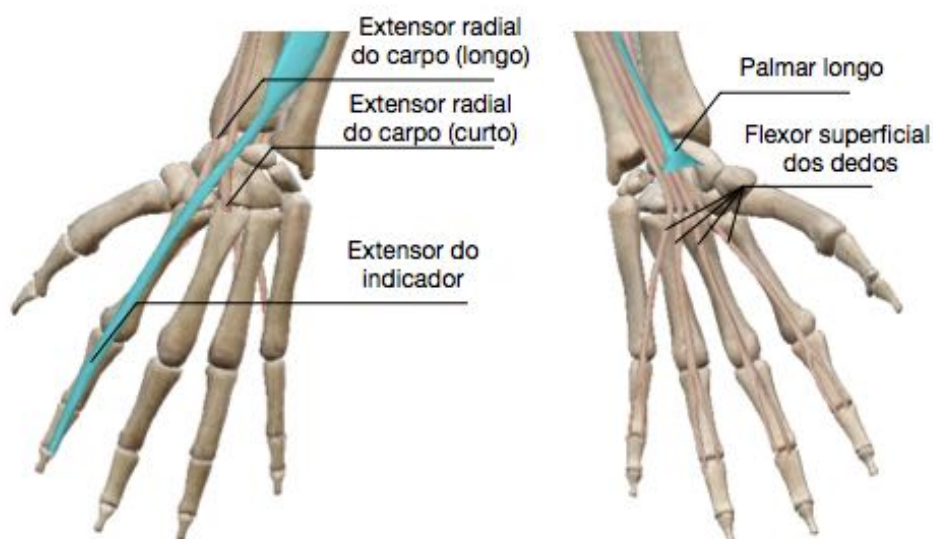


Figura 2.2: Tendões utilizados em cirurgias de transferência de tendão. A escolha do tendão e da modalidade cirúrgica depende do quadro fisiopatológico.

2.2.1 Técnica de Stiles-Bunnell-Brand

A cirurgia de transferência de tendão pela técnica de Stiles-Bunnell-Brand usa um dos tendões do flexor superficial dos dedos [5]. O tendão é liberado próximo à falange proximal, retirado por uma incisão palmar e dividido em quatro fitas. As fitas são tunelizadas desde a palma até incisões feitas na porção dorso-lateral dos quatro dedos (2° ao 5°), entre as MCP e PIP, como mostra a Figura 2.3. A incisão do indicador

é feita no lado ulnar, e nos demais dedos no lado radial. O punho é colocado em 20° de flexão, e as MCP em 70° de flexão. A sutura é feita no aparelho extensor, na altura da falange proximal, iniciando-se com o indicador e o mínimo, com maiores tensões. Em seguida, são suturadas as fitas no aparelho extensor dos outros dedos, com menores tensões. A sutura é feita na banda ulnar do aparelho extensor no dedo indicador, e na banda radial nos demais dedos. A mão é engessada, com punho em postura neutra, MCP em 90° de flexão e interfalangeanas em extensão total.

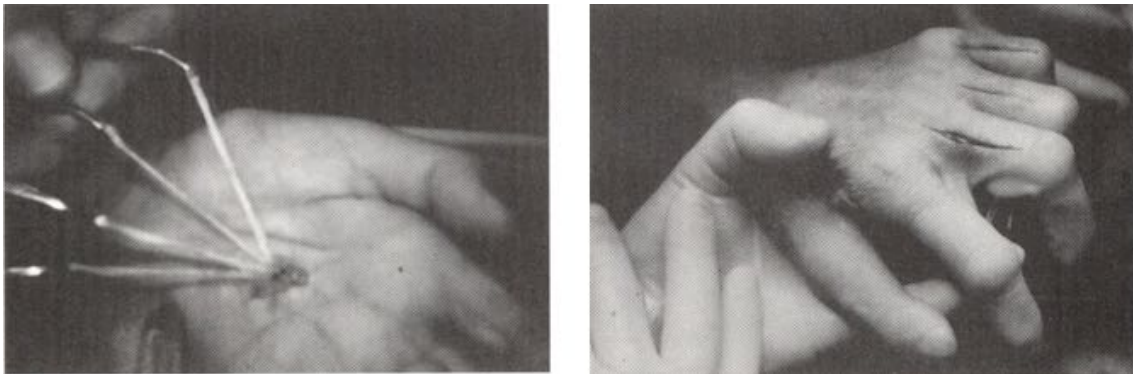


Figura 2.3: (a) Divisão do tendão em 4 fitas. (b) Incisões dorsais para sutura das fitas no aparelho extensor. Fonte: DUERKSEN (1997) [5].

A inserção no aparelho extensor proporciona melhor capacidade de extensão das interfalangeanas com o uso desta técnica, em comparação a outras com inserções mais proximais, como Laço de Zancolli. O percurso das fitas, seguindo o mesmo caminho dos lumbricais, faz com que seja uma técnica bastante fisiológica [5]. Deve-se ter cuidado especial, no entanto, ao usá-la em mãos hipermóveis, pois é alto o risco de deformidade em pescoço de cisne [5].

Deformidade em pescoço de cisne

A deformidade em pescoço de cisne ocorre mais frequentemente em mãos hipermóveis [1], onde um estiramento ou flexibilidade congênita da placa volar permitem maior grau de extensão das PIP. A retirada de um FDS, inserido na falange média, pode gerar um desequilíbrio entre as forças de extensão e flexão, ocasionando uma hiperextensão das PIP, como mostrado na Figura 1.2. A hiperextensão de PIP causa tensionamento dos FPD, contribuindo para a hiperflexão da DIP. A combinação da hiperextensão da PIP com hiperflexão da DIP caracteriza o quadro de pescoço de cisne.

Diversas alternativas podem ser usadas para evitar a formação da deformidade, incluindo a adoção de diferentes modalidades cirúrgicas [20] e a remoção apenas parcial do tendão do FDS do terceiro dedo [1]. A seleção e adaptação da técnica

cirúrgica prescinde de dados que permitam uma modelagem quantitativa, e é feita com base na avaliação empírica do quadro clínico do paciente [5] [12] [23].

2.2.2 Técnica de Brand (EF4T)

A técnica de Brand usa como tendão motor o extensor longo radial do carpo (ELRC). O tendão do ELRC é passado para o lado flexor do antebraço, subcutaneamente. Uma incisão é feita no terço distal do antebraço, por onde o tendão é exteriorizado [5]. O tendão é então alongado por um enxerto de *fascia lata*, um tipo de tecido conectivo, ou de tendão plantar [24]. Resumindo os pontos principais da cirurgia, a sigla EF4T pode ser traduzida como: tendão extensor (E), trajetória dos flexores (F), enxerto de quatro fitas (4T). O tendão do ELRC alongado é tunelizado por meio de uma incisão volar no lado radial, próxima ao punho [24], passando pelo túnel do carpo e chegando à uma incisão palmar. O tendão é exteriorizado na incisão palmar e o enxerto é dividido longitudinalmente em 4 fitas.

Os passos seguintes da cirurgia são semelhantes à técnica Stiles-Bunnel-Brand, com a inserção das fitas no aparelho extensor, proximalmente à PIP. A fita do dedo indicador é suturada à banda lateral ulnar do aparelho extensor, enquanto nos outros dedos a sutura é feita na banda radial. No caso de garra exclusivamente ulnar, o enxerto tendilíneo é dividido em apenas duas fitas, inseridas na banda radial do aparelho extensor do 4° e 5° dedos [24]. Por não privar um dedo do FSD, esta técnica é indicada para mãos hipermóveis, diminuindo o risco da deformidade em pescoço de cisne [5].

2.2.3 Técnica de Lennox-Fritschi (PL4T)

A técnica segue os mesmos passos de Brand e Stiles-Bunnel-Brand, no entanto, o tendão motor utilizado é o do palmar longo. Este é um músculo de baixa potência e sua principal função é a flexão do punho [4]. Com a redundância de músculos mais potentes executando a mesma função, o uso do palmar longo tem a vantagem de não trazer transtornos ao paciente [5]. No entanto, a potência reduzida do músculo pode trazer correção insuficiente da garra [24].

Há ainda duas alternativas de inserção descritas tanto para a técnica de Lennox-Fritschi quanto para a de Brand (EF4T): tendões interósseos ou polias A2 [24]. A inserção nos interósseos pode, além da ação na flexão das MCP, possibilitar a abdução dos dedos. As polias A2, situadas na falange proximal, permitem um maior torque de flexão quando comparadas à inserção nas polias A1 (técnica do laço de Zancolli, descrita à frente).

2.2.4 Técnica de Palande

A técnica descrita por Palande pode usar como tendão motor tanto o ELRC como o PL [24]. O tendão (ECRL ou PL) é prolongado por um enxerto de *fascia lata* [5], como em EF4T e PL4T. A divisão do tendão é feita em cinco fitas; três inseridas nos tendões dos IP, uma no tendão do 1° ID e a última no tendão do ABM. A inserção no ABM tem a finalidade de restaurar o arco transversal distal [5]. Uma vantagem desta técnica é sua configuração próxima à anatômica, embora a execução cirúrgica seja significativamente mais complexa [5].

2.2.5 Técnica do Laço de Zancolli

Esta é uma técnica semelhante à de Brand, usando o FSD do terceiro dedo como tendão motor [12]. O tendão é dividido em quatro fitas e tunelizado de uma incisão próxima ao punho até uma incisão longitudinal distal, próxima às MCP. Uma pequena incisão é feita entre as polias A1 e A2 [25] de cada dedo e a fita tendínea é passada no interior da polia A1, da incisão palmar até a incisão entre as polias. A fita é puxada proximalmente, volarmente à polia A1, e suturada, formando um laço, como mostra a Figura 2.4.

As polias A1 se situam na cabeça dos ossos do metacarpo, próximas às MCP, e se estendem até as falanges proximais [4]. O tensionamento das polias exerce torque de flexão sobre as MCP, contribuindo para a correção da garra. A técnica é recomendada para mãos hipermóveis, evitando o risco da deformidade em pescoço de cisne [5], pois as fitas não são inseridas no aparelho extensor, evitando a hiperextensão das PIP que pode advir de outras técnicas. Em contrapartida, a técnica não atua significativamente sobre a hiperflexão das PIP e DIP.

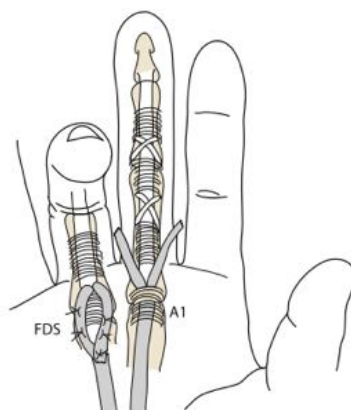


Figura 2.4: Detalhe da inserção das fitas tendinosas na técnica Laço de Zancolli. Fonte: MUZYKEWICZ (2013) [3].

2.3 Modelagem biomecânica com OpenSim

O OpenSim é uma plataforma gratuita para simulação e modelagem de elementos do sistema musculoesquelético [26]. É usado amplamente na análise de patologias de marcha [26] [27] [28] e também em estudos relacionados a membros superiores [29] [13] [14] [30]. A Figura 2.5 mostra a interface gráfica (GUI) da plataforma. A arquitetura do programa é estruturada em plug-ins, o que facilita a adição de utilitários de análise criados pela comunidade [26].

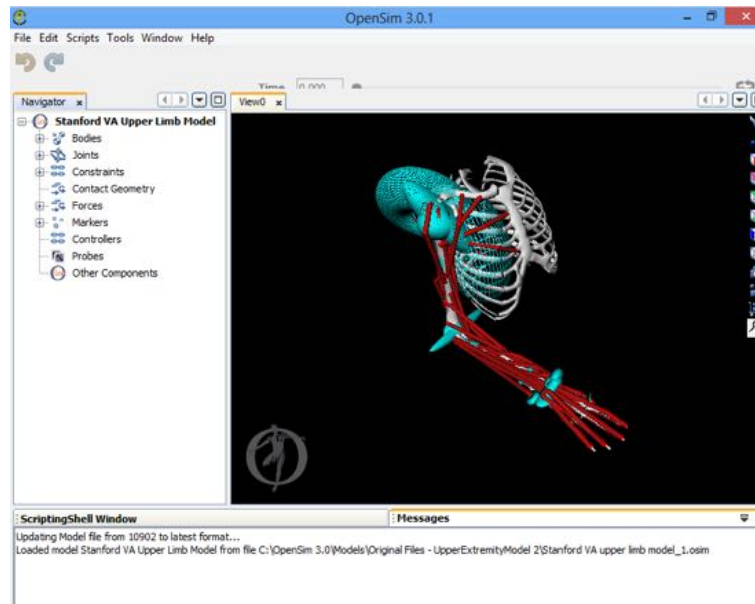


Figura 2.5: Interface gráfica do OpenSim.

Atualmente, estão disponíveis as seguintes ferramentas:

- Escala: permite que o modelo seja ajustado à antropometria de um sujeito.
- Cinemática inversa: permite a estimativa de ângulos articulares ao longo de movimentos em função de trajetórias de marcadores.
- Dinâmica inversa: possibilita a estimativa de torques articulares em função das trajetórias e de forças externas medidas.
- Dinâmica direta: com a ativação muscular medida, permite simular o movimento resultante. Também é possível simular o movimento fornecendo os torques articulares como *input*.
- Redução de resíduos: visa minimizar erros de modelagem e de medição da trajetória de marcadores.

- Otimização estática: permite o cálculo de forças musculares individuais sendo fornecidas as trajetórias dos marcadores e as forças externas.
- *Computed Muscle Control*: Estima os valores de excitação muscular necessários para que o modelo siga o movimento fornecido como *input*.

2.3.1 Modelos de contração muscular

Os modelos de contração muscular disponíveis no OS são implementações de uma classe mais ampla, os modelos do tipo Hill [31]. Como fundamentação para compreensão destas implementações, será feita uma descrição do modelo muscular do tipo Hill e, em seguida, serão detalhados os modelos disponíveis no OS, com foco nos diferentes resultados a partir do uso de cada um.

Modelo do Tipo Hill

O modelo do tipo Hill tem como base a descrição da contração muscular a partir de relações empíricas entre a força desenvolvida por um músculo e seu comprimento/velocidade. As implementações deste modelo descrevem a contração a partir de componentes mecânicos, como mostrado na Figura 2.7. Para maior entendimento dos elementos e das considerações de modelagem, é necessário compreender a anatomia e a fisiologia da contração muscular.

A célula fundamental da fibra muscular esquelética é o sarcômero. Este é constituído por miofilamentos de miosina e actina, que se intercalam transversalmente à direção da fibra [32]. Durante a contração muscular, ligações entre os filamentos de miosina e actina são formadas, as pontes cruzadas [19], e a actina desliza sobre a miosina, comprimindo os sarcômeros e reduzindo o comprimento da fibra muscular. A força desenvolvida pelo músculo é função do número de pontes cruzadas, que por sua vez está relacionado ao comprimento dos sarcômeros. Além disso, a força desenvolvida pela fibra é também relacionada à sua velocidade de contração, uma vez que contrações mais rápidas podem reduzir a taxa de formação de pontes cruzadas.

A fibra muscular é formada por uma sequência de sarcômeros e é recoberta por um tecido conectivo, o endomísio. Logo abaixo deste, uma membrana elástica, o sarcolema, a envolve [32]. Um conjunto de fibras musculares forma um fascículo, também recoberto por tecido conectivo, denominado perimísio. O músculo é composto de diversos fascículos, recobertos por uma película fibrosa, o epimísio.

A contração muscular pode ser feita a partir do recrutamento de diversas unidades motoras. Uma unidade motora consiste nas fibras musculares inervadas por um único neurônio e, em músculos grandes, cada unidade pode contar com 1000 a 2000 fibras musculares [32]. As unidades motoras são, em geral, espalhadas pelo músculo, de forma que a contração de uma unidade motora pode gerar força difundida por

todo o músculo. O grau de ativação do músculo é função do número de unidades motoras recrutadas.

Um modelo da contração muscular deve capturar as principais características fisiológicas do processo de contração, desde a entrada na forma do potencial de ação que ativa uma unidade motora até a geração de força no músculo. Do ponto de vista da dinâmica de contração, pode-se ressaltar:

1. Variação da força F^M com o comprimento L^M das fibras musculares

Como abordado na descrição fisiológica da contração, a força desenvolvida pelo músculo pode ser relacionada ao número de pontes cruzadas criadas entre os miofilamentos de seus sarcômeros que, por sua vez, alteram o comprimento dos músculos. Sendo assim, ao se tensionar um músculo isometricamente e com ativação constante, pode-se inferir a relação entre a força desenvolvida e o comprimento muscular. O músculo realiza força tanto quando está ativo quanto quando está inativo, e a força realizada na ausência de ativação é denominada força passiva. Estudos divergem na interpretação da força passiva. Alguns a atribuem à elasticidade dos tecidos conectivos que envolvem as fibras (epimísio, endomísio, perimísio) [32], enquanto outros a associam à elasticidade dos miofilamentos e das pontes cruzadas [33].

A Figura 2.6 mostra a relação entre \tilde{F}^M e \tilde{l}^M com ativação máxima. \tilde{F}^M é a força muscular F^M normalizada pela força isométrica máxima F_0^M e \tilde{l}^M é o comprimento muscular L^M normalizado pelo comprimento ótimo L_0^M , que é o comprimento do músculo quando este desenvolve força isométrica máxima.

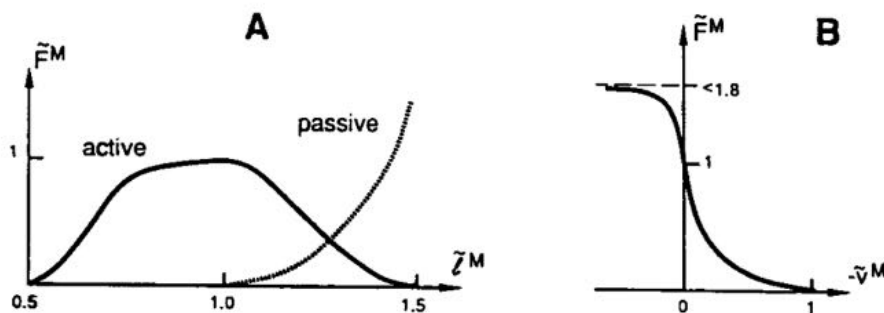


Figura 2.6: (A) Relação entre força ativa e passiva e comprimento muscular com ativação máxima. (B) Relação entre força e velocidade de contração muscular com ativação máxima e comprimento L_0^M . Fonte: ZAJAC (1989).

2. Variação da força muscular F^M com a velocidade de contração V^M

A força muscular depende também da velocidade de contração e o fundamento fisiológico pode ser explicado pelo tempo necessário para a formação de pontes

cruzadas, com maiores velocidades resultando em menos formação de pontes cruzadas e menor força. Submetendo-se um músculo com ativação máxima a diferentes forças de tração e medindo sua trajetória de contração, é possível estimar uma curva relacionando F^M e V^M para qualquer comprimento muscular L^M [33]. A força realizada pelo músculo quando $V^M = 0$ é igual a força isométrica naquele comprimento e, caso o comprimento seja L_0^M , é igual a força isométrica máxima. Também quando a curva é estimada no comprimento ótimo, a velocidade desenvolvida quando a força é nula é denominada V_{max}^M , a velocidade máxima de contração. A Figura 2.6 mostra a relação entre \tilde{F}^M e \tilde{v}^M considerando ativação máxima e $L^M = L_0^M$. \tilde{v}^M é a velocidade do músculo V^M normalizada por V_{max}^M .

3. Escalabilidade da força muscular F^M pelo grau de ativação $a(t)$

Considerando a homogeneidade de propriedades entre as células fundamentais do sistema músculo esquelético, os sarcômeros e, conseqüentemente, a uniformidade da resposta entre as fibras musculares, a força desenvolvida pelo músculo é quase sempre considerada como a soma das forças das fibras musculares recrutadas [32] [33]. Sendo o número de fibras musculares ativas relacionado ao número de unidades motoras recrutadas, é razoável que a força muscular seja escalável pelo grau de ativação do músculo. Assim, ambas as curvas na Figura 2.6 podem ser ajustadas por um fator de escala $a(t)$ que traduz o grau de ativação do músculo. A parcela passiva da força é considerada, em geral [33], como independente da ativação.

A Figura 2.7 mostra uma representação de um modelo muscular de três elementos do tipo Hill. O elemento passivo (PE) é uma mola não linear [32] em paralelo com CE e SE. Modela a tensão passiva do músculo quando este é alongado, mesmo na ausência de ativação do elemento contrátil. O elemento contrátil (CE) está associado à parte ativa do músculo, ou seja, à força das pontes cruzadas formadas entre filamentos de actina e miosina. A força do elemento contrátil F_{CE} depende apenas de L^M , V^M e $a(t)$, e a relação entre a força desenvolvida e os parâmetros é, em geral, uma adaptação da equação de Hill [31], compatível com a fisiologia evidenciada na Figura 2.6 e discutida na descrição anatômica [33].

O elemento em série (SE) pode ser usado no modelo, especialmente quando se deseja diferenciar a energia armazenada devido à elasticidade dos elementos do músculo (tecidos conectivos, pontes cruzadas) da energia armazenada devido à elasticidade do tendão [33]. Há, no entanto, algumas ressalvas quanto à adição do elemento em série. O comprimento da fibra muscular passa a não mais corresponder à soma dos comprimentos dos sarcômeros, assim como suas relações força/comprimento, o que é incompatível com as observações de anatomia [33]. Também, a relação

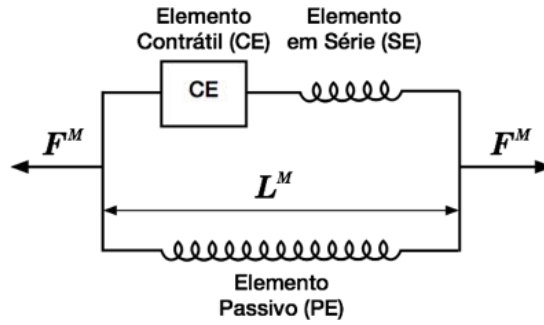


Figura 2.7: Representação do modelo do tipo Hill de 3 elementos.

força/velocidade do músculo passa a não corresponder à uma versão escalada da relação força velocidade dos sarcômeros. Em geral, o elemento em série pode ser omitido, já que a energia armazenada nos elementos elásticos do músculo é muitas vezes menor que a armazenada no tendão [33].

As curvas força/comprimento e força/velocidade usadas para estimar a força do elemento contrátil são, em geral, relações adimensionais, que podem ser escaladas a partir das seguintes propriedades:

- Comprimento ótimo L_0^M : Comprimento no qual o músculo produz força máxima.
- Força isométrica máxima F_0^M : Força desenvolvida pelo músculo quando a ativação é máxima e o comprimento é L_0^M .
- Ângulo ótimo de penação α_0 : ângulo entre as fibras musculares e a direção longitudinal do músculo quando $L^M = L_0^M$.
- Velocidade máxima de contração V_{max}^M : velocidade de contração quando $L^M = L_0^M$ e $F^M = 0$.

Modelos disponíveis no OS

O OpenSim conta com diversas implementações de modelos musculares do tipo Hill e novas implementações podem ser facilmente adicionadas ao API [26]. Versões do OS a partir da 3.0 recomendam o uso das implementações *Thelen 2003* e *Millard 2012*, embora ainda possam ser usadas implementações mais antigas, como *Schutte1993*, *Delp1990* e *RigidTendon*. Embora os modelos se assemelhem nas considerações principais de modelagem, alguns erros de implementação foram identificados em classes antigas, e elas podem diferir das implementações mais recentes também no tratamento de singularidades numéricas e no suporte à flexibilização das curvas

musculares características para contemplar, por exemplo, a variação da geração de força entre fibras de contração rápida e contração lenta [34]. A seguir, serão descritas as classes recomendadas a partir do OS 3.0 e, em seguida, serão detalhadas as principais diferenças de implementação entre estas classes e sua comparação com modelos anteriores.

- **Thelen 2003**

O modelo de contração muscular descrito em THELEN (2003) é amplamente usado em simulações no OS [13] [29]. O modelo propõe ajustes a parâmetros do modelo típico de Hill [33] para contemplar a influência da idade na mecânica muscular [35]. Os seguintes parâmetros foram ajustados para refletir a influência do envelhecimento na biomecânica muscular: constante de tempo para relaxamento (τ_{deact}), V_{max}^M e deformação no tendão quando a força se iguala à força isométrica máxima (ϵ_0^M). Os parâmetros são ajustados para sujeitos acima de 30 anos [35].

A Figura 2.8 mostra a representação do modelo musculotendilíneo, que inclui um elemento contrátil (CE) em paralelo com um elemento elástico (PE) representando o músculo, ambos em série com um último elemento elástico (SE) representando o respectivo tendão. A força do elemento contrátil, como usual em modelos do tipo Hill, depende de $a(t)$, L^M e V^M . O músculo é caracterizado por L_0^M , F_0^M , V_{max}^M , α_0 e L_0^T , que é o comprimento do tendão relaxado.

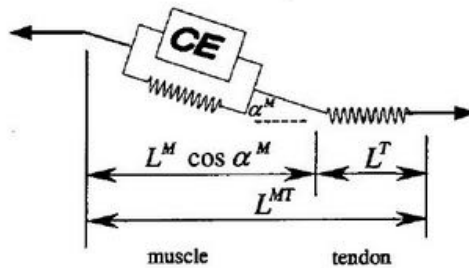


Figura 2.8: Representação do modelo do tipo Hill adotado em Thelen (2003). Fonte: Thelen (2003).

Considerando o modelo da Figura 2.8, a equação diferencial do elemento musculotendilíneo é:

$$f_{iso}(a(t)f_{EA}(l^M)f_v(i^M) + f_{PE}(l^M))\cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(l^T) = 0 \quad (2.1)$$

Sendo f_{EA} e f_{PE} as forças do elemento contrátil (ativo) e do elemento em paralelo (passivo) obtidas a partir da curva força x comprimento, mostrada na Figura 2.9. f_{iso} é a força isométrica máxima, l^M é o comprimento normalizado do músculo e \dot{l}^M é a velocidade normalizada do músculo.

A Figura 2.9 mostra as relações força x comprimento (F-L) e força x velocidade (F-V) do músculo, e força x deformação do tendão. Uma gaussiana descreve a relação entre força ativa e comprimento do músculo. A força desenvolvida pelo músculo varia não linearmente com a velocidade, e a curva é modulada com a ativação. A força desenvolvida pelo tendão varia, inicialmente, de maneira exponencial com a tensão, e linear com maiores tensões [33].

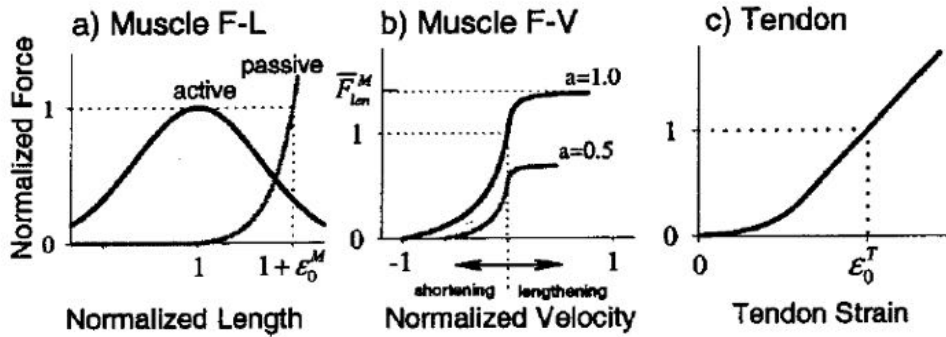


Figura 2.9: Representação das relações força x comprimento (a), força x velocidade (b) e força x deformação do tendão (c). Fonte: Thelen (2003).

- **Millard 2012**

MILLARD *et al.* (2013) desenvolveram três modelos de contração muscular disponíveis no OS. O primeiro é análogo ao modelo detalhado anteriormente, com a inclusão de novas curvas de força ajustadas a dados experimentais. Para contornar a condição de singularidade resultante de ativação nula ou quando uma força do tendão não nula é aplicada a um músculo penado em 90°, foi desenvolvido um modelo limitando o ângulo de penação máximo e incluindo um amortecedor em paralelo ao elemento contrátil [34]. A equação diferencial do elemento musculotendilíneo é:

$$f_{iso}(a(t)f_{EA}(l^M)f_v(\dot{l}^M) + f_{PE}(l^M) + \beta\dot{l}^M)\cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(l^T) = 0 \quad (2.2)$$

Sendo β o coeficiente de amortecimento.

Um terceiro modelo foi desenvolvido adotando uma simplificação no caso de tendões que possam ser considerados inextensíveis. A mola que representava o tendão no modelo detalhado em THELEN (2003) é substituída por um cabo inextensível, e o comprimento da unidade musculotendilínea (L^{MT}) pode ser estimado a partir de um modelo cinemático [34]. Com esta simplificação, é possível calcular a força muscular diretamente:

$$f^M = f_{iso}(a(t)f_{EA}(l^M)f_v(\dot{l}^M) + f_{PE}(l^M) + \beta\dot{l}^M)\cos\alpha \quad (2.3)$$

• Comparação entre classes de músculos

Uma variação importante entre as implementações de modelos musculares no OS é a forma como estes lidam com singularidades numéricas. Para facilitar a compreensão das diferentes abordagens, as singularidades serão evidenciadas a seguir.

Rearranjando a equação diferencial de modelagem do elemento musculotendilíneo colocando em evidência a velocidade de contração, tem-se:

$$\dot{l}^M = f_V^{-1} \left(\frac{f_{SE}(l^M) - f_{PE}(l^M)}{a(u, t)f_L(l^M)} \right) \quad (2.4)$$

O isolamento da velocidade de contração é útil para estimativa da trajetória de contração/extensão do músculo por meio da integração da relação inversa da força/velocidade. Observando-se a equação 2.4, é possível concluir que indeterminações numéricas ocorrem quando:

- $\cos(\alpha) = 0$
- $a(u, t)f_L(l^M) = 0$
- f_V não é inversível

Para lidar com as singularidades, modelos como *Schutte1993*, *Delp1990* e *The-len2003_Deprecated* fizeram as seguintes considerações:

- $\cos(\alpha) > 0$
- $a(u, t)f_L(l^M) > 0$
- f_V é inversível

Embora as considerações sejam razoáveis para movimentos pouco amplos, aproximando-se da condição de ângulo de penação = 90° ou de um intervalo

onde f_V não seja inversível, os resultados das simulações são inconsistentes [34]. Além disso, a forma como as condições são atingidas é interna à classe de implementação e, portanto, de complexa alteração. Variações nas implementações destas condições podem gerar resultados de simulação significativamente diferentes com as mesmas entradas [34], e o difícil acesso às variáveis impede que o usuário as ajuste da forma mais adequada ao seu experimento. Dessa forma, *Thelen2003_Deprecated* foi alterada de forma que limites podem ser definidos para $a(u, t)$ e $\cos(\phi)$, o limite inferior de $f_L(l_M)$ não atinge uma singularidade e f_V é inversível em todo o seu domínio. As classes *Thelen2003* e *Millard2012* já incorporam as mudanças.

Além do tratamento das condições de singularidade, foram documentadas falhas na implementação da curva força/comprimento em classes mais antigas, assim como problemas de inicialização. A curva força/comprimento do elemento passivo era inconsistente com os dados experimentais disponíveis nos respectivos artigos [34] [35]. Além disso, a consideração de que a velocidade da fibra era nula no início da simulação resultava em severas flutuações nos resultados iniciais. A curva força/comprimento do elemento passivo foi ajustada e a velocidade inicial da fibra é estimada de forma que a força muscular varie pouco no início da simulação em *Thelen2003* e *Millard2012*.

Sendo a implementação mais recente, *Millard2012* disponibiliza ainda outros recursos e ajustes teóricos além das classes anteriores:

- Todas as curvas que descrevem a contração são C_2 contínuas, o que significa que são contínuas até a segunda derivada.
- A curvatura da relação força/velocidade pode ser facilmente ajustada, refletindo a resposta diferenciada de fibras de contração rápida e lenta. Implementações anteriores consideravam a mesma característica de contração para todos os músculos.
- A curva força/comprimento do elemento ativo foi ajustada para melhor representar a resposta fisiológica [36]. A curva usada em implementações anteriores, incluindo *Thelen2003*, é uma gaussiana que oferece boa correspondência com as evidências experimentais em comprimentos próximos ao comprimento ótimo. No entanto, quanto mais o comprimento se distancia do ótimo, mais inexato é o modelo [34]. A curva foi alterada para se aproximar da resposta fisiológica também em L^M mais distante de L_0^M [37].
- O comprimento do músculos é mantido em valores realistas, com $\tilde{l}^M \geq 0,5$.

- Foram feitas duas implementações, *Millard2012EquilibriumMuscle* e *Millard2012AccelerationMuscle*. Ambas incluem as alterações mencionadas previamente, no entanto, *Millard2012AccelerationMuscle* é especialmente indicada para simulações de dinâmica direta, já que não tem singularidades (a ativação pode ser nula).

2.3.2 Modelos de membros superiores

Gonzalez et al.

GONZALEZ *et al.* (1997) desenvolveram um modelo de mão e antebraço para estudar a relação entre braços de momento e arquitetura muscular e momentos isométricos de flexão/extensão desenvolvidos no punho. O modelo, mostrado na Figura 2.10, foi desenvolvido na plataforma SIMM, e pode ser facilmente importado para o OS [13]. Inclui 15 músculos, mostrados na Tabela 2.2. Os ossos foram digitalizados a partir de um cadáver, usado também para estimativa das origens, inserções e trajetórias dos músculos [13]. Músculos multitendilíneos como o FPD e FSD foram representados em unidades separadas. As inserções tanto dos FDS como dos FPD diferem dos pontos anatômicos indicados em manuais de anatomia [4] [38]. A inserção do FDS nas falanges distais faz com que o músculo passe também a flexionar a falange distal, e a inserção de FDP na falange média exclui sua ação de flexão das interfalangeanas distais.



Figura 2.10: Modelo de antebraço e punho desenvolvido por GONZALEZ *et al.* (1997) na GUI do OS.

A dinâmica de contração é descrita por modelagem do tipo Hill, e as propriedades isométricas de contração foram escaladas pelos parâmetros musculares característicos: L_0^M , α_0^M , F_0^M e L_0^T . L_0^M e α_0^M foram obtidos da literatura [39]; F_0^M foi determinada por meio da medição de PCSA (Área de seção transversa fisiológica)

Tabela 2.2: Músculos modelados em GONZALEZ *et al.* (1997)

Sigla	Músculo	Origem	Inserção
FCR	Flexor radial do carpo	Epicôndilo lateral do úmero	Base do 2º metacarpo
FCU	Flexor ulnar do carpo	Epicôndilo lateral do úmero	Base do 5º metacarpo
ECU	Extensor ulnar do carpo	Epicôndilo lateral do úmero	Base do 5º metacarpo
EDM	Extensor do mínimo	Epicôndilo lateral do úmero	5º falange média
ECRB	Extensor radial do carpo (curto)	Epicôndilo lateral do úmero	Base do 2º metacarpo
ECRL	Extensor radial do carpo (longo)	Epicôndilo lateral do úmero	Base do 2º metacarpo
FDS	Flexor superficial dos dedos	Epicôndilo lateral do úmero	Falanges distais
FDP	Flexor profundo dos dedos	Base da ulna	Falanges médias
EDC	Extensor comum dos dedos	Epicôndilo lateral do úmero	Falanges distais
FPL	Flexor longo do polegar	Rádio	Falange distal
APL	Abdutor longo do polegar	Rádio	1º metacarpo
EPB	Extensor curto do polegar	Rádio	Falange proximal
EPL	Extensor longo do polegar	Ulna	Falange distal
EIP	Extensor do indicador	Ulna	Falange distal
PL	Palmar longo	Epicôndilo lateral do úmero	3º metacarpo

de cada músculo; L_0^T foi estimado de tal forma que, para cada músculo, o momento simulado de flexão no punho na ausência de ativação fosse consistente com momentos de flexão passivos experimentalmente medidos [40]. A implementação adotada é *Schutte1993*, considerada atualmente obsoleta [34] [35][40].

Com o foco restrito a estudos biomecânicos do punho, este modelo considera o dedo médio, anular e mínimo como segmentos únicos, sem separação entre falange proximal, média e distal, e com posição fixa. O polegar é também considerado como um segmento único, mas com capacidade de flexão/extensão e adução/abdução da articulação carpometacarpiana. O punho tem 2 GdL: desvio radial/ulnar e flexão/extensão. A articulação do cotovelo pode realizar pronação/supinação e flexão/extensão.

Holzbaur *et al.*

HOLZBAUR *et al.* (2005) desenvolveram um modelo de membros superiores baseado em modelos anteriores [13] [41], incluindo novas representações do ombro, po-

legar e indicador. A Figura 2.11 mostra o modelo na GUI do OS. A representação gráfica dos ossos foi herdada de modelos anteriores, exceto o húmero, o rádio e a ulna, que foram digitalizados a partir de um cadáver.

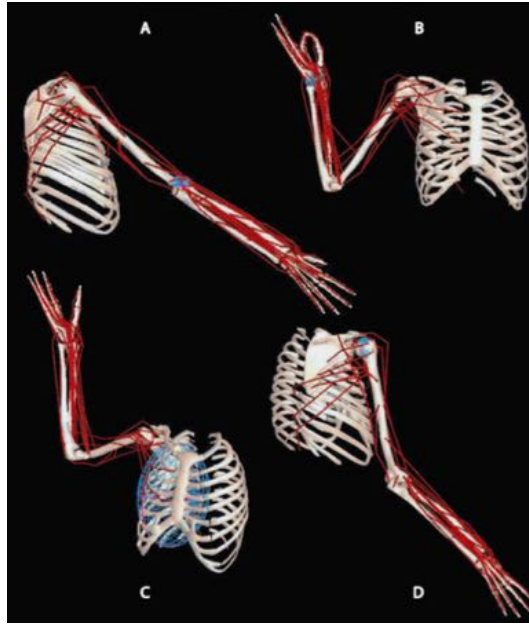


Figura 2.11: Modelo de membros superiores desenvolvido no OS. Fonte: Holzbaur *et al.* (2005).

A cinemática do modelo inclui 15 GdL, representando movimentos do ombro, cotovelo, punho, indicador e polegar. O modelo foi feito para estudo das contribuições musculares durante o movimento de pinça usando estes dois dedos. Com relação a GONZALEZ *et al.* (1997), o modelo inclui a segmentação do polegar entre as falanges, e graus de liberdade de flexão de MCP e IP do polegar. Inclui também os graus de liberdade de rotação e elevação do ombro. A inserção do FDS e do FDP difere do modelo anterior e está de acordo com as descrições anatômicas [4], com o FDS inserindo-se nas falanges médias e o FDP nas distais.

O modelo inclui representações de 50 elementos musculares (músculos multiten-dilíneos são modelados como elementos separados). Tendo em vista os propósitos deste estudo, seria necessário incluir músculos intrínsecos da mão como: lumbricais, interósseos palmares e dorsais, abductor do mínimo e oponente do polegar. A dinâmica da contração é descrita a partir de um modelo muscular do tipo Hill [33] implementado na classe *Schutte1993*. Os parâmetros para escala das relações adimensionais (L_0^M , α_0^M , F_0^M) do modelo foram obtidos a partir de estudos anteriores. F_0^M foi estimada a partir do produto de PCSA pela tensão máxima dos músculos. A PCSA foi calculada para cada músculo dividindo-se o volume muscular obtido na literatura pelo comprimento ótimo. Alguns estudos mostram variações entre tensões

máximas dos músculos e, neste modelo, foi considerada uma tensão máxima de 45 N cm^{-2} para os músculos do antebraço e mão e 140 N cm^{-2} para os músculos do braço e ombro.

Lee *et al.*

Em modelos anteriores, as características musculares foram reproduzidas a partir de cadáveres [29] [13]. Pontos de origem e inserção dos músculos eram medidos e replicados no sujeito médio do OS, cujos comprimentos ósseos foram estimados por uma média populacional. No entanto, essa abordagem pode introduzir imprecisões quanto às características dinâmicas dos músculos. A proporção entre os segmentos, eixos e centros de rotação, pode variar consideravelmente entre os espécimes e o sujeito médio do OS [14]. Braços de momento estimados com o modelo do sujeito médio e origens e inserções obtidas diretamente da anatomia podem não corresponder aos medidos experimentalmente.

Considerando isso, LEE *et al.* (2015) adotaram uma nova abordagem para estimativa dos pontos de origem e inserção, focada em reproduzir no modelo do OS os braços de momento experimentalmente medidos em espécimes. Para um atuador de força retilíneo, o braço de momento consiste na distância entre a linha de ação da força e o centro de rotação. Por sua vez, o músculo pode percorrer caminhos complexos, produzindo torques em diversas articulações. O centro de rotação, em certos casos, pode ser definido com relação à composição da rotação entre duas diferentes articulações, como adotado para modelagem do punho em GONZALEZ *et al.* (1997). Sendo assim, é adotada uma definição mais ampla, que visa a medir a efetividade do músculo em produzir momento angular:

$$r_{\theta} = \frac{\tau_{\theta}}{s} \tag{2.5}$$

onde r_{θ} é o braço de momento, τ_{θ} é o torque realizado pelo músculo e s é a força de tração do músculo.

O ajuste dos pontos de origem e inserção contou com as seguintes etapas:

- Determinação dos braços de momento: curvas experimentais do braço de momento estavam disponíveis apenas para os músculos que comandam o indicador. Para o dedo médio, anular e mínimo, as curvas foram estimadas usando o método das velocidades parciais com os pontos de inserção medidos experimentalmente. O método das velocidades parciais é mostrado em maior detalhe na seção A.1 do Apêndice, assim como outras relações entre braços de momento e variáveis cinemáticas. Para validar os braços de momento calculados com o

método das velocidades parciais, foram estimadas curvas para os músculos do indicador a partir dos pontos de inserção dos músculos e estas foram comparadas aos valores experimentais disponíveis.

- Ajuste dos pontos de origem e inserção: Uma otimização [14] foi feita para minimizar a soma do erro RMS entre as curvas de braço de momento do modelo OS e as obtidas experimentalmente para todos os músculos modelados, variando-se os pontos de origem e inserção, de acordo com:

$$f(\vec{x}) = \sqrt{\sum_{i=1}^m \frac{[r_j(\vec{q}_i) - \hat{r}_j(\vec{q}_i, \vec{x})]^2}{m}} \quad (2.6)$$

Condições de contorno:

$$\begin{aligned} lb_j &\leq x_j \leq ub_j \\ g_j(\vec{x}) - \epsilon_j &\leq 0 \end{aligned}$$

\vec{x} : pontos de origem e inserção

\vec{q} : ângulo articular

$r_j(\vec{q}_i)$: braço de momento experimental

$\hat{r}_j(\vec{q}_i, \vec{x})$: braço de momento estimado pelo modelo

i : grau de liberdade (flexão/extensão, adução/abdução)

j : músculo

lb_j : limite inferior (superfície do osso)

ub_j : limite superior (superfície da pele)

ϵ_j : desvio padrão máximo de braços de momento experimentais

$g_j(\vec{x})$: erro RMS

Os músculos foram representados a partir de modelos do tipo Hill. A maior parte dos elementos musculares é modelada usando a classe mais recente *Thelen2003*, com melhorias de inicialização e tratamento de singularidades. Alguns músculos, no entanto, ainda são representados pela classe *Schutte1993*, como o EPB, FPL, APL e PQ. Com relação a modelos anteriores, *LEE et al.* adicionou representações dos principais músculos intrínsecos da mão, incluindo lumbricais, interósseos palmares e dorsais. Parâmetros para escala das relações força/velocidade e força/comprimento destes músculos foram obtidos da literatura. Dados de ajuste dos demais músculos foram herdados de modelos anteriores [13] [29].

2.3.3 Simulação de transferências tendíneas

Diversos trabalhos [42] [30] [43] [44] utilizaram plataformas como o SIMM e o OpenSim para investigar a biomecânica resultante de cirurgias de transferência de tendão. Os métodos utilizados, resultados obtidos, limitações e interpretações podem fornecer direções importantes para a realização deste trabalho.

DELP et al. (1994) realizaram um estudo com o uso da plataforma SIMM, uma precursora do OpenSim, para avaliar o resultado obtido na transferência de tendão do reto femural com a inserção em diferentes pontos: tendão do semitendíneo, tendão do grácil, sartório ou trato iliotibial. A transferência do reto femural pode ser indicada para aumentar a amplitude de flexão do joelho [42]. O objetivo do estudo era quantificar os braços de momento a partir das diferentes inserções, e usar os dados estimados no desenvolvimento de um modelo de simulação para amparar estudos biomecânica resultante da cirurgia. A cirurgia foi simulada em dois cadáveres, e a trajetória do tendão foi digitalizada, para cada ponto de inserção, por meio de um sistema ótico de cinematria. Como a antropometria dos sujeitos diferia do modelo SIMM, os comprimentos musculotendilíneos foram escalados de acordo com fatores definidos em DELP *et al.* (1994). Braços de momento foram calculados no modelo por meio da relação:

$$r_{\theta} = \frac{\delta l}{\delta \theta} \quad (2.7)$$

A relação é usada em outros trabalhos [13] [14], e sua demonstração pode ser vista na seção A.1 do Apêndice. Os resultados foram validados pela medição experimental dos braços de momento nos cadáveres a cada variação do ponto de inserção, medindo-se o deslocamento musculotendilíneo em um intervalo angular. O estudo concluiu que os braços de momento eram maiores quando o reto femural era inserido no semitendíneo, e menores com a inserção no trato iliotibial. O estudo evidencia a possibilidade de adotar diferentes inserções dependendo do quadro patológico apresentado pelo paciente.

Metodologia semelhante foi adotada em HERRMANN *et al.* (1999) para estudo da biomecânica resultante da transferência do extensor ulnar do carpo (EUC) para o extensor radial curto do carpo (ERCC). A cirurgia é indicada para restaurar a capacidade de extensão do punho em pacientes com função comprometida de ERCC, como pode ocorrer em pacientes com lesões na coluna cervical [43]. A cirurgia foi simulada em um cadáver e as trajetórias tendilíneas resultantes foram digitalizadas com o uso de um sistema ótico de cinematria. Os braços de momento foram estimados e validados por metodologia semelhante à empregada em DELP *et al.* (1994). O modelo SIMM adotou como base o modelo predecessor de Gonzales *et al.* (1997) e incluiu parâmetros musculares de ERCC e EUC da literatura. A Figura

2.12 mostra o modelo pós-cirúrgico. Braços de momento, momento e força muscular foram estimados pelo modelo ao longo do intervalo de flexão/extensão do punho. As curvas de momento e braço de momento do EUC após a cirurgia no intervalo de flexão se aproximam consideravelmente das curvas de ERCC, confirmando o sucesso em simular a função deste músculo. O padrão da curva de força isométrica de EUC ao longo do intervalo angular é semelhante ao de ERCC, no entanto, o ângulo no qual a força máxima é desenvolvida pode variar significativamente com a tensão aplicada na cirurgia. Uma diferença de 1 cm no comprimento do tendão causa uma variação de 35° no ângulo de força máxima. O aumento de 1 cm com relação ao comprimento neutro diminuiu a capacidade de geração de força de EUC na extensão do punho em 27%. O encurtamento em 1 cm causou uma redução de 89% da geração de força com a flexão do punho pois os músculos passaram a se estender além de seu comprimento ótimo [30]. A análise dos resultados evidencia a necessidade de tensionamento adequado do EUC para maximizar o potencial de extensão do punho obtido com a cirurgia.



Figura 2.12: Modelo pós-cirúrgico da transferência de tendão do EUC para o ERCC. Fonte: HERRMANN e DELP (1999).

A transferência de tendão para o ECRR como forma de aumentar a flexão do punho em pacientes com lesões cervicais também foi estudada por MURRAY *et al.* (2002) com o uso do OS. O tendão motor da transferência era o braquioradial, e a hipótese era de que o ângulo de flexão do cotovelo influencia na capacidade de extensão do punho na situação pós-cirúrgica. Este é um efeito indesejável, uma vez que diversas atividades cotidianas requerem a capacidade de flexão e extensão do punho ao longo de um amplo intervalo de movimentação do cotovelo, como envolver um objeto distante e trazê-lo para perto de si [43]. O estudo avaliou também a influência do tensionamento do tendão na amplitude de flexão do punho com a

variação do ângulo de flexão/extensão do cotovelo. A hipótese era de que tensionamento adequado poderia contribuir para manter a capacidade de flexão do punho num intervalo amplo de flexão do cotovelo.

Para validar as hipóteses, o estudo contou com duas etapas principais:

- Variação do momento de flexão do punho do braquioradial com o ângulo de flexão do cotovelo: Foram medidas as amplitudes de flexão de seis pacientes após a cirurgia de transferência de tendão com o cotovelo em extensão passiva máxima (entre 0° e 10°) e flexão passiva máxima (em torno de 120°) com o uso de um goniômetro. Verificou-se que a amplitude de flexão do punho aumentou e a amplitude de extensão diminuiu com a flexão do cotovelo.
- Efeito do aumento de tensão no tendão sobre a capacidade de flexão do punho ao longo da flexão/extensão do cotovelo: um modelo biomecânico foi desenvolvido no OS para simular a cirurgia, a partir do modelo predecessor GONZALEZ *et al.*. As trajetórias tendilíneas foram assumidas como semelhantes às adotadas em HERRMANN *et al.*. Os parâmetros de escala das curvas força/velocidade e força/comprimento foram obtidos da literatura. A força isométrica máxima do braquioradial foi estimada como o produto da PCSA e da tensão máxima do músculo, considerada 50 N cm^{-2} em uma primeira abordagem. Embora o valor seja superior ao reportado na literatura para fibras individuais [43], resultados de trabalhos anteriores indicam que valores maiores de tensão são necessários para estimar a força isométrica máxima a partir da PCSA medida em cadáveres [43]. Em trabalhos anteriores, foram usados valores de tensão máxima variando desde 25 N cm^{-2} a mais de 100 N cm^{-2} [43]. Consequentemente, há uma incerteza associada às estimativas da força máxima do braquioradial. Para considerar os efeitos desta incerteza, uma segunda simulação foi feita escalando a PCSA do braquioradial por uma tensão máxima de 25 N cm^{-2} , reduzindo a capacidade de geração de força em 50%. A comparação dos resultados das duas simulações pode mostrar o efeito de adotar uma mesma abordagem cirúrgica em um músculo mais fraco [43].

Três cenários foram explorados considerando a variação do tensionamento do tendão: tensão ótima, tensão mínima e tensão máxima. A tensão ótima foi estimada de forma que com o cotovelo em 0° e 120° , o braquioradial operasse na porção da curva força/comprimento que resulta em amplitude máxima de flexão do punho. Na tensão mínima, o comprimento do tendão relaxado é aumentado em 1.7 cm com relação ao comprimento estimado na tensão ótima. Na tensão máxima, o comprimento do tendão relaxado é reduzido em 1.3 cm com relação ao estimado na tensão ótima. Os resultados da simulação indicaram que a flexão do cotovelo compromete a amplitude de flexão do punho

na cirurgia feita com tensão mínima, enquanto em tensão ótima ou tensão máxima a influência da flexão do cotovelo é reduzida [43]. O estudo evidencia a necessidade de tensionamento adequado para o sucesso da intervenção cirúrgica.

2.4 Cinemática da mão

A análise da cinemática realizada neste trabalho visa a três objetivos principais: reconstruir e rotular automaticamente movimentos da mão, calcular ângulos articulares e quantificar a progressão do quadro clínico de pacientes com garra ulnar. Sendo assim, esta seção mostrará, inicialmente, métodos adotados em trabalhos anteriores para modelagem da cinemática da mão. Em seguida, serão detalhados alguns protocolos de marcação usados na literatura para reconstrução de movimentos da mão usando sistemas ópticos, com foco em vantagens e desvantagens de cada configuração. Em seguida, serão mostradas alternativas para rotulagem automática de marcadores. Por fim, serão expostas técnicas adotadas em trabalhos anteriores que podem embasar alternativas para quantificação da progressão do quadro clínico de pacientes com garra ulnar.

2.4.1 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 os sistemas de referência locais sejam posicionados no centro de massa de cada osso, possibilitando a descrição do movimento entre quaisquer segmentos adjacentes e globalmente [6]. No entanto, nem sempre é possível estimá-los de forma precisa. Estudos com cadáveres fornecem relações para a estimativa do centro de massa de cada segmento como uma proporção do comprimento total, contudo, isso induz certa 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.

Referência do punho

O movimento do punho é considerado como o movimento do terceiro osso do metacarpo com relação ao rádio. Os movimentos de flexão/extensão, desvio ulnar/radial são medidos com relação à posição neutra, definida na Tabela 2.3.

Tabela 2.3: Convenção para a posição neutra do punho

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

Sistema de referência do rádio e da ulna

A Figura 2.13 mostra o posicionamento da tríade ortogonal para o rádio e a ulna, sendo este detalhado nas Tabelas 2.4 e 2.5.

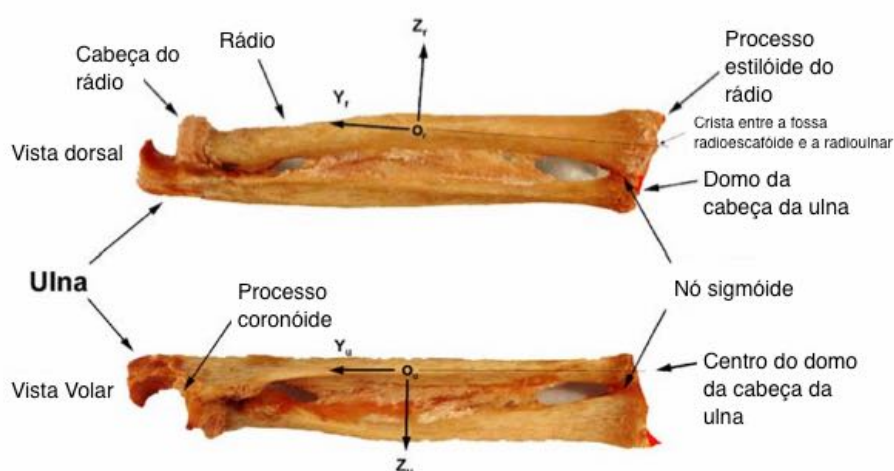


Figura 2.13: Sistemas de referência do rádio e da ulna. Fonte: WU *et al.* (2005).

Tabela 2.4: 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 radioscapóide e a semilunar
Y_r	Eixo paralelo à linha que liga a crista entre a fossa radioscapóide 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 sigmoide e O_r
X_r	Eixo perpendicular a Y_r e Z_r

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 punho está na posição neutra.

Tabela 2.5: 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

Sistema de referência dos ossos do metacarpo e falangeanos

A Figura 2.14 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 2.6. Por sua semelhança de forma, o sistema de referência dos ossos falangeanos pode ser descrito de maneira análoga.

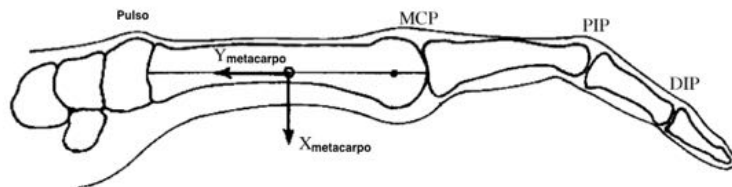


Figura 2.14: Sistema de referência dos ossos do metacarpo para a mão direita [6]. Vista lateral.

Tabela 2.6: Posição do sistema de referência dos ossos do metacarpo

O_m	A origem é posicionada na metade da linha que liga a base à 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

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 2.7 explica o posicionamento dos eixos e as variáveis que descrevem a rotação e a translação. Para a articulação radioulnar, a Tabela 2.8 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 punho.
- Distal: Mais distante do sistema de referência global.

Tabela 2.7: 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	α - 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	γ - 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	β - adução e abdução	q2- translação dos ossos adjacentes na direção X.

Para a 3ª articulação metacarpofalangeana, a posição neutra é definida quando seu sistema de referência está alinhado ao do punho. Para 2ª, 4ª, 5ª articulações metacarpofalangeanas, a posição neutra é quando a tríade está alinhada à da 3ª 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 [6].

Tabela 2.8: Sistema de coordenadas da articulação radioulnar

Eixo	Descrição	Rotação	Translação
e_1	Eixo fixado à ulna e coincidente ao eixo Y do rádio	α - 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	γ - flexão e extensão, sendo a flexão positiva.	q3- translação radial ou ulnar.
e_2	Eixo perpendicular a e_1 e e_3	β - desvio radial e ulnar, sendo o ulnar positivo.	q2- deslocamento na direção X.

2.4.2 Modelagem cinemática

O movimento da mão é bastante complexo, com cerca de 30 GdL [45]. 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 [46] [47] [48] [8] [45]. 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 2.15 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 punho tem 2 GdL e 3 GdL são adicionados ao modelo para posicionamento global da mão com relação ao ombro. Tem-se então 5 GdL para o polegar, 4 para cada um dos outros dedos, 2 para o punho e 3 de localização global, totalizando 26 GdL.

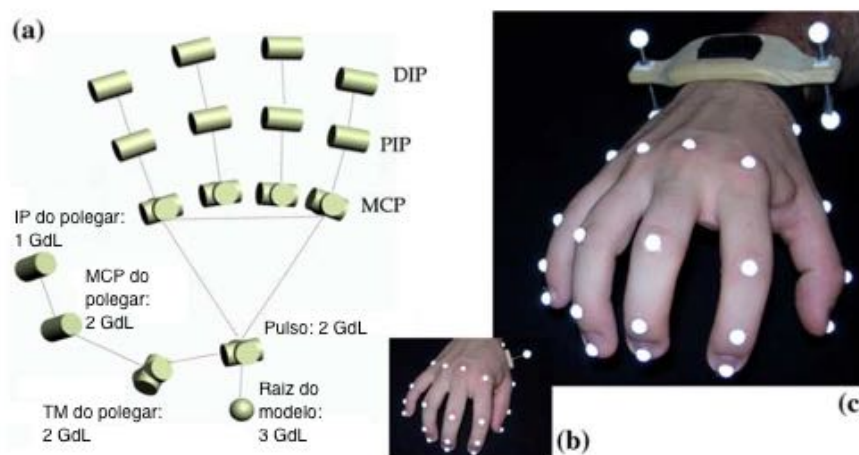


Figura 2.15: Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) e (c) propostos por CERVERI *et al.* (2007).

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 e 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 2.16). Já o modelo de LEE e KUNII (1995) adota 2 GdL para a MCP do polegar, 2 GdL para TM e 6 GdL de posicionamento global, totalizando 27 GdL (Figura 2.17).

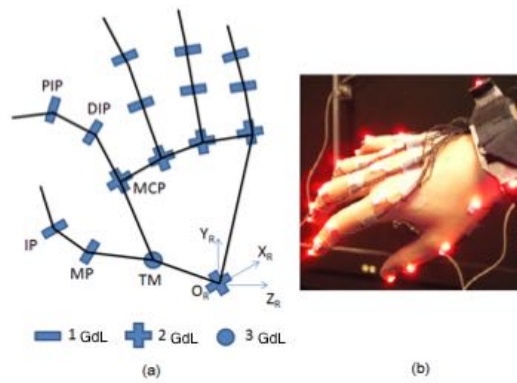


Figura 2.16: Modelo cinemático (a) e protocolo de marcação (b) propostos por FU e SANTELLO (2010).

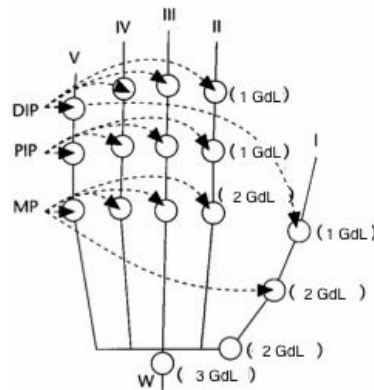


Figura 2.17: Modelo cinemático proposto por LEE e KUNII (1995).

METCALF *et al.* (2008) propuseram uma abordagem interessante para modelagem do movimento do polegar. A Figura 2.18 mostra o protocolo de marcação adotado no trabalho. O movimento do polegar é bastante complexo, com desdobramentos nas 3 direções de sua referência proximal no punho [49]. Neste trabalho, optou-se por representá-lo por dois ângulos de movimentação: rotação e abdução/adução do polegar. A rotação é medida pelo ângulo entre o plano do polegar e RHP, sendo o plano do polegar definido pelos pontos CMC, MCP1, B.MCP2 e MCP2, mostrados na Figura 2.18. Para cálculo da adução/abdução, os vetores CMC-MCP1 e B.MCP2-MCP2 são projetados no plano do polegar e é calculado o ângulo entre as projeções. Este é um método que envolve custo computacional baixo, passível de ser adotado mesmo com um protocolo de marcação simples.

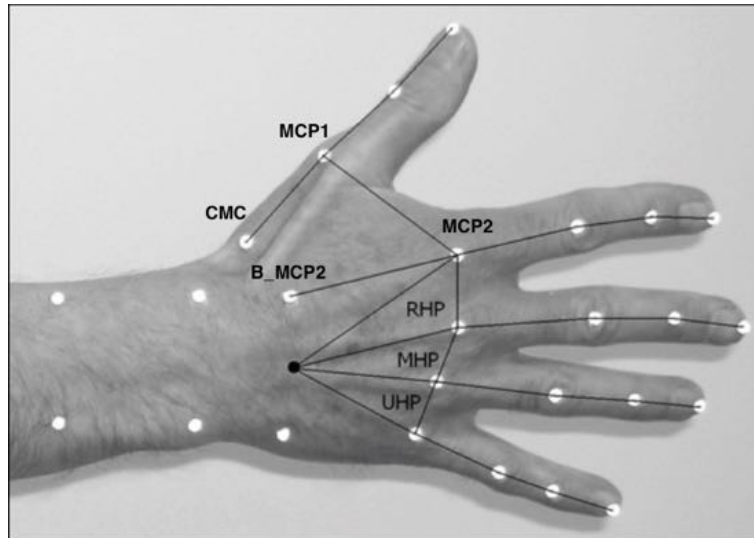


Figura 2.18: Protocolo de marcação adotado por METCALF *et al.* (2008).

2.4.3 Protocolos de marcação

Sistemas óticos baseados no reconhecimento de marcadores reflexivos são uma alternativa robusta para medição da cinemática [28]. Ao contrário do que se observa em trabalhos de análise de marcha [50], não há padrão estabelecido na literatura para posicionamento dos marcadores reflexivos em membros superiores. A escolha depende de um equilíbrio entre facilidade de reconhecimento dos pontos anatômicos e exatidão dos métodos para estimativa dos eixos de orientação de cada osso. A seguir, serão listadas algumas alternativas adotadas na literatura:

1. Posicionar marcadores acima das articulações dos dedos [47] [51] [8].
2. Posicionar um marcador na cabeça proximal e um na cabeça distal de cada osso do dedo, com os marcadores alinhados em postura neutra. [7].
3. Posicionar 3 marcadores não colineares em cada osso do dedo para delimitar um plano de orientação por segmento [52].
4. Fazer uso de tríades ortogonais afixionadas à cada falange [53].

O posicionamento dos marcadores pode ser feito acima das articulações [47] [8] ou entre as articulações [48] [7].

O posicionamento acima das articulações tem como vantagem a simplicidade de colocação, já que as proeminências articulares são facilmente palpáveis. É especialmente indicado para estudos de patologias que alterem a postura e dificultem a afixação dos marcadores. Por permitir maior distanciamento entre marcadores, é também indicado em estudos com crianças [54]. Como desvantagem, o método não

permite que sejam estimados eixos de referência para cada falange sem que sejam usados dados de posição de falanges proximais ou distais, adicionando imprecisões. Além disso, caso os marcadores não estejam colineares em postura neutra, haverá erro na estimativa dos ângulos de adução/abdução. Por fim, 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 usando dimensões características das articulações obtidas na fase de calibração [47] e ainda os que usam a relação entre a deflexão do marcador e o ângulo de flexão/extensão para estimar ângulos articulares [8], como mostrado na Figura 2.20. Alguns trabalhos não consideram esse efeito [51], em geral em aplicações onde a precisão da estimativa não é um fator crítico.



Figura 2.19: Exemplo de *marker set* que usa posicionamento entre as articulações. Fonte: SU (2005) [7].

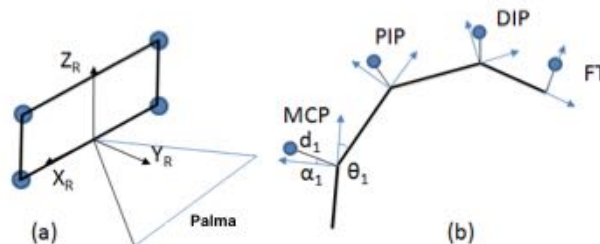


Figura 2.20: (a) Posição do plano definido no punho com relação à palma da mão. (b) Relação entre deslocamento do marcador ao redor do centro de giro e ângulo de flexão/extensão articular. Fonte: FU (2010) [8].

A segunda alternativa de posicionamento, com marcadores na cabeça proximal e distal de cada falange, reduz o efeito da deflexão da pele ao redor da articulação. No entanto, a maior proximidade entre os marcadores adiciona ruídos e imprecisões no reconhecimento da trajetória de cada marcador [55]. O método mantém ainda os

mesmos problemas da primeira alternativa com relação à definição de um sistema de referência para o osso e erros associados à não colinearidade dos marcadores.

A terceira alternativa, com 3 marcadores não colineares por segmento, facilita a definição de eixos de referência para cada segmento. No entanto, erros devido à proximidade dos marcadores aumentam. 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 de o sinal de um marcador não ser considerado, ou ainda de dois marcadores serem tratados como um só.

Fixar tríades ortogonais à cada falange é certamente a forma mais indicada para a definição de sistemas de referência ósseos. No entanto, as tríades podem interferir na movimentação do sujeito, já que as distâncias entre dedos e articulações são pequenas. Além disso, tríades posicionadas na falange distal impossibilitariam a medição da flexão máxima no movimento de preensão. Reduzir o tamanho das hastes seria uma alternativa para diminuir este efeito. No entanto, com a redução das hastes e das dimensões dos marcadores, diminui também a eficiência de reconhecimento de marcadores pelo software.

2.4.4 Estimativa 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 com significado anatômico, resultando em ângulos articulares mais precisos. No entanto, 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. Futuramente, alternativas numéricas podem ser incorporadas ao trabalho para maior precisão.

Métodos numéricos para estimativa dos centros articulares

Diversos trabalhos têm sido feitos no sentido de melhorar as estimativas dos centros e eixos de rotação articulares [56][46][57]. ZHANG *et al.* (2003) desenvolveram um método analítico para cálculo dos centros e eixos de rotação 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 2.21. Os vetores $l_k^i(t)$ (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:

$$l_k^i(t) = L_k^i(t) - d_{k-1}^i(t) + d_k^i(t) \quad (2.8)$$

Na forma diferencial, fica:

$$\Delta l_k^i(t) = -d_{k-1}^i(t) \times \Delta \beta_{k-1}^i(t) + d_k^i(t) \times \Delta \alpha_k^i(t) \quad (2.9)$$

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 ser minimizada para estimativa dos centros articulares:

$$J = \sum_{k=1}^3 \sum_{i=1}^T (|L_k^i(t)| - |l_k^i(t) + d_{k-1}^i(t) - d_k^i(t)|)^2 \quad (2.10)$$

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 $|d_k^i|$ 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 [56]. Dessa forma, como a variação de l_k^i é causada pelo movimento de flexão/extensão, uma relação entre α_k^i e θ_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 [46].

GAMAGE *et al.* (2002) propuseram um método baseado na minimização de funções de custo de mínimos quadrados. A Figura 2.22 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:

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K [(v_k^p - m)^2 - (r^p)^2]^2 \quad (2.11)$$

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:

$$\sum_{p=1}^P \sum_{k=1}^K [(v_k^p - m^p) \cdot n]^2 \quad (2.12)$$

Por não considerar a hipótese de corpos rígidos em sua formulação, este método

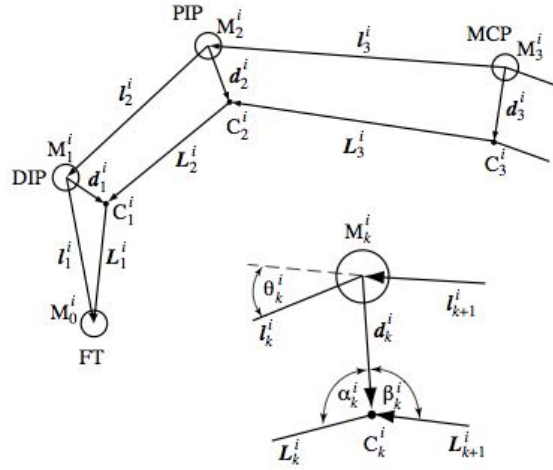


Figura 2.21: Relação geométrica entre a posição dos marcadores e os centros de rotação proposta por ZHANG *et al.* (2003). Os vetores $L_k^i(t)$ entre os centros de rotação e os vetores $d_k^i(t)$ entre os marcadores e centros de rotação permanecem constantes em módulo durante o movimento. Os vetores $l_k^i(t)$ entre os marcadores variam em módulo e orientação, sendo o ângulo θ_k^i entre os segmentos definidos pelos marcadores relacionado ao ângulo α_k^i de orientação entre o marcador M_k^i e o segmento L_k^i .

tem relativa versatilidade. No entanto, foi mostrado que ele é bastante sensível a ruídos e tem sua precisão comprometida no caso de movimentos curtos [46]. 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.* (2005) 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.

Métodos baseados em parâmetros anatômicos

Os centros articulares podem ser estimados a partir das posições dos marcadores por meio 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 [58].

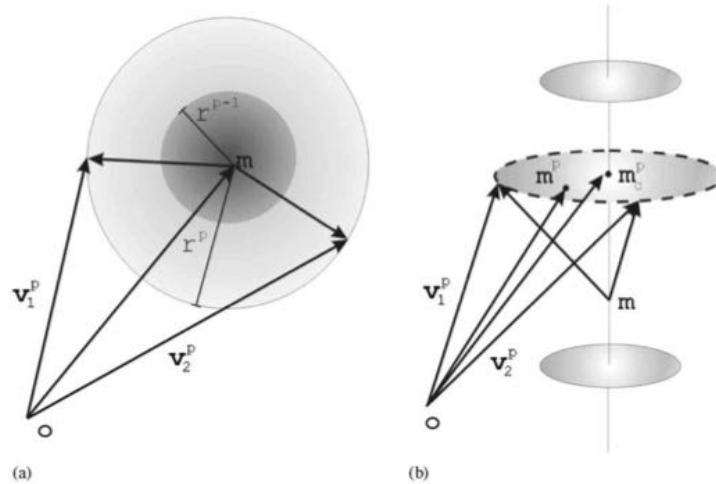


Figura 2.22: Esquema adotado por GAMAGE *et al.* (2002) para estimativa dos centros/eixos de rotação articulares. (a) Modelo para uma articulação esférica, r^p é considerado constante. (b) Modelo adotado para uma articulação de dobradiça.

2.4.5 Rotulagem de marcadores

Sistemas ópticos baseados no reconhecimento de marcadores reflexivos, por sua precisão e estabilidade, são considerados o padrão ouro para a reconstrução da cinemática [55]. No entanto, a rotulagem de trajetórias de marcadores obtidas por estes sistemas pode ser bastante falha [28]. Erros de rotulagem podem ocorrer devido a oclusões de marcadores ou ruídos nas trajetórias, mas também por indeterminações na solução numérica da reconstrução 3D. O uso de marcadores pequenos e próximos aumenta a frequência de erros de rotulagem, e o processo para correção disponível em softwares comerciais envolve a edição manual das trajetórias [59]. Considerando o aumento dos erros de rotulagem quanto menores forem as distâncias entre marcadores e seus diâmetros, um método para automatização do reconhecimento de marcadores seria de grande valor para estudos da cinemática da mão. Nesta seção, serão detalhadas algumas estratégias adotadas anteriormente na literatura para rotulagem de marcadores em trajetórias com *gaps* ou seja, trechos em que o marcador não foi reconhecido. Os métodos podem amparar a etapa inicial deste trabalho, que consiste no desenvolvimento de um software para rotulagem automática de trajetórias de marcadores.

O reconhecimento automático de marcadores e preenchimento de *gaps* foi feito na literatura a partir de duas principais abordagens: a anatômica e a estatística. A anatômica busca incorporar conhecimentos prévios do tipo de movimento realizado por cada articulação e das distâncias entre marcadores aos algoritmos de predição. Como exemplo de trabalho que adota essa metodologia, HERDA *et al.* (2000) desenvolveram um algoritmo de reconstrução para aplicações em computação gráfica

[60]. Trata-se de um método semi-automático, já que o usuário deve associar os marcadores às articulações no *frame* inicial. O algoritmo associa então os marcadores a um modelo esquelético, em que articulações são representadas por esferas e segmentos ósseos por cilindros. O método é puramente geométrico, já que não incorpora restrições quanto ao tipo de movimento realizado por cada articulação. Inicialmente, o algoritmo checa se o número de marcadores reconhecidos em uma *frame* corresponde ao total do modelo. Caso seja inferior, o algoritmo checa a visibilidade dos marcadores. Para isso, avalia se o ângulo entre o vetor normal à superfície à qual o marcador está afixado faz um ângulo agudo com a linha de visão de uma das câmeras. Em seguida, avalia se nenhuma outra superfície cilíndrica se interpõe na linha de visão entre a câmera e o marcador na *frame* anterior. Caso a checagem de visibilidade falhe, o algoritmo busca a posição do marcador ocluído em *frames* anteriores, calculando sua velocidade e aceleração e predizendo sua posição futura. Para ser aceito como o marcador faltante, a trajetória deve obedecer a duas condições: estar, dentro de uma tolerância, a uma distância correspondente ao tamanho do osso do marcador proximal e estar dentro da esfera centrada na respectiva articulação. Caso a posição não corresponda a um dos critérios, o algoritmo “força” a correspondência, alterando a posição estimada. Diversas críticas podem ser feitas a este método. Primeiro, é necessário conhecimento prévio do alinhamento das câmeras, o que nem sempre está disponível. Segundo, o algoritmo é capaz de lidar com o caso em que o número de marcadores reconhecidos é inferior ao total esperado. No entanto, o algoritmo não é capaz de tratar a situação em que o número de trajetórias reconhecidas é superior ao total previsto pelo modelo. Isso pode ocorrer caso trajetórias provenientes de ruídos estejam dentro dos critérios estimulados para o reconhecimento de marcadores. Terceiro, checar a visibilidade de marcadores pode ser supérfluo, já que um marcador pode ser categorizado como visível, e ainda assim, não ser reconhecido pelas câmeras, por influência de ruídos ou reflexividade insuficiente. Quarto, o critério de distâncias não garante uma reconstrução fluída do movimento; ruídos reconhecidos dentro da esfera referente à articulação e do cilindro referente ao osso podem ser associados à trajetória do marcador, mesmo que estejam em direção oposta ao movimento em *frames* anteriores.

Ainda considerando a metodologia anatômica [61], VAN RHIJN e MOLDER (2006) propuseram um método mais confiável e automático para a detecção de segmentos obtidos pela captura de movimentos. A metodologia é baseada no reconhecimento de clusters de grafos, e no mapeamento das relações possíveis entre clusters a partir de uma captura inicial de calibração [62]. Na etapa de calibração, cada marcador é modelado como um vértice v_{si} , integrando um conjunto de vértices V_s . Entre os vértices v_{si} , são formadas conexões e_{si} , totalizando um conjunto de conexões E_s . Cada conexão tem a propriedade distância, que é a distância eucli-

diana formada pelos marcadores, assumida constante inicialmente. À medida em que os marcadores se movimentam, caso a propriedade de distância de uma conexão e_{si} se altere significativamente, esta conexão é removida. Após o mapeamento de todas as conexões, os grafos são segmentados a partir de um clustering piramidal, encontrando todos os subgrafos G_{si} de cada grafo reconhecido. Pirâmides (G_{si}) são consideradas conectadas se compartilharem um triângulo. O objetivo principal desta etapa, além da segmentação dos grafos, é o reconhecimento de uma cadeia fixa de marcadores, localizada no dorso da mão. Esta cadeia é usada para estimativa do sistema de referência principal. A partir do sistema de referência principal, são definidos sistemas de referência locais em cada subgrafo G_{si} relacionado ao segmento principal no dorso da mão, e assim sucessivamente. Em seguida, o sistema busca mapear os graus de liberdade relativos à movimentação de cada marcador. Para isso, a posição do marcador é expressa com relação a um referencial local. Três possibilidades de movimentação são assumidas:

- Translação (caixa)
- Rotação com 3 GdL (esfera)
- Translação e rotação (cilindro)

Para definir os GdL de cada marcador, o algoritmo busca ajustar sua trajetória a contornos conhecidos (ponto, reta, plano, volume). Para testar se o marcador se desloca em trajetória retilínea, é feita uma análise de componentes principais (PCA) na trajetória. A reta é definida pelo ponto médio da trajetória, com direção igual à componente principal de maior valor. Caso o erro médio quadrático entre a reta e os pontos da trajetória seja inferior a um limiar, o deslocamento é considerado retilíneo, e os pontos são projetados na reta para avaliar se se trata de uma relação de ponto fixo. Caso o intervalo das projeções esteja abaixo de um limiar pré-estabelecido, é criada uma relação com 0 GdL. Caso contrário, com 1 GdL. O teste para o movimento num plano é análogo, com o vetor normal ao plano seguindo a direção da componente principal de menor valor. Caso o erro médio quadrático seja inferior ao limiar, o algoritmo avalia se a trajetória se situa no interior de um retângulo (2 GdL de translação) ou de uma coroa circular (1 GdL de translação, 1 de rotação). Se a trajetória não estiver contida em um plano, ocupando um volume, o algoritmo tenta três configurações de ajuste: caixa (3 GdL), cilindro (2 GdL) e esfera (3 GdL). A caixa é uma extensão simples da lógica implementada no teste do retângulo. O cilindro e a esfera são estimados por rotinas de otimização por mínimos quadrados, variando centro/eixo de rotação e raio.

A partir da definição dos GdL de cada marcador, composição e forma de conexão dos subgrafos piramidais e distâncias fixas entre segmentos, um modelo esquelético

é formado e usado para rotulagem dos marcadores por ajuste linear. Este algoritmo tem como vantagens a metodologia automática e genérica para a formação de segmentos. No entanto, *gaps* em trajetórias apenas podem ser reconstruídos quando uma relação não ambígua pode ser formada entre um cluster distal e um cluster proximal, ou seja, no caso de movimentação com apenas 1 GdL. Além disso, o método envolve grande número de iterações, e seu uso é limitado a aplicações *offline*.

Para facilitar o processo de rotulagem, PIAZZA *et al* desenvolveram uma metodologia para reconstrução da posição de marcadores faltantes. A reconstrução se baseia no pressuposto de que o movimento do marcador pode ser modelado como uma composição de um movimento linear com um circular [63]. Para determinar os pesos atribuídos às parcelas linear e circular do movimento, o algoritmo calcula o erro da predição puramente linear nas 30 *frames* anteriores, fazendo o mesmo para o movimento circular. Um fator de ajuste é estimado por:

$$\alpha = \frac{e_L}{e_L + e_C} \quad (2.13)$$

Sendo e_L o erro da estimativa puramente linear e e_C o erro da estimativa puramente circular.

Com o erro calculado em *frames* anteriores, a posição pode ser estimada em *gaps* por:

$$P' = L'(1 - \alpha) + C' \cdot \alpha \quad (2.14)$$

Sendo L' a estimativa linear e C' a estimativa circular.

Para aumentar a acurácia da predição em *gaps* prolongados, o algoritmo incorpora uma matriz de restrições. Cada elemento da matriz é uma tupla com os limites máximo e mínimo da distância de um marcador m_j a outro marcador qualquer m_k , totalizando uma matriz $n \times n$ para o caso de n marcadores. A matriz é atualizada a cada *frame*. Supondo que m_j tenha um *gap* em sua trajetória, serão considerados elementos válidos para o ajuste de sua predição todos aqueles que tiverem a diferença entre os elementos da tupla abaixo de um valor limiar pré-estabelecido (constituindo segmentos rígidos). A partir da seleção de valores, a posição predita de m_j é ajustada de tal forma que se mantenha entre os limiares máximo e mínimo dos elementos preditores. O algoritmo consiste numa forma robusta de predição das posições de marcadores em *gaps* curtos. A matriz de restrições garante também certa coerência entre os dados estimados e as restrições anatômicas (marcadores que formam um segmento ou pertencem ao mesmo dedo). O método é automático, sem necessidade de qualquer *input* do usuário. No entanto, em *gaps* prologados em que as trajetórias dos marcadores tenham sua direção alterada, o método pode levar a erros consideráveis de predição.

Outra alternativa explorada na literatura para estimativa da posição de marcadores em *gaps* foi o método desenvolvido por FEDEROLF (2013), baseado na análise de componentes principais [64]. Uma explicação mais detalhada do método de componentes principais está fora do escopo deste trabalho. No entanto, uma breve introdução conceitual será feita para maior compreensão do método adotado por FEDEROLF (2013).

A ideia por trás do método de componentes principais [65] é representar os dados observados em um novo sistema de referência, que melhor explica a variância entre os dados. É basicamente um problema de autovalores e autovetores, em que os autovetores associados aos autovalores de maior magnitude representam as direções nas quais as projeções dos dados mais se aproximam dos dados medidos. Estes autovetores representam as componentes principais, e o autovetor associado ao maior autovalor é a primeira componente, o autovetor associado ao segundo maior autovalor é a segunda componente, e assim sucessivamente. As componentes principais formam uma base ortonormal para um subespaço onde a variância dos dados é maximizada por ordem de autovetores associados aos maiores autovalores. Seguindo essa linha de raciocínio, as últimas componentes pouco representam a variância dos dados. Dessa forma, a análise de componentes principais fornece uma maneira de reduzir a dimensionalidade da base utilizada para descrição dos dados. É usada na literatura para análises exploratórias [66] [67] e em modelos preditivos [68].

Em FEDEROLF *et al.* (2013), a análise de componentes principais é usada para a determinação de relações entre as posições de marcadores. As relações podem ser empregadas para estimativa da trajetória em quadros onde um grupo de marcadores não é reconhecido. A metodologia adota as seguintes etapas:

- Uma matriz M ($n \times 3m$) é formada; n é o número de *frames*, m é o número de marcadores. As colunas representam as coordenadas de cada marcador em X , Y e Z e as linhas representam o conjunto de coordenadas em cada *frame*. A matriz é centralizada, com a subtração da média geral de todos os elementos.
- Da matriz M duas matrizes são formadas: $N^{no-gaps}$ e N^{zeros} . A matriz $N^{no-gaps}$ é formada excluindo-se todas as linhas (*frames*) em que há *gaps*. A matriz N^{zeros} é formada como uma cópia de $N^{no-gaps}$ e em que todas as colunas referentes a marcadores que possuem *gaps* são zeradas.
- Análises de componentes principais são feitas em $N^{no-gaps}$ e N^{zeros} , retornando as matrizes de componentes principais $PC^{no-gaps}$ e PC^{zeros} .
- Uma matriz de transformação T relaciona as coordenadas em PC^{zeros} à $PC^{no-gaps}$.

- Uma matriz R contendo a conjunto total de coordenadas, incluindo predições das coordenadas faltantes, pode ser estimada por:

$$R = M^{zeros} PC^{zeros} T(PC^{no-gaps})^{-1} \quad (2.15)$$

Sendo M^{zeros} a matriz com todas as coordenadas no total de *frames* em que as coordenadas faltantes são substituídas por zeros.

O trabalho obteve bons resultados de reconstrução nos dois tipos de movimentos avaliados (marcha e o balanço postural em uma perna), reforçando a hipótese inicial de que correlações fortes existem entre as trajetórias de diferentes marcadores em movimentos humanos [64]. Em capturas em que apenas os dois primeiros ciclos de marcha apresentavam um *marker set* completo, o erro não superou a média de 11 mm por *frame*. Trata-se de um método de simples aplicação, com a ressalva de que ciclos anteriores do movimento realizados pelo sujeito avaliado são necessários, o que pode ser incompatível com o estudo de patologias que causem comprometimento motor. Adicionalmente, seriam necessários estudos para aplicação do método em membros superiores e avaliação de sua acurácia, uma vez que um erro de 11 mm é pouco significativo em estudos de marcha, mas considerável em movimentos da mão.

Capítulo 3

Cinemática da mão normal e de pacientes com lesão do nervo ulnar

Este capítulo descreve os métodos e resultados obtidos com as ferramentas para estudo do movimento das mão desenvolvidas neste trabalho. Estas ferramentas estão centradas em três questões principais:

1. Facilitar os estudos do movimento da mão, diminuindo o tempo gasto com o processamento e rotulagem manual de trajetórias
2. Desenvolver método para predição da posição de marcadores em trajetórias com *gaps* e automatizar o cálculo de variáveis cinemáticas de interesse para movimentos da mão
3. Desenvolver metodologia para caracterização do movimento de pacientes com hanseníase e garra ulnar

Nas seções 3.1.1, 3.1.2 e 3.1.3 são mostradas as etapas de filmagem, detalhando o funcionamento do sistema de cinematria e, em seguida, fundamentando escolhas relativas ao protocolo de movimentação. A seção 3.1.4 detalha a modelagem da cinemática a partir das medições obtidas. A metodologia adotada no software para processamento e rotulagem das trajetórias e cálculo de ângulos articulares é mostrada na seção 3.1.5. O método proposto para caracterizar o movimento de pacientes com hanseníase e garra ulnar é detalhado na seção 3.1.6.

Na seção 3.2 são mostrados os resultados obtidos em cada uma das etapas. Por fim, são discutidas perspectivas futuras, limitações e melhorias para as ferramentas desenvolvidas neste trabalho.

3.1 Metodologia

3.1.1 Montagem experimental

Sequência de filmagem

A Figura 3.1 mostra a sequência do processo de filmagem:

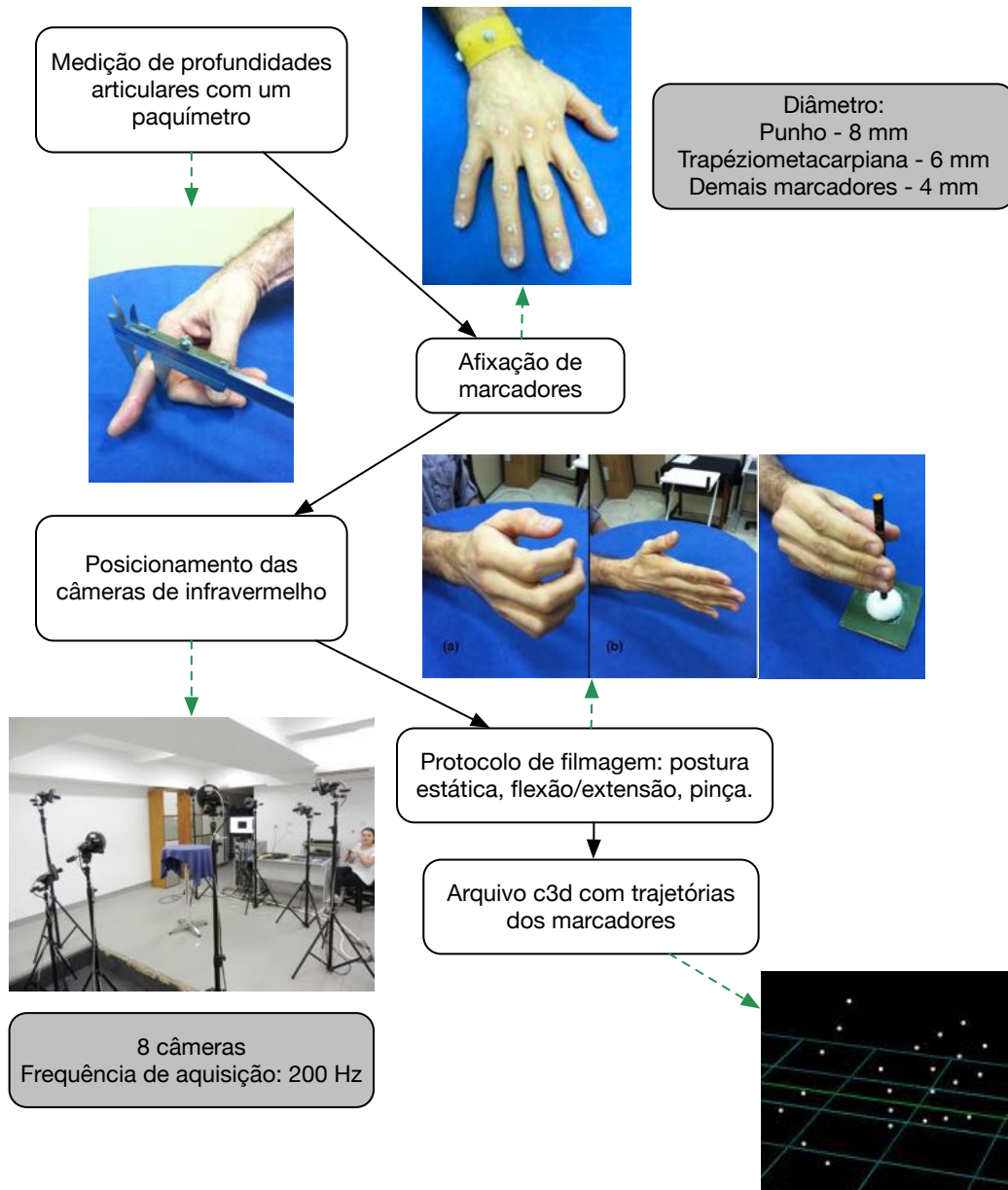


Figura 3.1: Sequência de captura adotada no experimento.

Os testes foram realizados no laboratório de biomecânica 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. Os procedimentos experimentais com pacientes com hanseníase foram aprovados pelo comitê de ética número 143/09. Foram feitas medições de 15 sujeitos normais e dois pacientes com hanseníase e lesões no nervo ulnar, antes e após a cirurgia de transferência de tendão.

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

Com um paquímetro, são medidas as profundidades articulares. Essas medições são usadas para estimativa dos centros e eixos de rotação articulares (CoR e EoR) no algoritmo de processamento, detalhado na seção 3.1.5.

2. Colocação dos marcadores:

Os marcadores são fixados às articulações com fitas dupla face de 10 mm de diâmetro. O protocolo de marcação inclui marcadores de 4 mm de diâmetro para a mão, posicionados nas MCP, PIP, DIP, na extremidade dos dedos, na interfalangeana do polegar e na TM. Os marcadores do punho têm 8 mm de diâmetro. A escolha do posicionamento dos marcadores é detalhada na seção 3.1.3.

3. Posicionamento das câmeras e calibração do sistema:

As câmeras são posicionadas para a captura do movimento, e são ajustados foco, zoom e a abertura do diafragma. Uma visão geral sobre o funcionamento do sistema de cinemetria é mostrada na seção 3.1.2.

Em seguida, as câmeras são calibradas. Uma 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.

4. Filmagem:

O sujeito é levado à área de captura e instruído a não fixar o olhar sobre as câmeras. Enquanto ligadas, as câmeras emitem radiação infravermelha que pode causar danos à visão. Porém, óculos protetores não são necessários [9]. O protocolo de filmagem inclui:

- Postura estática
- Flexão/extensão dos dedos

- Pinça em torno de um lápis

A motivação por trás da escolha destes movimentos é explicada na seção 3.1.3. Os sujeitos são treinados, antes da captura, a realizar os movimentos dentro de uma duração de 6 segundos. Isso é feito para que os dados não se distorçam significativamente após a normalização pelo tempo.

3.1.2 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 [9]. 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 emisoras de infravermelho, sendo amparadas por tripés para regulagem da altura e angulação, podendo girar com relação a três eixos (Figura 3.2). A frequência de aquisição usada no trabalho é de 200 Hz. 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 3.2), 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.

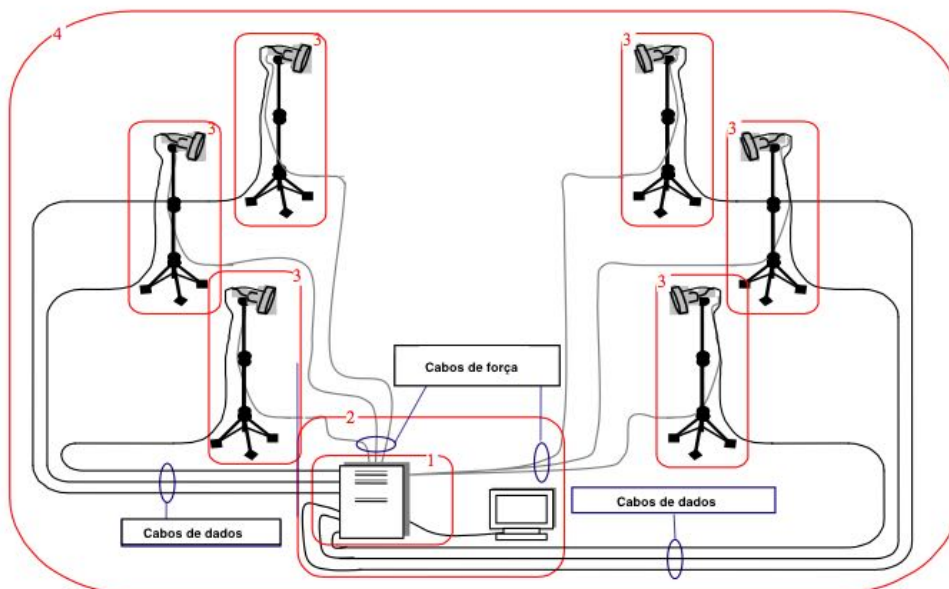


Figura 3.2: Esquema representativo da estação de captura [9].

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:

- 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 capturem 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 posicionadas, uma tríade ortogonal deve ser colocada aproximadamente no centro do volume de controle e a sua posição captada por cerca de 4 segundos [9]. Cada eixo da tríade (Figura 3.3) 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.

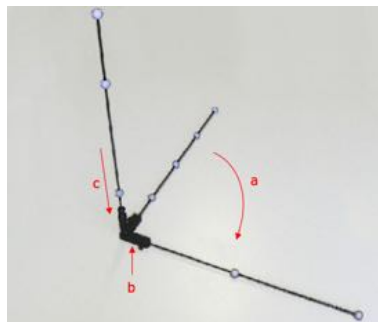


Figura 3.3: Tríade ortogonal usada para referência no BTS [9]. Os eixos X, Y, Z têm, respectivamente, 4, 3 e 2 marcadores.

Há três 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 [9] 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 3.4 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 0,5 mm. Esse erro é também rebatido nos planos de cada câmera, dando informações sobre a qualidade de reconstrução individual.

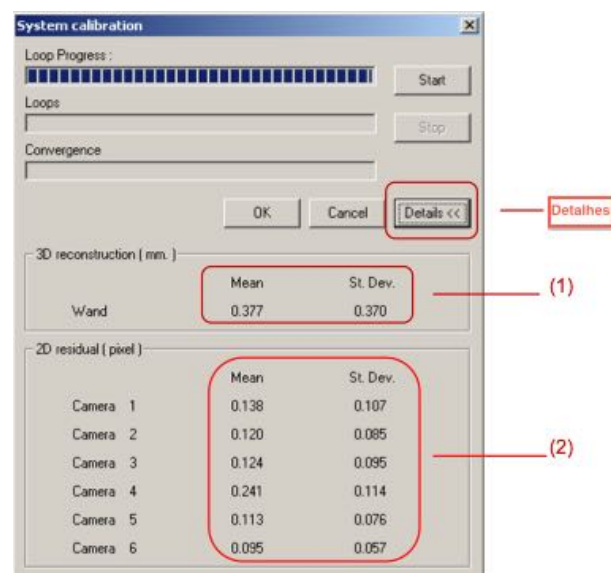


Figura 3.4: Tela com um resultado típico de avaliação da calibração [9]. (1) Representa o erro médio e o desvio padrão na calibração dinâmica entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software. (2) Representa o erro médio e o desvio padrão entre as distâncias conhecidas entre os marcadores do eixo Y e as reconstruídas pelo software rebatidas no plano de cada câmera.

3.1.3 Escolha dos protocolos de movimentação e marcação

A cirurgia de transferência de tendão para pacientes com hanseníase e garra ulnar tem como principais objetivos a restauração da capacidade de flexão dos dedos

e a correção da hiperextensão das MCP, como mostrado na seção 2.2. O novo equilíbrio articular pode também recuperar parte da capacidade de adução/abdução dos dedos, e há técnicas cirúrgicas, como a de Palande, que atuam especificamente neste movimento. É desejável que a modelagem no OS permita avaliar a recuperação obtida com a cirurgia. Além disso, as medições podem auxiliar a avaliação clínica pré-cirúrgica, permitindo inferir a função muscular, o grau de comprometimento neural e os locais lesionados. Dessa forma, foi adotado o seguinte protocolo:

- Postura estática: permite avaliar o grau de correção alcançado da hiperextensão de MCP, além de servir como *input* para o ajuste do modelo OS à antropometria do sujeito. A angulação estática das MCP está bastante relacionada ao funcionamento dos lumbricais, e sua quantificação pode ser usada em modelagem futura para estimar a excitação máxima destes músculos em pacientes com garra ulnar.
- Movimento livre de flexão e extensão dos dedos, iniciando em extensão máxima: possibilita avaliar a evolução da capacidade de flexão de MCP, PIP e DIP. Como o movimento abrange um amplo intervalo angular para todas estas articulações, é possível avaliar a coordenação entre os deslocamentos articulares e compará-la ao padrão saudável após a cirurgia. Por exemplo, em movimentos saudáveis, as articulações proximais tendem a se flexionar primeiro, enquanto há indícios clínicos de que em pacientes com hanseníase esse padrão se inverte.
- Pinça em torno de um lápis: permite avaliar a recuperação da capacidade de flexão das MCP e de adução dos dedos e a coordenação em uma tarefa funcional. Além disso, é um movimento que exige ação significativa dos lumbricais, uma vez que estes estendem PIP e DIP enquanto flexionam MCP, como detalhado na seção 2.1. Esse movimento é particularmente importante para estudos da cirurgia de Stiles Bunnel, detalhada na seção 2.2.1, já esta busca aproximar as fitas tendíneas da ação executada pelos lumbricais.

O protocolo de posicionamento dos marcadores foi definido tendo em vista dois requisitos principais: facilidade de reconhecimento dos pontos anatômicos e limitação da interferência do aparato experimental na movimentação dos pacientes. Como a garra ulnar dificulta o posicionamento dos marcadores no quarto e quinto dedos, optou-se por pontos anatômicos facilmente palpáveis, e os marcadores dos dedos são posicionados acima das articulações, como discutido na seção 2.4.3. Considerando as dimensões reduzidas dos ossos da mão, os marcadores usados têm diâmetro de 4 mm, como o adotado em CERVERI *et al.* (2007). Cada segmento é definido por apenas dois marcadores, como forma de reduzir erros de

associação incorreta de trajetórias, facilitar a rotina de posicionamento e minimizar a interferência no movimento pela tensão na pele exercida pelas fitas adesivas. Essa combinação requer o desenvolvimento de uma metodologia robusta para preenchimento de eventuais *gaps* nas trajetórias, uma vez que os marcadores se aproximam do limiar de reconhecimento do sistema e a ausência de um marcador impossibilita a definição de seu respectivo segmento.

3.1.4 Modelagem cinemática

Neste trabalho, os ossos da mão foram considerados como segmentos retilíneos perfeitamente rígidos articulados em uma cadeia hierárquica [69] [7]. Os oito ossos do carpo são tratados como um único segmento [46] [48]. A Figura 3.5 mostra o modelo cinemático adotado, com cada articulação sendo modelada com um, dois ou três graus de liberdade. As DIP, PIP e a interfalangeana do polegar 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. O punho tem 2 GdL, relativos à flexão/extensão e adução/abdução.

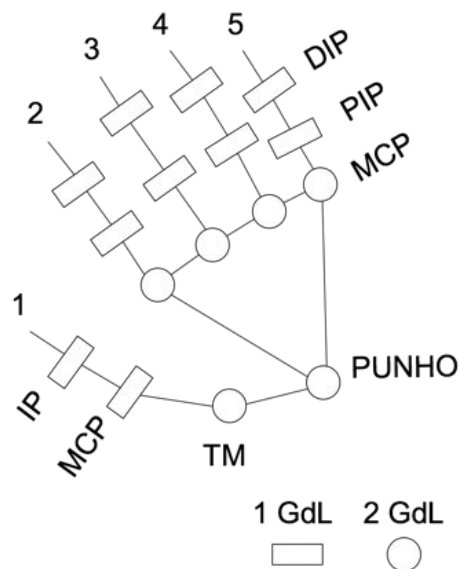


Figura 3.5: Modelo cinemático da mão, com 24 GdL.

A modelagem da articulação trapézio-metacarpiana (TM) merece atenção especial. A trapézio-metacarpiana é considerada, em alguns trabalhos [47], como uma articulação de dois GdL. Na realidade, apesar dos três 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 definir o seu movimento. Foi demonstrado que isso ocorre devido ao fato dos eixos de rotação desta articulação serem não ortogonais e não interceptantes [70].

Neste trabalho, adotou-se uma metodologia simplificada para modelagem do movimento do polegar, desenvolvida por METCALF et al. (2013) e detalhada na seção 3.1.4. O movimento do polegar é descrito por duas coordenadas: o ângulo de rotação e o ângulo de abdução. A Figura 3.6 mostra a configuração dos ângulos. Os métodos para cálculo de todos os ângulos articulares são detalhados na seção 3.1.4.

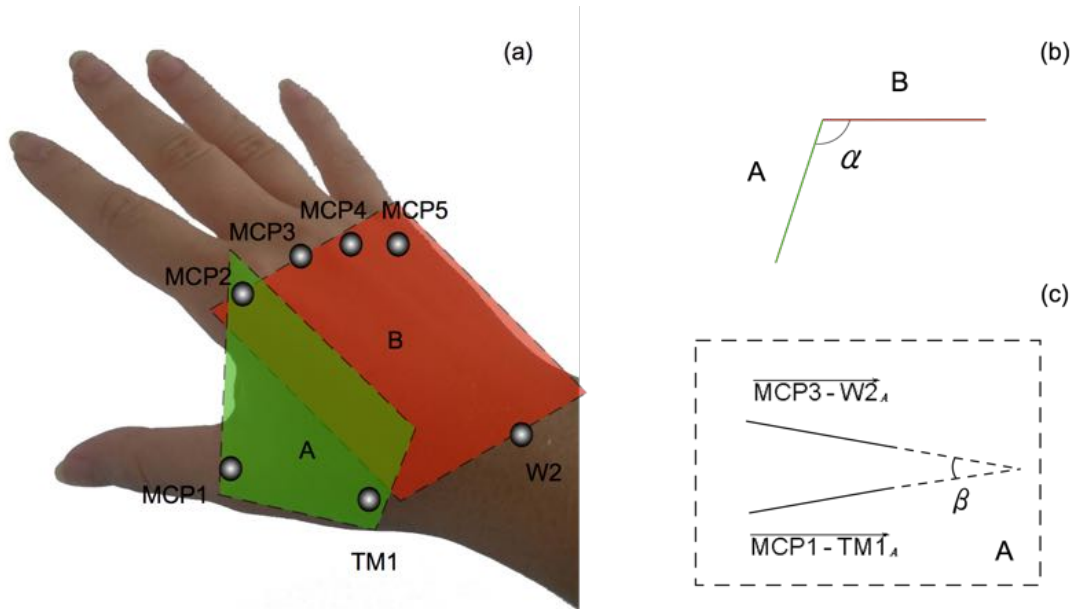


Figura 3.6: Ângulos de orientação do polegar. (a) Planos de definição de orientação do polegar. (b) O ângulo α entre os planos A e B é o ângulo de rotação do polegar. (c) O ângulo β entre as projeções de $\overrightarrow{MCP1 - TM1}$ e $\overrightarrow{MCP3 - W2}$ no plano A é o ângulo de abdução do polegar.

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 oferecerá resultados com significado anatômico, resultando em ângulos articulares mais precisos. No entanto, como fica evidente na seção 2.4.4, os algoritmos propostos são relativamente complexos e de alto custo computacional. Por estes motivos, este trabalho faz uso de parâmetros anatômicos para estimativa dos centros articulares.

A Figura 3.7 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:

$$c_k = r_k + (r_m + pk/2) \cdot u_k \quad (3.1)$$

Sendo r_k a posição do marcador k , r_m o raio dos marcadores e u_k um vetor unitário na direção perpendicular à linha que liga o marcador k ao seu proximal, j , no plano jkl .

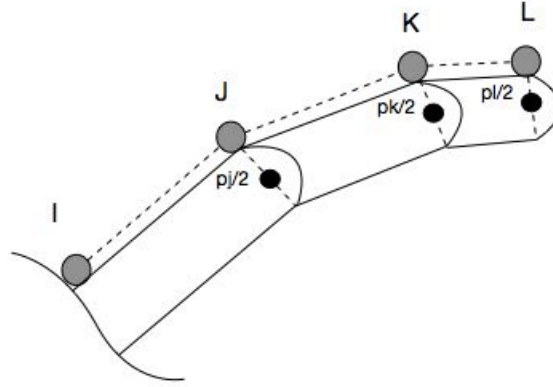


Figura 3.7: Esquema do método para estimativa de centros articulares adotado no trabalho.

Eixos de referência articulares

As direções dos eixos de referência articulares foram definidas a partir das recomendações da ISB, como detalhado em 2.4.1. Os sentidos e nomenclatura dos eixos de referência foram definidos de forma semelhante à CERVERI *et al.* (2007), uma vez que estes se configuram mais intuitivos que a recomendação direta da ISB, assim como em diversos outros trabalhos de estudo da cinemática da mão [46] [49] [51]. A Tabela 3.1 e a Figura 3.8 mostram a orientação adotada no trabalho.

Tabela 3.1: Orientação dos sistemas de referência articulares

Eixo	Descrição	Rotação
$X(e1)$	Eixo paralelo o eixo Z do segmento proximal, como definido pela ISB.	α - flexão e extensão, sendo a flexão positiva.
$Y(e2)$	Eixo acompanha a direção do segmento distal.	γ - pronação e supinação, sendo a pronação negativa.
$Z(e3)$	Eixo perpendicular a X e Y	β - abdução/adução. O desvio ulnar é positivo e o radial é negativo.

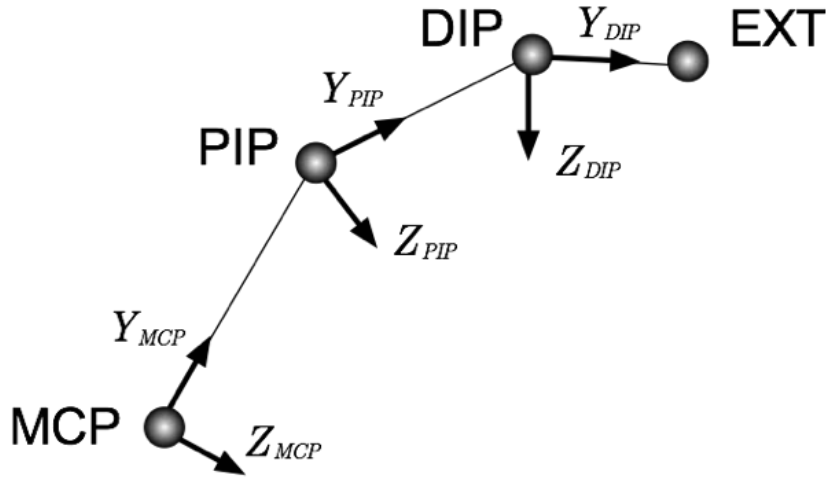


Figura 3.8: Orientação adotada no trabalho.

Cálculo dos ângulos articulares

Considerando uma articulação de 1 GdL relativo à flexão/extensão ao redor do eixo X (eixo e1 no padrão ISB), o equacionamento fica:

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

Sendo (x_l, y_l, z_l) as coordenadas do vetor conectando marcador proximal e distal no referencial local, e (x_p, y_p, z_p) as coordenadas do vetor conectando marcador proximal e distal no referencial proximal.

Para uma articulação com 2 GdL, incluindo a adução/abdução, uma segunda rotação β em torno do eixo Z é aplicada:

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

Para cálculo do ângulo de rotação do polegar, primeiramente é definido um plano A entre os marcadores TM1, MCP1 e MCP2. Em seguida, é definido um segundo plano B, que é o plano que minimiza as distâncias ortogonais dos marcadores MCP2, MCP3, MCP4, MCP5 e W2. A seção A.2 do apêndice A mostra a metodologia para estimativa do plano de melhor ajuste. O ângulo de rotação do polegar é definido como o ângulo entre os planos A e B. Para cálculo do ângulo de abdução

do polegar, os vetores $\overrightarrow{MCP3 - W2}$ e $\overrightarrow{MCP1 - TM1}$ são projetados no plano B . O ângulo de abdução é calculado como o ângulo entre as projeções. O processo está esquematizado na Figura 3.6.

3.1.5 Software para processamento de trajetórias e cálculo de ângulos articulares

Com o objetivo de amparar estudos de movimento das mãos, foi desenvolvida neste trabalho a Hand Biomechanics Toolkit (HBT), incluindo funcionalidades para rotulagem de marcadores, predição da posição de marcadores em *gaps* e cálculo de ângulos articulares. Como detalhado nas seções 2.4.2 e 2.4.5 há diversas abordagens para cada uma dessas etapas exploradas na literatura, e a escolha pode depender do problema em questão. Sendo assim, é interessante que o software favoreça contribuições da comunidade, para que novos métodos possam ser adicionados em função da necessidade do usuário. Consideramos que para favorecer contribuições, o software deveria ser desenvolvido em código aberto, numa linguagem de fácil implementação e com uma gama de bibliotecas de suporte disponíveis, especialmente as relacionadas à álgebra linear, métodos numéricos, computação gráfica e desenvolvimento de interface. A linguagem *Python 2.7* foi escolhida por atender a todos estes critérios. A Figura 3.9 mostra uma visão geral do software, com as classes desenvolvidas e as principais bibliotecas e *frameworks* usadas do desenvolvimento da interface de usuário (UI) .

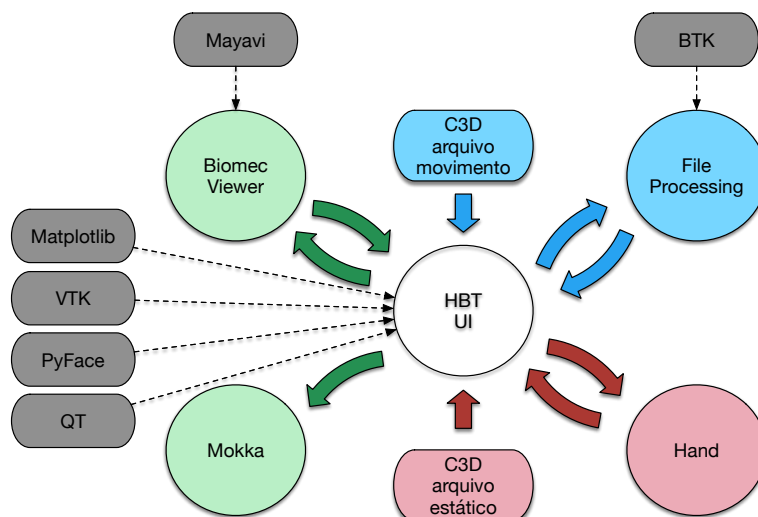


Figura 3.9: Visão geral da interface e das classes desenvolvidas na HBT.

A HBT faz uso de bibliotecas estáveis e bem documentadas [71] [72] [73] [74]. Todas as bibliotecas e *frameworks* usadas são de código aberto. Arquivos de movimento são aceitos em formato c3d, que é amplamente adotado em estudos de biomecânica. A *framework* BTK [71], usada neste trabalho para ler os dados c3d de movimento, aceita uma variedade de formatos, que podem ser implementados na HBT considerando as necessidades dos usuários. O armazenamento e processamento de dados, cálculos matriciais e métodos numéricos para resolução de equações foram implementados com as bibliotecas Numpy e Scipy, conhecidas por sua estabilidade e otimizadas para rápido processamento [75] [76].

A Figura 3.10 mostra uma falha comum de associação de trajetórias em estudos do movimento das mãos [77], que pode ocorrer devido à imprecisões na solução numérica da reconstrução ou por ruídos nas trajetórias. Para lidar com esse problema, a HBT tem uma opção representada pelo caminho em azul na Figura 1. Essa alternativa é recomendada para aqueles que desejam reduzir o tempo de processamento manual, sem usar o *marker set* recomendado pela HBT, mostrado na Figura 3.11. Os cálculos são implementados na classe DataProcessing.

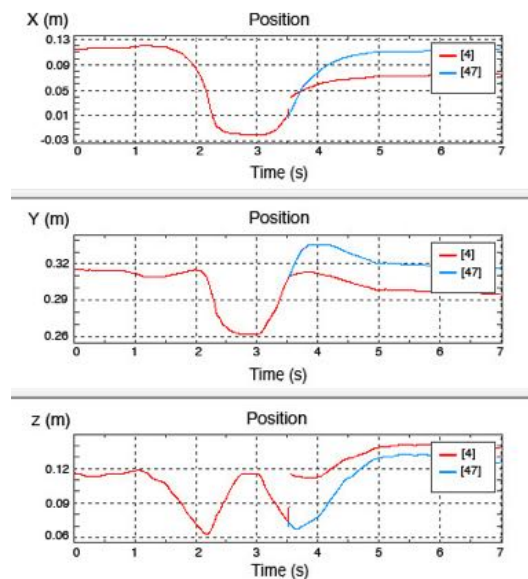


Figura 3.10: Erro de associação de trajetórias em software comercial. A rotulagem falha a partir de 3.5 s, quando a trajetória azul deveria descrever o deslocamento do marcador.

A segunda opção, representada pela combinação dos caminhos azul e vermelho, inclui os processos de rotulagem de trajetórias e predição da posição em trechos com *gaps*. Os cálculos são implementados nas classes DataProcessing e Hand. O *input* é fornecido na UI da HBT, que também expõe os resultados parciais do processamento usando métodos implementados na classe BiomecViewer. Os resultados finais, incluindo trajetórias processadas e ângulos articulares são mostrados na *fra-*

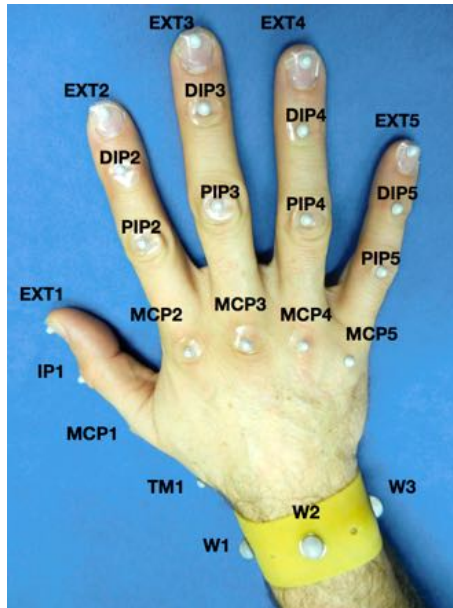


Figura 3.11: *Marker set* adotado na HBT.

mework Mokka [71]. A *framework* disponibiliza uma interface de visualização e ferramentas interativas para edição de trajetórias e outros cálculos. A Figura 3.12 mostra a UI da HBT. Neste trabalho, optou-se por uma UI simples e funcionalidades tão automáticas quanto possível, viabilizando o acesso de usuários com limitado conhecimento de programação.



Figura 3.12: Interface da HBT.

Etapas de processamento

A Figura 3.13 mostra as etapas de processamento da HBT. Inicialmente, os arquivos c3d são lidos e transformados em *arrays* com o uso da biblioteca *btk*. Em seguida, se inicia o processamento inicial de trajetórias, visando desassociar trajetórias incorretamente associadas. Depois, as trajetórias são rotuladas a partir de uma captura estática fornecida ao software. Os trechos com *gaps* são reconstituídos por metodologias diversas, e a seleção depende do marcador faltante. Por fim, são calculados os ângulos articulares a partir de um modelo cinemático. A seguir, serão detalhadas as etapas envolvidas no processo.

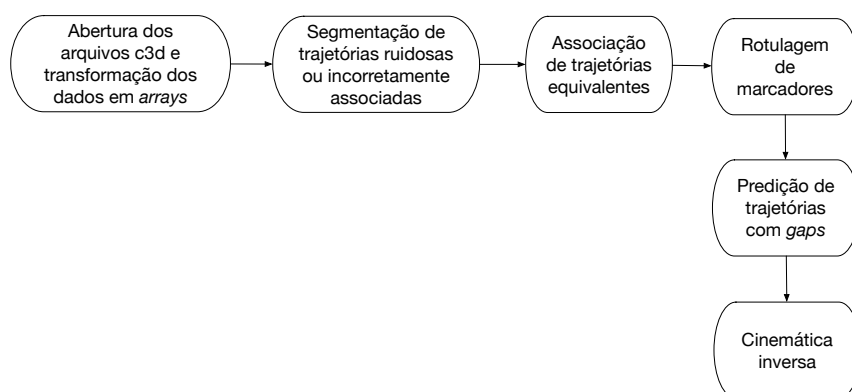


Figura 3.13: Sequência de etapas de processamento da HBT.

- **Segmentação e reassociação de trajetórias incorretamente associadas**

O principal problema endereçado na etapa de processamento inicial é a associação incorreta de trajetórias, como mostrado na Figura 3.10. Softwares comerciais usualmente permitem o ajuste manual de trajetórias [9]. O processo inclui, em geral, a segmentação das trajetórias antes e após o erro de associação e a rotulagem posterior do resultado, o que pode ser laborioso, favorecendo erros.

A HBT lida com este problema por meio de um mapeamento de gradientes de todas as trajetórias, desassociando trajetórias das *frames* imediatamente antes e após um pico local no gradiente de $500/(\text{frequência de aquisição})$, sendo a frequência de aquisição igual a 200 Hz para as filmagens deste trabalho. O valor do limiar foi estabelecido considerando uma velocidade máxima plausível de deslocamento de um marcador de 500 mm/s. Este é um valor selecionado empiricamente que forneceu bom resultado nas filmagens usadas para testar a HBT.

As trajetórias são reassociadas por um processo iterativo que compara a posição predita do marcador com trajetórias próximas. A posição do marcador é predita de acordo com a equação 3.2:

$$p_{M_i}^{f+n} = p_{M_i}^f + n \cdot v_{M_i}^f \quad (3.2)$$

sendo f o índice da *frame* imediatamente anterior ao erro. $p_{M_i}^{f+n}$ é a posição predita do marcador M_i n *frames* após o erro, $p_{M_i}^f$ é a posição do marcador M_i antes do erro e $v_{M_i}^f$ é a velocidade de M_i na *frame* f .

Uma trajetória dentro de uma distância de 5 mm da posição predita é considerada como pertencendo ao mesmo marcador. O processo é mostrado na Figura 3.14.

A vizinhança para a reassociação de trajetórias é restringida para evitar erros de associação. O número de *frames* para a tentativa de reassociação é igual a 10 mm divididos pela velocidade do marcador antes do *gap*, com um limite superior de 20 *frames*. Um limite superior é necessário porque a HBT não considera variações na velocidade para a predição da posição do marcador.

- **Rotulagem de marcadores**

O processo de rotulagem é mostrado na Figura 3.15. O usuário deve fornecer uma filmagem estática rotulada, de acordo com o *marker set* da HBT, mostrado na Figura 3.11. A HBT usa estes dados para estimar o comprimento dos segmentos ósseos e ângulos definidos pelos marcadores nas MCP e W2. Como filmagens estáticas não costumam apresentar *gaps* ou oclusões, a rotulagem manual é rápida. Em seguida, o usuário deve fornecer os *labels* do punho na UI da HBT. Como estes passos requerem *input* do usuário, a *toolkit* é considerada semi-automática. O referencial local do punho F_W é mostrado na Figura 3.16, e é definido de acordo com as relações:

$$\begin{aligned} e2 &= \frac{(p_{w2} - p_{w1}) \times (p_{w3} - p_{w2})}{|(p_{w2} - p_{w1}) \times (p_{w3} - p_{w2})|} \\ e1 &= \frac{(p_{w3} - p_{w1})}{|(p_{w3} - p_{w1})|} \\ e3 &= e1 \times e2 \end{aligned} \quad (3.3)$$

A metodologia de rotulagem da HBT é uma combinação de métodos estáticos e dinâmicos. A rotulagem inicial é estática, usando distâncias entre marcadores e ângulos estimados para rotular as trajetórias. Dessa forma, é necessário que

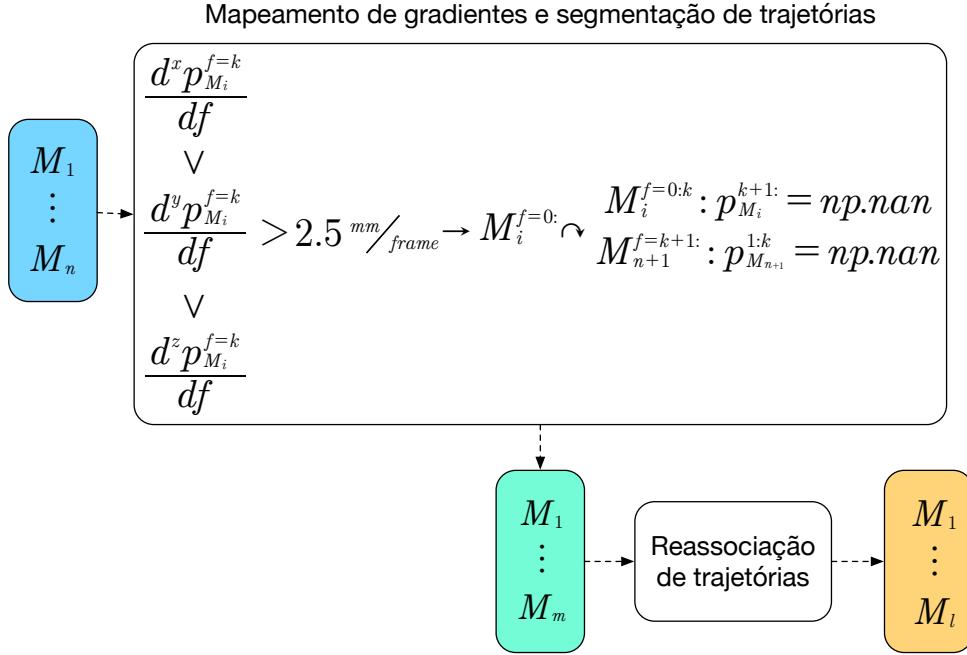


Figura 3.14: Visão geral do processamento inicial. A trajetória de um marcador M_i é dividida numa *frame* k caso o gradiente supere o limiar de $500/(\text{frequência de aquisição})$ em qualquer direção. A divisão da trajetória de M_i na *frame* k resulta em uma nova trajetória $M_{(n+1)}$, sendo que $M_{(n+1)}$ se inicia após a *frame* $k+1$ e M_i termina na *frame* k . `np.nan` é uma grandeza definida na biblioteca Numpy, usada na HBT para lidar com *gaps* nas trajetórias. As trajetórias resultantes são reassociadas de acordo com os critérios detalhados.

todos os marcadores estejam visíveis no primeiro *frame*. A rotulagem estática é feita novamente apenas no caso de trajetórias com oclusões que impedem a rotulagem dinâmica. A rotulagem dinâmica é feita adotando o mesmo método descrito para reassociação de trajetórias.

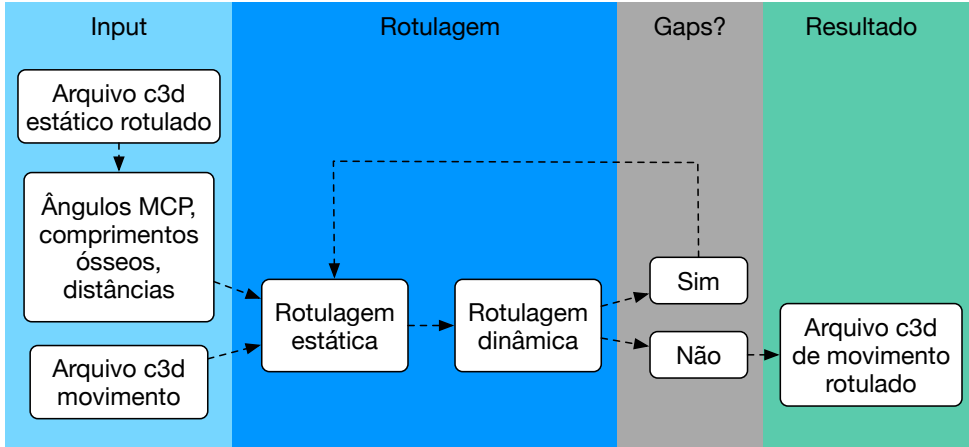


Figura 3.15: Visão geral do processo de rotulagem.

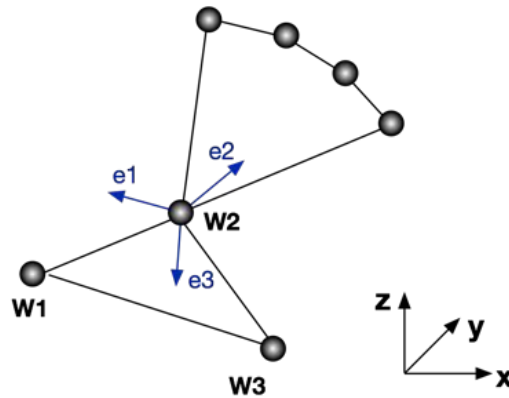


Figura 3.16: Posicionamento do sistema de referência local do punho.

1. Rotulagem de MCP

A sequência para rotulagem de MCP é mostrada na Figura 3.17. Inicialmente, a distância média de marcadores MCP até W2 (m_{MCP-W2}) e o desvio padrão (std_{MCP-W2}) é estimado a partir da filmagem estática para definir uma região de possíveis marcadores. Marcadores M_i são considerados candidatos a marcadores de MCP se satisfizerem às seguintes condições:

$$\begin{aligned}
 |p_{M_i-W2} - m_{MCP-W2}| &\leq 2.5 \, std_{MCP-W2} \\
 F_{w,e2} p_{M_i-W2} &\geq 0
 \end{aligned}
 \tag{3.4}$$

sendo ${}^{F_w, e2}p_{M_i - W2}$ a componente na direção e2 da posição do marcador M_i relativa a W2 expressa no referencial local do punho F_w . O resultado é uma calota esférica, como mostrado na Figura 3.17 (a). Em seguida, os marcadores são combinados em grupos de quatro e é calculada uma reta de regressão das distâncias ortogonais (mostrada na Figura 3.17). Com base na anatomia e posicionamento dos marcadores nas articulações MCP, supõe-se que estes devem se ajustar razoavelmente a uma reta. A reta é calculada por SVD, como mostrado na seção A.2 do apêndice, com a ressalva de que é usado o autovetor associado ao maior autovalor. As equações 3.5 elucidam o processo:

$$c_0 = \frac{\sum_{i=1}^n p_{M_i}}{n}$$

$$M = \begin{pmatrix} {}^x p_{M_i} - {}^x c_0 & {}^y p_{M_i} - {}^y c_0 & {}^z p_{M_i} - {}^z c_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ {}^x p_{M_n} - {}^x c_0 & {}^y p_{M_n} - {}^y c_0 & {}^z p_{M_n} - {}^z c_0 \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

$$M = USV^T$$

$$\max(S) = S[k, k] \Rightarrow [a, b, c] = V_{k,:}^T$$

sendo c_0 o centroide dos pontos, p_{M_i} a posição do marcador M_i relativa à referência global, S é a matriz de valores singulares de M, V é a matriz de vetores singulares e [a, b, c] são os coeficientes da reta de regressão. O erro do ajuste linear, que é a soma das distâncias ortogonais, como mostrado na Figura 3.17 (b), é calculado de acordo com a equação 3.6. Combinações que resultem em erro superior a 5 mm são descartadas.

$$erro = \frac{\sum |M \times V_{k,:}^T|}{|V_{k,:}^T|} \quad (3.6)$$

Ao final, grupos selecionados são combinados em pares, e um par $M_i - M_j$ é reconhecido como MCP2-MCP5 se o ângulo $\angle M_i W2 M_j$ se aproxima do ângulo α medido na filmagem estática (Figura 3.17 (c)). MCP3 e MCP4 são reconhecidos como marcadores mais próximos de MCP2 e MCP5 respectivamente, dentro de uma tolerância de 10% da distância medida na filmagem estática. Caso existam *gaps* nas trajetórias de MCP, a combinação falha e a rotina usa a mesma lógica e busca combinações de três pontos que se ajustem à uma reta. Caso encontre uma combinação, a rotina avalia se o ângulo externo formado entre os marcadores e W2 corresponde a α ou β , mostrados na Figura 3.17 (c). Caso corresponda

à α , a rotina rotula MCP2 e MCP5, selecionando o marcador de menor distância a W3 como MCP5. O terceiro marcador é rotulado de acordo com sua distância a MCP2/MCP5.

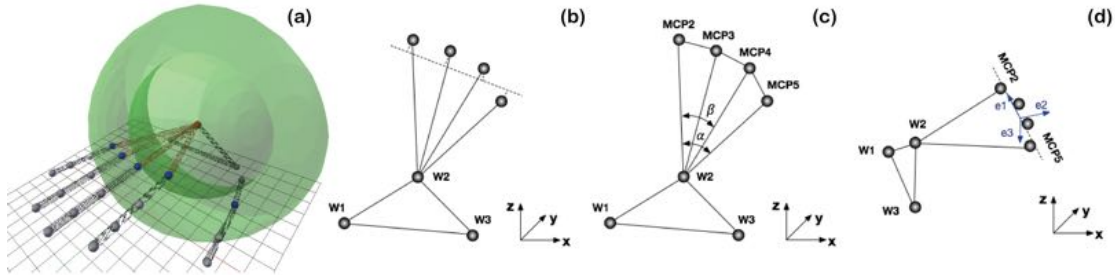


Figura 3.17: Sequência de rotulagem de MCP.

2. Rotulagem de PIP, DIP e EXT

Marcadores dos dedos são modelados como parte de uma cadeia hierárquica. Dedos são considerados uma sequência de ossos rigidamente conectados onde a raiz (MCP) tem 2 GdL, flexão/extensão e abdução/adução e as demais articulações têm 1 GdL (flexão/extensão). Para lidar com os erros de posicionamento dos marcadores, deslocamento da pele ao longo do movimento e variações anatômicas, uma tolerância de 15° foi selecionada empiricamente para os ângulos de adução/abdução de PIP e DIP. Um marcador M_i é considerado um candidato para J_i se obedecer às seguintes condições:

$$\begin{aligned}
 |{}^{F_{J_{i-1}}}p_{M_i}| &\leq 1.2 \cdot b_{J_{i-1}} \\
 \min(\alpha_{J_{i-1}}) &\leq {}^{F_{J_{i-1}}}\alpha_{M_i} \leq \max(\alpha_{J_{i-1}}) \\
 \min(\beta_{J_{i-1}}) &\leq {}^{F_{J_{i-1}}}\beta_{M_i} \leq \max(\beta_{J_{i-1}})
 \end{aligned} \tag{3.7}$$

onde $F_{J_{i-1}}$ é o sistema de referência local da articulação J_{i-1} , $b_{J_{i-1}}$ é o comprimento do osso com início na articulação J_{i-1} , α é o ângulo de flexão/extensão (relativo a e_1), β é o ângulo de adução/abdução (relativo a e_3). A Figura 3.18 mostra o posicionamento dos sistemas de referência das articulações do dedo. A Tabela 3.2 mostra os ângulos máximos e mínimos para cada articulação.

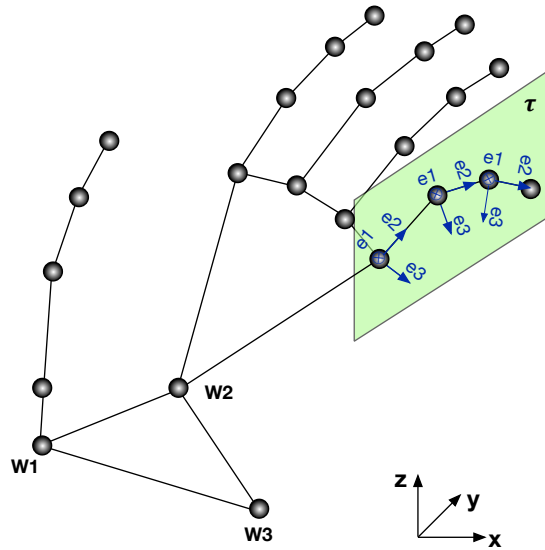


Figura 3.18: Posicionamento dos sistemas de referência do dedo.

A Figura 3.19 mostra o processo de rotulagem de marcadores dos dedos. No início do movimento, a HBT faz uma tentativa de rotulagem de todos os marcadores dos dedos, começando por MCP2 e construindo um *array* de candidatos dentro das restrições definidas em 3.7. Se houver mais de uma combinação possível (Figura 3.19), a HBT seleciona aquela com menor soma dos ângulos de adução/abdução. A rotulagem estática só é acionada novamente se a trajetória de um marcador apresenta *gaps* durante o movimento. A HBT reconhece os *gaps* e busca identificar a trajetória em *frames* subsequentes ao selecionar trajetórias que obedeçam as restrições em 3.7 relativamente ao sistema de referência proximal. Caso o marcador proximal também apresente oclusões ou nenhum marcador obedeça aos critérios, a HBT tenta a rotulagem estática completa a partir da raiz em MCP em *frames* subsequentes.

Tabela 3.2: Amplitudes angulares consideradas pela HBT no processo de rotulagem. As amplitudes são superiores aos deslocamentos fisiológicos para considerar erros de posicionamento dos marcadores.

Articulação	Flexão		Abdução	
	Min(°)	Max (°)	Min(°)	Max (°)
MCP	-90	120	-60	60
PIP	-20	130	-15	15
DIP	-60	90	-15	15

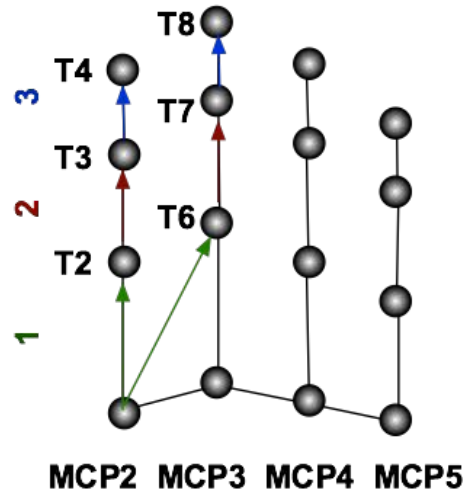


Figura 3.19: Rotulagem de marcadores do 2º dedo. Os *arrays* [MCP2, T2, T3, T4] e [MCP2, T6, T7, T8] são selecionados a partir dos critérios definidos na equação 3.7. Numa segunda etapa, o *array* [MCP2, T2, T3, T4] é escolhido por ter a menor soma de ângulos de abdução.

- **Predição de *gaps***

O método adotado para predição da trajetória de marcadores depende do marcador ocluído. No caso de um *gap* em marcadores do punho ou da MCP, foi implementado um método de interpolação por spline cúbica restrita [78]. Splines cúbicas são usadas amplamente para interpolação de *gaps* em estudos de biomecânica [79] [80]. No entanto, podem apresentar *overshoot* em intervalos prolongados e levar a resultados incompatíveis com a anatomia. A spline cúbica restrita é uma forma de reduzir o *overshoot* ao limitar as derivadas nas fronteiras da oclusão. Os cálculos são mostrados na seção A.3 do apêndice A.

Para predição da posição de marcadores dos dedos, a Figura 3.20 mostra a sequência do processo. Caso marcadores proximais e distais estejam disponíveis na *frame*, a posição pode ser estimada a partir da solução do sistema de equações 3.8, relacionando a posição de três marcadores em sequência (Figura 3.21). Mp, Ml e Md são os marcadores local, proximal e distal, respectivamente, l_p é o comprimento do osso proximal, l_d é o comprimento do osso distal, θ_2 é o ângulo de flexão da articulação local e θ_1 é o ângulo de flexão da articulação proximal.

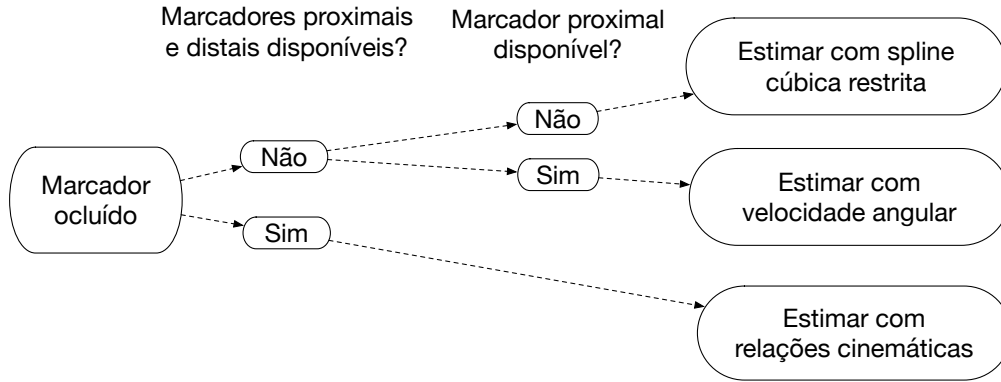


Figura 3.20: Sequência para estimativa da posição de marcadores faltantes.

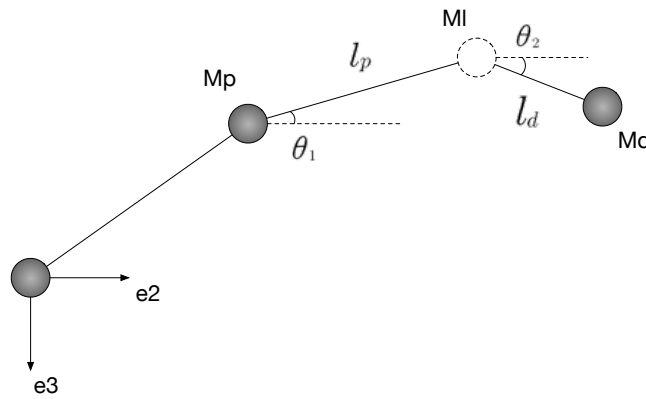


Figura 3.21: Esquema representativo da relação cinemática entre marcadores locais e seus marcadores proximais e distais.

$$Ml_{e2} = l_p \cos \theta_1 + Mp_{e2} \quad (3.8)$$

$$Ml_{e3} = l_p \sin \theta_1 + Mp_{e3} \quad (3.9)$$

$$Md_{e2} = l_d \cos \theta_2 + Ml_{e2} \quad (3.10)$$

$$Md_{e3} = l_d \sin \theta_2 + Ml_{e3} \quad (3.11)$$

$$(3.12)$$

Para resolução do sistema, é usada a função *fsolve* da biblioteca *scipy.optimize* [76]. A rotina usa o método de Powell [81] para encontrar raízes de funções multivariadas não lineares, dado um valor inicial e o sistema de equações. O

valor inicial é $(Ml_{e2}, Ml_{e3}, \theta_1, \theta_2)$ do último *frame* reconhecido.

Como mostra a Figura 3.22, mais de uma solução é possível. A HBT lida com isso, primeiramente, descartando soluções que não se enquadrem nas restrições anatômicas mostradas na Tabela 3.2. Caso ambas as soluções estejam dentro do intervalo pré-estabelecido, a HBT seleciona aquela mais próxima dos ângulos calculados no último *frame* em que o marcador foi reconhecido.

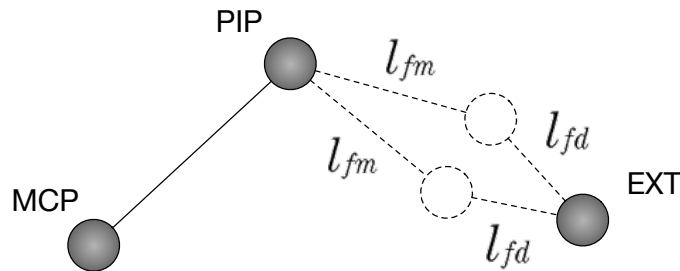


Figura 3.22: Para o caso de marcador de DIP ocluído, duas soluções são possíveis mantendo a restrição dos comprimentos das falanges média (l_{fm}) e distal (l_{fd}).

Caso o marcador distal não esteja disponível, mas o proximal sim, a HBT calcula a velocidade angular do marcador antes e após o *gap* e estima a posição do marcador considerando aceleração angular constante ao longo do *gap*.

Se nem o marcador proximal nem o distal forem reconhecidos, a HBT estima a trajetória usando a spline cúbica restrita.

- **Processamento final**

Após a predição da posição de marcadores em *gaps*, a HBT tem trajetórias completas para cada marcador. Para minimizar o efeito de ruídos e imprecisões na estimativa da posição dos marcadores, a HBT aplica um filtro passa baixa *zero-lag* Butterworth de 4° ordem com frequência de corte de 6 Hz na trajetória de cada marcador.

Erros de posicionamento de marcadores nos dedos são comuns, levando ao surgimento de ângulos de adução/abdução incompatíveis com a fisiologia das articulações dos dedos na postura reconstruída. Para lidar com isso, a HBT disponibiliza uma opção em que as trajetórias de marcadores dos dedos são projetadas no plano de melhor ajuste dos marcadores dos dedos, como mostrado na Figura 3.18.

Ao final, os ângulos articulares são calculados de acordo com a metodologia detalhada na seção 3.1.4.

3.1.6 Caracterização do movimento de pacientes com hanseníase

Um dos objetivos deste trabalho é desenvolver uma metodologia para auxiliar a caracterização da evolução do movimento de pacientes com hanseníase e garra ulnar. Diversos estudos avaliam a melhora do paciente e o grau de incapacitação em função da amplitude de movimento ativa, ou de ângulos articulares em postura estática [82] [83] [84]. No entanto, a avaliação da melhora na fluidez e coordenação do movimento ainda é feita de forma qualitativa, por meio de avaliações clínicas.

Para permitir a avaliação da melhora do paciente, o primeiro passo é desenvolver um método para comparação do movimento entre sujeitos saudáveis e pacientes com hanseníase. Para isso, foram medidos movimentos de flexão/extensão, pinça envolvendo um lápis e postura estática de 15 sujeitos saudáveis e 2 pacientes com hanseníase. Os pacientes com hanseníase tiveram seus movimentos medidos antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia. Uma paciente foi submetida à técnica do laço de Zancolli e o segundo paciente foi operado com a técnica de Stiles-Bunnell Brand. Os sujeitos foram instruídos a realizar movimentos dentro de uma duração de 6 s, de acordo com instrução inicial em vídeo, como forma de padronizar a movimentação.

A HBT foi usada para processamento, rotulagem de marcadores e cálculo de ângulos articulares ao longo dos movimentos filmados. Foi desenvolvida uma rotina em *Python 2.7* para comparação do movimento dos pacientes com hanseníase e dos sujeitos saudáveis, adotando os seguintes passos:

1. **Determinação dos eventos início e final do movimento:** Para cada ângulo articular, o evento início é definido como o *frame* onde a variação do ângulo com relação ao início do movimento supera 2° . Este é um critério empírico que forneceu bom ajuste para a maior parte dos dados deste trabalho. O evento fim é definido de forma análoga. Alguns movimentos, especialmente os que continham ruídos no início e no final do movimento, foram categorizados manualmente.
2. **Normalização do movimento:** Os pacientes foram instruídos a realizar o movimento dentro de uma duração de 6 s. A maior parte das filmagens feitas neste trabalho apresentou em torno de 1000 *frames* entre os eventos de início e fim, o que é coerente com um certo atraso entre o comando de início, e entre o fim do movimento e a interrupção da filmagem. Sendo assim, as filmagens foram normalizadas para que apresentassem a mesma quantidade de dados. Filmagens com intervalo menor que 1000 *frames* foram interpoladas por splines cúbicas e filmagens com intervalos maiores foram reamostradas. Os dados são por fim normalizados pela duração total do movimento, representando

percentuais da duração total do movimento.

3. **Estimativa do padrão médio e desvio padrão de movimentação:** É calculada a média e o desvio padrão entre os movimentos dos sujeitos saudáveis em cada etapa do movimento.

O gráfico 3.23 mostra o resultado de uma destas comparações. Considerando que a maior parte dos estudos faz uso de goniômetros para medição de ângulos articulares [82] [83] [84], e que a contratura na garra ulnar dificulta a visualização de ângulos articulares durante o movimento, a metodologia empregada fornece uma maneira de visualizar em detalhe grandezas cinemáticas de interesse ao longo do movimento, como ângulos articulares.

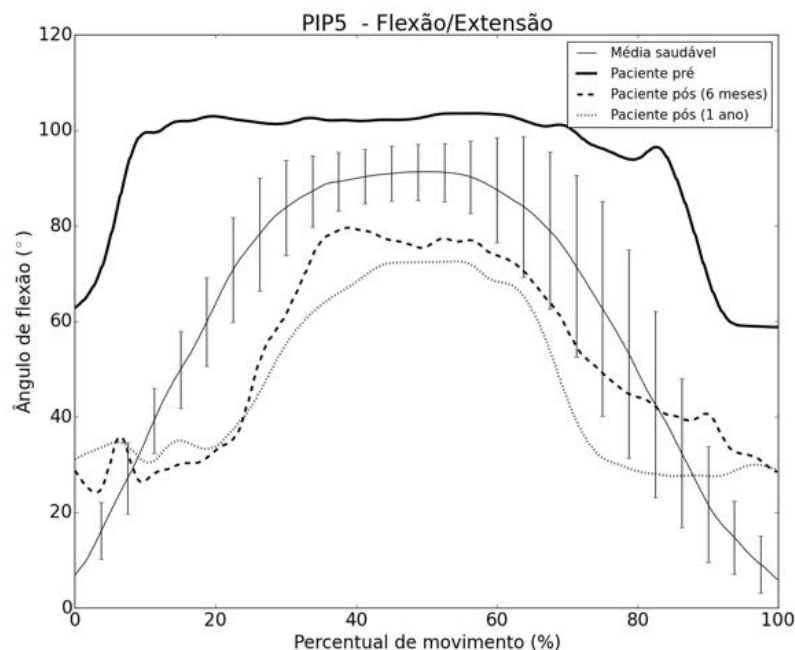


Figura 3.23: Comparação entre o movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e de uma paciente com hanseníase antes e após a cirurgia do laço de Zancolli.

Ainda assim, embora a metodologia permita a visualização comparativa dos movimentos, a avaliação dos resultados não deixa de ser qualitativa. Seria interessante desenvolver índices a partir destes dados que auxiliassem a caracterização do movimento do paciente com hanseníase, permitindo que profissionais de saúde avaliem o sucesso das intervenções de forma quantitativa. Para isso, foram considerados dois efeitos clínicos observados durante as filmagens:

- **Diferente coordenação entre os movimentos de MCP, PIP e DIP:**

Em sujeitos saudáveis, durante movimentos de flexão dos dedos e tarefas funcionais como o envolvimento de objetos, constata-se que a flexão das MCP ocorre antes da flexão de PIP e DIP. A Figura 3.24 mostra este efeito no movimento de uma mulher saudável. No entanto, em pacientes com garra ulnar, este padrão parece se alterar, com a flexão ocorrendo simultaneamente. A Figura 3.25 mostra a variação angular de uma paciente com hanseníase antes da cirurgia. A alteração do padrão pode ocorrer devido ao comprometimento do controle da musculatura intrínseca, com ação direta na flexão da MCP, levando a um diferente padrão de recrutamento dos músculos que atuam neste movimento. Flexores mais distais, como o FDS, parecem atuar anteriormente em pacientes com hanseníase do que seria esperado no movimento saudável. Hipoteticamente, a inversão do padrão poderia prejudicar a execução de atividades funcionais, como envolver os dedos ao redor de objetos, uma vez que a flexão simultânea de MCP e PIP antecipa o contato das extremidades dos dedos com o objeto a ser envolvido, diminuindo a área de contato ao final.

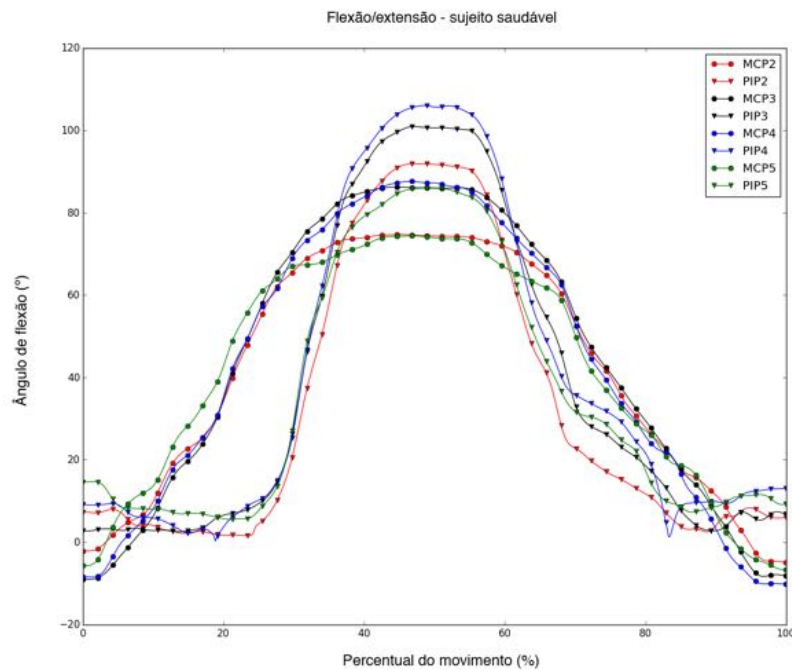


Figura 3.24: Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma mulher saudável. O movimento de MCP e PIP é defasado, com o início da movimentação de PIP em cerca de 20% do total do movimento de MCP.

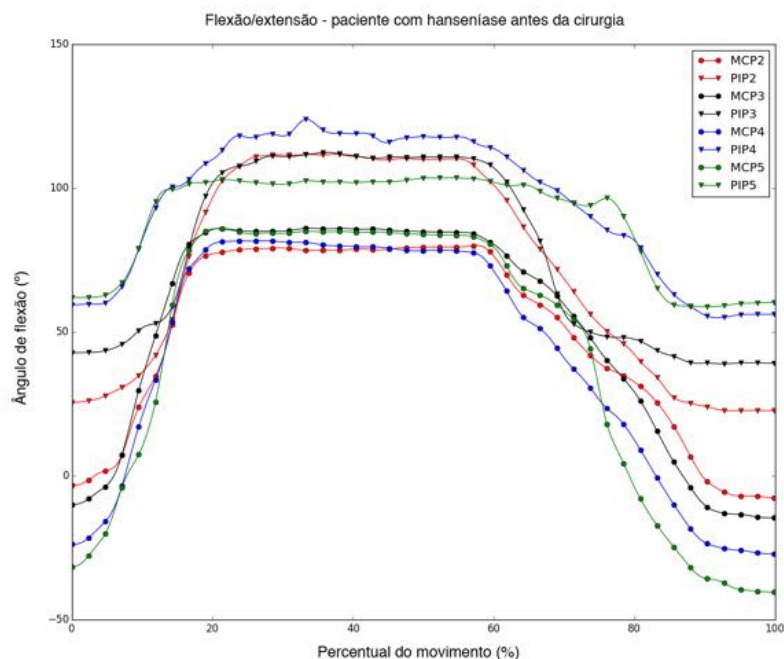


Figura 3.25: Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma paciente com hanseníase antes da cirurgia. O movimento de MCP e PIP ocorre quase que simultaneamente, indicando uma alteração na coordenação muscular.

Uma questão a ser avaliada é se a cirurgia de transferência de tendão altera esse padrão. A Figura 3.26 mostra os resultados da paciente com hanseníase operada pela técnica do laço de Zancolli 6 meses após a cirurgia. Os dados parecem indicar que a técnica cirúrgica aproxima a coordenação dos movimentos da MCP e da PIP de um padrão de normalidade. O efeito é também coerente com a hipótese de que a alteração no padrão está relacionada ao comprometimento da musculatura intrínseca, uma vez que na técnica de Zancolli a nova inserção nas polias A1 faz com que as fitas tendíneas reproduzam, em parte, a ação dos músculos lumbricais.

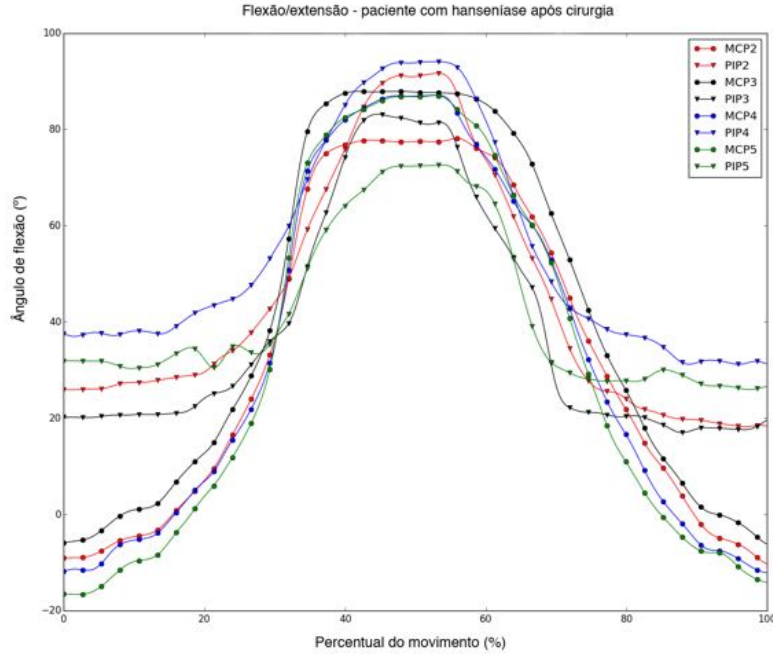


Figura 3.26: Ângulos articulares de MCP e PIP no movimento de flexão/extensão de uma paciente com hanseníase 6 meses após a cirurgia de transferência de tendão pelo método de Zancolli. O resultado indica uma aproximação do padrão de normalidade.

Para quantificar o efeito da cirurgia na coordenação entre os movimentos articulares, estimou-se primeiramente a defasagem média entre os movimentos da MCP e da PIP em sujeitos saudáveis. A defasagem é o intervalo, em percentual de ciclo, entre o início do movimento de MCP e o de PIP de um dedo, com relação ao intervalo total de movimentação de MCP. Caso o movimento da PIP se inicie antes da MCP, situação que não foi observada em qualquer das filmagens, o intervalo considerado é a duração do movimento da PIP, e a defasagem é negativa. O índice de ajuste do adiantamento (i_{pa}) é então definido como a proporção entre a diferença de defasagem entre o paciente antes e após a cirurgia e sujeitos saudáveis, de acordo com a equação 3.13. $\Delta_{MCP-PIP}$ é a defasagem, em percentual do ciclo da MCP (ou PIP, caso se inicie antes). Hipoteticamente, existe a possibilidade de uma correção exagerada, resultando em índice superior a 100%.

$$i_{pa} = \frac{\Delta_{MCP-PIP_{pos}} - \Delta_{MCP-PIP_{pre}}}{\Delta_{MCP-PIP_{healthy}} - \Delta_{MCP-PIP_{pre}}} \times 100 \quad (3.13)$$

- **Variação da forma dos dedos afetados ao longo do movimento:**

A hiperextensão da MCP e a hiperflexão da PIP resultam na forma característica da garra. Ao longo do movimento de flexão/extensão, constatou-se que a amplitude angular era reduzida nas PIP e DIP dos pacientes, indicando que a postura em garra se mantinha ao longo do movimento.

Medir o atraso entre os movimentos da PIP e da MCP permite investigar a coordenação entre os movimentos articulares. Estimar ângulos articulares ao longo de movimentos e compará-los a um padrão de normalidade possibilita quantificar o desvio entre o movimento de sujeitos saudáveis e pacientes com hanseníase para cada articulação. Também determinante para a execução de tarefas funcionais é a forma assumida pelos dedos ao longo do movimento. A postura curva com amplitude angular limitada do dedo em garra pode dificultar, por exemplo, tarefas funcionais como envolver e segurar objetos.

Uma alternativa para caracterizar a forma dos dedos seria por meio de uma função que se assemelhe a seu contorno. Considerando a patologia da garra, seria desejável que os coeficientes dessa função pudessem ser facilmente relacionados ao grau de curvatura dos dedos. O grau de curvatura está associado à composição da flexão das interfalangeanas. Erros pequenos entre a curva de ajuste e os marcadores dos dedos seriam uma consequência direta da correspondência entre o contorno da função e a forma dos dedos.

Por sua simplicidade e correspondência com o contorno dos dedos ao longo da flexão das articulações interfalangeanas, a parábola ($y = ax^2 + bx + c$) foi selecionada como curva de ajuste para caracterizar a forma dos dedos neste trabalho. A Figura 3.27 mostra parábolas da forma $y = ax^2$ com a variando entre -5 e -1. Percebe-se que o coeficiente a está associado à abertura da curva, com um aumento do módulo de a gerando curvas mais fechadas.

Além da conveniência do coeficiente do termo de segundo grau para caracterizar a curvatura dos dedos, a equação do segundo grau forneceu bom ajuste para os dados deste trabalho. Num teste com 10 movimentos de pinça em torno de um lápis, os resíduos (soma de erros médios quadráticos para os cinco marcadores) entre a posição dos marcadores e a parábola de ajuste não superaram 30 mm. O comprimento dos segmentos ósseos foi normalizado de forma que o comprimento total do dedo fosse de 10 cm para os testes.

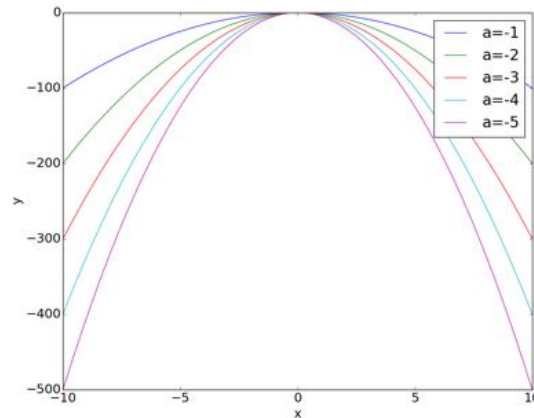


Figura 3.27: Parábolas da forma com $y = ax^2$ com a variando entre -5 e -1. O coeficiente a está associado à abertura da parábola.

Para estimativa das parábolas de ajuste, foi desenvolvida uma rotina em *Python 2.7*, adotando as seguintes etapas:

1. Um plano de ajuste entre os marcadores do dedo é estimado por mínimos quadrados. As trajetórias dos marcadores são projetadas no plano.
2. Um novo sistema de referência é definido para expressar as trajetórias projetadas. Os marcadores se situam no plano x-y e MCP se situa na origem do sistema de referência. MCP-PIP é orientado a 45° do eixo x. A transformação de coordenadas é feita para que se mantenha coerência entre os coeficientes da equação parabólica calculados.
3. Vetores entre marcadores proximais e distais são normalizados por $\frac{L_{dedo}}{100}$, onde L_{dedo} é o comprimento total do dedo, de forma que o comprimento após a normalização seja de 10 cm para todos os dedos avaliados.
4. A parábola de melhor ajuste é estimada por mínimos quadrados a cada *frame*. O resultado é mostrado na Figura 3.28. Os coeficientes a são usados para caracterização da forma do dedo. Coeficientes negativos estão associados a dedos flexionados, enquanto positivos representam dedos estendidos. O grau de extensão/flexão aumenta com o módulo do coeficiente.

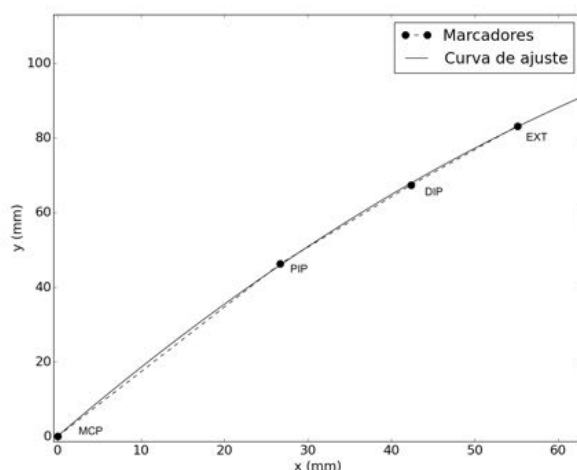


Figura 3.28: Exemplo de ajuste com dedo em configuração estendida.

Com a parábola de melhor ajuste estimada a cada *frame*, a sequência adotada para comparação com a forma assumida durante o movimento de pinça de saudáveis é semelhante à usada para avaliação de ângulos articulares:

1. **Determinação dos eventos início e final do movimento:** Trechos anteriores e posteriores ao movimento efetivo foram manualmente demarcados.
2. **Normalização do movimento:** Para que apresentassem a mesma quantidade de dados, as trajetórias foram normalizadas. Filmagens com intervalo menor que 1000 *frames* foram interpoladas por splines cúbicas e filmagens com intervalos maiores foram reamostradas. Os dados são por fim normalizados pela duração total do movimento, representando percentuais da duração total do movimento.
3. **Estimativa do padrão médio e desvio padrão de movimentação:** É calculada a média e o desvio padrão entre os movimentos dos sujeitos saudáveis em cada etapa do movimento.

3.2 Resultados e Discussão

3.2.1 HBT

Processo de rotulagem

Um dos objetivos da HBT é automatizar o processo de rotulagem de trajetórias, que pode ser bastante laborioso com o método de correção manual disponível em

softwares comerciais [55] [9]. Para comparação entre o processo manual e o método adotado na HBT, foi usado o software comercial Smart Tracker [9]. O Smart Tracker requer as seguintes etapas para a rotulagem:

1. Associação manual de rótulos às trajetórias dos marcadores no início do movimento.
2. Caso uma trajetória não mantenha o rótulo ao longo do movimento, o usuário deve reconhecer se há outra trajetória correspondente ao deslocamento do mesmo marcador em quadros seguintes.
3. Caso haja uma trajetória equivalente, o usuário deve manualmente associá-la à trajetória rotulada. Para isso, é necessário que ele segmente a trajetória rotulada para que esta mantenha valores de posição apenas em *frames* anteriores à *frame* em que se deseja associar as trajetórias. O mesmo deve ser feito à trajetória equivalente, mantendo apenas a posição em *frames* seguintes à de associação. Por fim, as duas trajetórias são combinadas.

Este processo requer um mínimo de três etapas executadas pelo usuário a cada evento onde a trajetória de um marcador perde o rótulo associado no início do movimento. Para que o processo manual não seja excessivamente laborioso, as trajetórias dos marcadores devem manter os rótulos atribuídos no início do movimento.

Para avaliar a eficiência da rotulagem de trajetórias da HBT comparada à alternativa comercial, foram selecionadas cinco filmagens de movimentos de flexão/extensão dos dedos. Os sujeitos iniciaram o movimento em extensão máxima dos dedos, flexionando-os até que encostassem na palma e retornando à postura de extensão máxima. Este é um movimento particularmente propenso a erros de rotulagem, uma vez que os marcadores ficam bastante próximos. Além disso, ao encostar os dedos na palma, os marcadores das extremidades são frequentemente ocluídos. As cinco filmagens apresentam problemas como ruídos, resíduos decorrentes de imprecisão na reconstrução tridimensional, oclusões e sobreposição de trajetórias, resultando num número total de trajetórias consideravelmente maior do que as 23 esperadas. Todas as filmagens, assim como o código fonte da HBT, estão disponíveis na url:

<http://jabreu.vialink.com.br/mestrado>

A Tabela 3.3 mostra os resultados obtidos no Smart Tracker e na HBT. Foram consideradas trajetórias rotuladas corretamente pelo Smart Tracker aquelas que mantiveram os rótulos atribuídos no início do movimento durante toda a duração da filmagem. Eventos que aumentam a complexidade da rotulagem, como *gaps* e sobreposições, estão detalhados na tabela. A sobreposição é considerada como o

evento onde uma trajetória T_1 sofre uma variação brusca de posição, com uma trajetória T_2 descrevendo o deslocamento do marcador em *frames* subsequentes, como mostra a Figura 3.10.

Tabela 3.3: Comparação da rotulagem feita por software comercial e pela HBT

Filmagem	Total de trajetórias	Gaps	Sobreposições	Software comercial	HBT
				Rotuladas corretamente	Rotuladas corretamente
1	38	2	4	18	23
2	121	3	11	13	23
3	53	3	10	15	23
4	59	6	11	14	23
5	60	5	8	14	23

Os resultados indicam a eficácia da HBT em lidar com trajetórias sobrepostas. O valor de 2.5mm/frame usado como limiar para reconhecer a associação incorreta de trajetórias forneceu bom ajuste, possibilitando a correção de todas as sobreposições. No entanto, no estudo de movimentos mais rápidos, com velocidade superior a 500 mm/s, o limiar deve ser ajustado para valores mais altos, sob o risco de segmentação incorreta das trajetórias.

As filmagens parecem mostrar que a HBT rotula eficazmente os marcadores mesmo em filmagens ruidosas e com marcadores ocluídos, que exigiriam uma rotina laboriosa de processamento dos dados com alternativas manuais de rotulagem. Ainda assim, como a HBT adota métodos diferentes para reconhecer cada tipo de marcador (MCP, dedos), estes devem ser testados individualmente.

- **Rotulagem de MCP**

A HBT se propõe a rotular marcadores na MCP em função da comparação com ângulos entre MCP e W2 medidos em postura estática. O software tem rotinas para lidar com a situação em que os quatro marcadores ou três marcadores de MCP estão visíveis. Mesmo quando menos marcadores estão disponíveis em um *frame*, a rotina prossegue em *frames* seguintes até que a rotulagem seja bem sucedida.

Para testar a eficiência de rotulagem da MCP, foram selecionados cinco movimentos de pinça (filmagens 6-10) em torno de um lápis. Os sujeitos iniciaram o movimento em extensão máxima dos dedos, flexionando as MCPs e fazendo adução dos dedos até tocarem o lápis com as pontas dos dedos, retornando em seguida à postura com os dedos em extensão máxima. A combinação de flexão da MCP com adução/abdução desloca a pele ao redor da articulação, potencialmente desviando os marcadores da configuração esperada a partir

das medições na postura estática. As trajetórias das MCP não apresentavam oclusões em nenhuma filmagem, e todas foram rotuladas com sucesso.

Em seguida, para simular o caso em que um marcador na MCP é ocluído, *gaps* de 100 *frames* (0.5 segundo) foram incluídos em todas as trajetórias de MCP de uma filmagem (filmagem 8), como mostra a Figura 3.29. A Figura 3.29(a) mostra as trajetórias editadas, contendo as oclusões, antes do processamento pela HBT. A Figura 3.29(b) mostra o resultado após o processamento, com trajetórias estimadas pela spline cúbica restrita durante oclusões e rotuladas com sucesso.

Os resultados indicam a possibilidade de uso da HBT mesmo em filmagens que apresentam *gaps* em trajetórias das MCPs. No entanto, oclusões ou falhas no reconhecimento de trajetórias de MCP não são frequentes. A HBT foi usada para processamento de mais de setenta filmagens de movimentos, incluindo flexão/extensão e movimentos de pinça em torno de um lápis, e apenas duas filmagens apresentaram *gaps* em trajetórias de MCP, sendo estes inferiores a 10 *frames*.

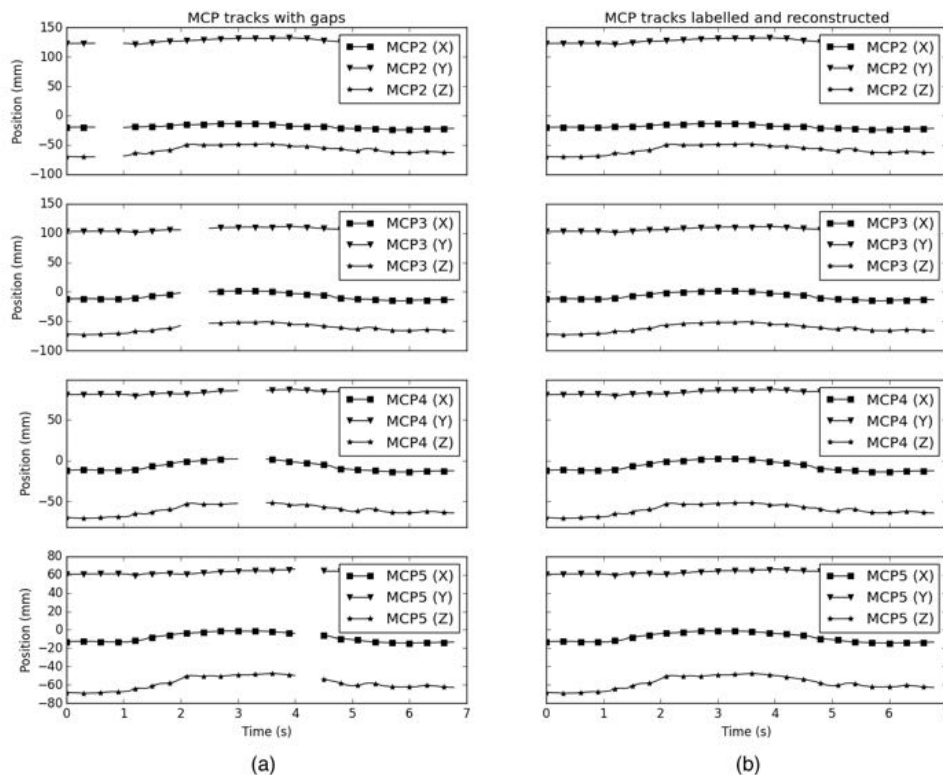


Figura 3.29: Trajetórias de MCP durante movimento de pinça em torno de um lápis. (a) Trajetórias contendo *gaps* não concomitantes de 100 *frames* para todos os marcadores. (b) Trajetórias rotuladas com *gaps* reconstruídos pelo software.

- **Rotulagem de marcadores dos dedos**

Para testar o método de predição de trajetórias em *gaps* nos marcadores dos dedos, selecionamos cinco filmagens de movimentos de flexão/extensão dos dedos, disponíveis na pasta teste_hbt da url: <http://jessica.vialink.com.br/mestrado>. O movimento de flexão/extensão dos dedos foi escolhido por resultar em maior deslocamento dos marcadores ao redor das articulações dos dedos do que no movimento de pinça, aumentando a imprecisão da predição. Para comparar o resultado das predições com as trajetórias reais, foram criados *gaps* de duzentas *frames* (um segundo) nas trajetórias de todos os marcadores das PIP e das DIP. A Tabela 3.4 mostra os erros médios entre as trajetórias preditas e as trajetórias reais. O erro máximo não superou 1.5 mm, o que indica a eficácia da HBT na predição da posição dos marcadores dos dedos quando marcadores proximais e distais estão disponíveis.

As Figuras 3.30 3.31 3.32 e 3.33 mostram os resultados da predição comparados às trajetórias reais de uma das filmagens. A observação dos resultados mostra bom ajuste entre as trajetórias preditas e as reais. As predições do quarto e do quinto dedos apresentam instabilidades entre 2.0 e 2.4 s. A trajetória predita, no entanto, desloca-se com relação à trajetória real em menos de 1 mm. As instabilidades são atenuadas no processamento final da HBT, onde as trajetórias passam por um filtro passa baixa Butterworth de 4° ordem com frequência de corte de 6 Hz.

Tabela 3.4: Erro médio entre as predições usando relações cinemáticas e as trajetórias reais dos marcadores dos dedos

Filmagem	Erro médio (mm)							
	PIP2	DIP2	PIP3	DIP3	PIP4	DIP4	PIP5	DIP5
1	0.52	0.62	0.76	0.86	0.53	0.81	0.38	0.35
2	0.27	0.42	0.29	0.65	0.27	0.58	0.21	0.41
3	1.24	1.22	0.81	0.76	0.95	1.06	0.33	1.70
4	0.49	0.30	0.75	1.20	0.43	1.14	0.34	0.26
5	0.44	0.43	0.40	0.44	0.46	0.62	0.46	0.45

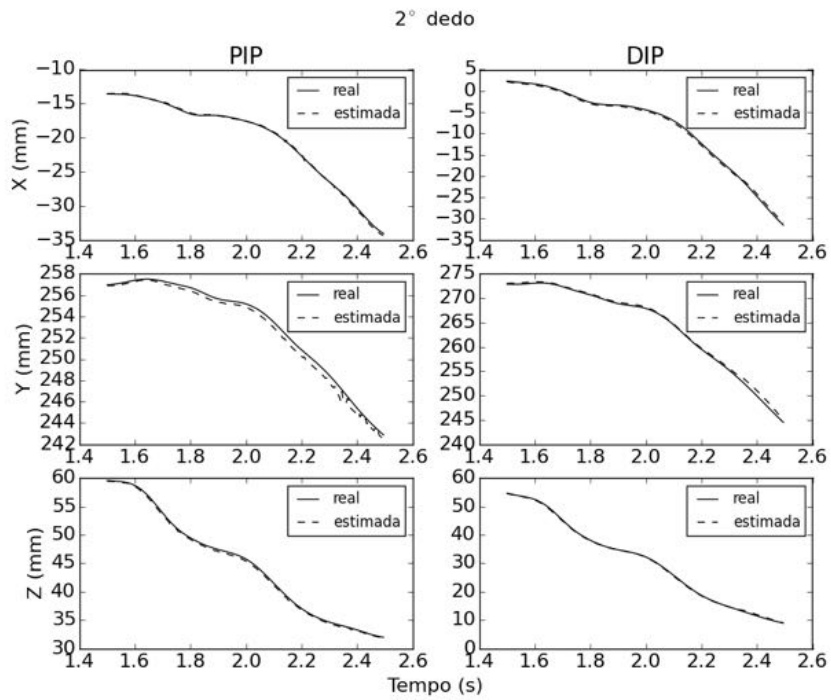


Figura 3.30: Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do segundo dedo.

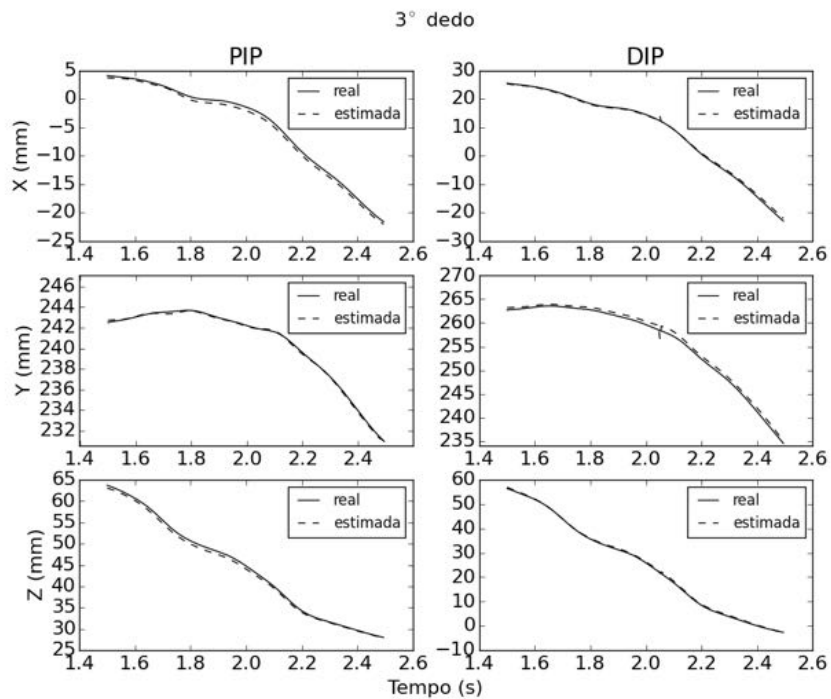


Figura 3.31: Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do terceiro dedo.

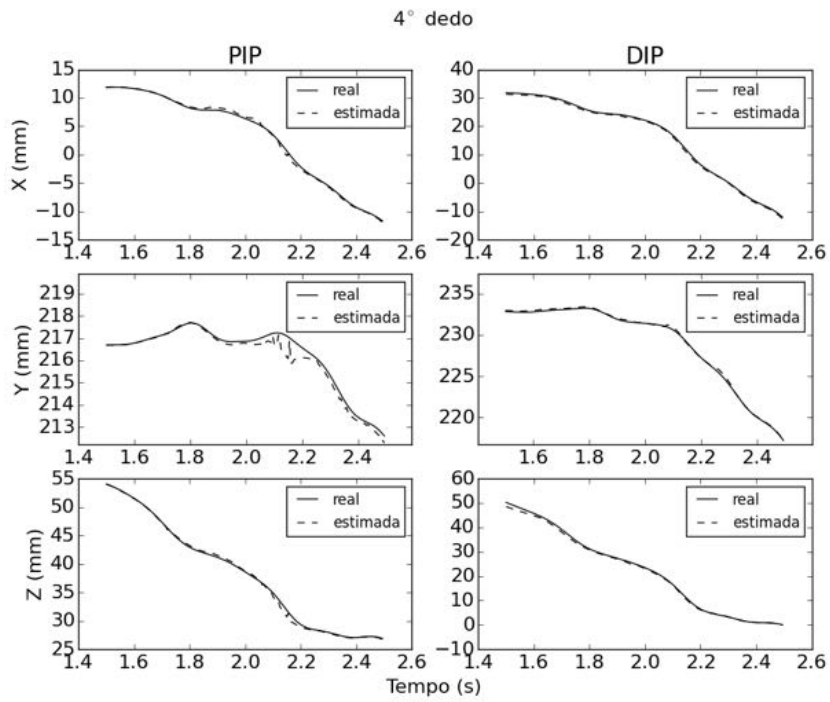


Figura 3.32: Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do quarto dedo.

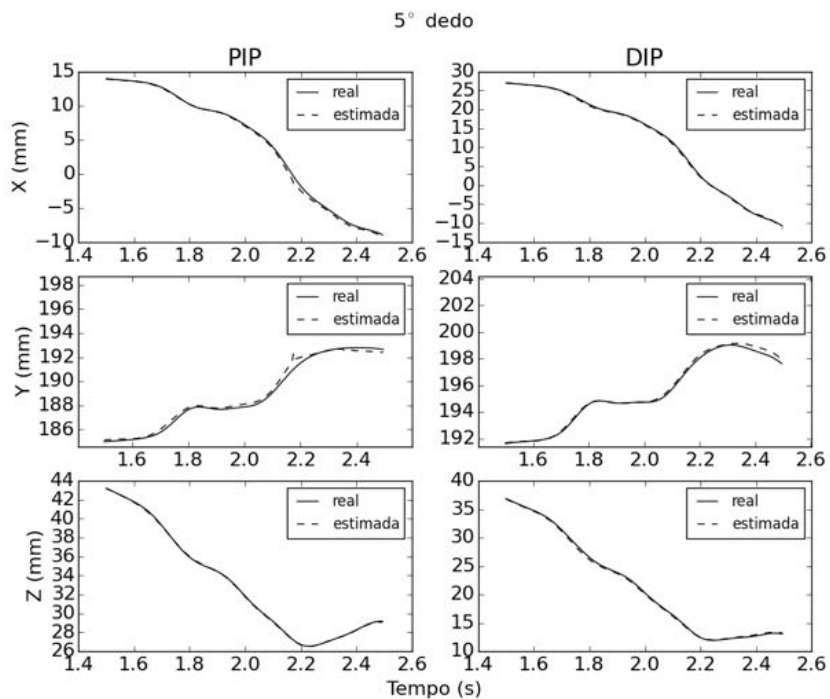


Figura 3.33: Comparação de trajetória real com trajetória estimada usando relações cinemáticas entre movimento de marcadores proximais e distais do quinto dedo.

3.2.2 Caracterização do movimento

Correção de defasagem

A Tabela 3.5 mostra a defasagem entre os movimentos da MCP e da PIP de sujeitos saudáveis. A alta variabilidade pode estar relacionada ao tamanho reduzido da amostra e à variação nos padrões de movimento. O movimento de flexão/extensão livre foi escolhido neste trabalho por maximizar a amplitude de movimentação, permitindo avaliar a capacidade de movimentação do paciente. No entanto, uma sugestão para trabalhos futuros seria repetir a medição com uma tarefa funcional que aproxime a movimentação de um padrão como, por exemplo, envolver os dedos ao redor de uma lata, avaliando também uma amostra maior de sujeitos.

Tabela 3.5: Defasagem entre as movimentações da MCP e da PIP do 4° e 5° dedos durante movimento de flexão/extensão dos dedos.

Sujeito	4° dedo (%)	5° dedo (%)
1	8.2	10.1
2	9.4	10.3
3	12.4	13.3
4	12.1	13.3
5	19.2	20.4
6	24.2	22.0
7	21.8	18.8
8	13.1	11.1
9	14.2	16.4
10	17.8	22.6
11	16.1	12.8
12	11.2	16.4
13	6.5	8.0
Média	14.3	15.0
Desvio padrão	5.1	4.6

Para caracterizar se há diferença significativa entre a defasagem de um paciente e de sujeitos saudáveis, idealmente, seria necessário conhecer parâmetros populacionais da defasagem, como média, desvio padrão e forma da distribuição. Outra alternativa seria valer-se do teorema do limite central, que estabelece que a distribuição da média amostral tende a uma distribuição normal independente da distribuição de origem para n suficientemente grande [85]. A média da distribuição amostral, nesse caso, coincide com a média populacional. A maior parte dos trabalhos, no entanto, considera um n mínimo de 30 como suficiente para aproximação com uma distribuição normal [85]. Com uma amostra reduzida, a abordagem adotada neste trabalho tem o objetivo de delinear uma sequência para estudos futuros.

Uma primeira abordagem para investigar a distribuição de origem seria usar métodos gráficos, como histogramas e Q-Q plots [85]. A Figura 3.34 mostra os histogramas feitos com os dados de defasagens do quarto e quinto dedos dos 13 sujeitos saudáveis. Com uma amostra pequena, os histogramas não parecem indicar qualquer distribuição específica. No entanto, a Q-Q plot mostrada na Figura 3.35 sugere razoável ajuste entre os quantis amostrais e os quantis teóricos em uma distribuição normal, com coeficientes de correlação de 0.97 e 0.95 para o quarto e quinto dedos, respectivamente. Além disso, fez-se um teste de normalidade de Shapiro-Wilk [86] (H_0 : os dados provêm de uma distribuição normal), resultando em $p = 0.89$ para o quarto dedo e $p = 0.47$ para o quinto. O resultado não permite rejeitar H_0 considerando nível de significância (α) de 0.05. No entanto, isso não permite concluir que os dados de fato provêm de uma distribuição normal, uma vez que erros do Tipo II (não rejeitar H_0 quando ela é falsa) são altos para amostras pequenas [86], resultando em poder reduzido do teste estatístico.

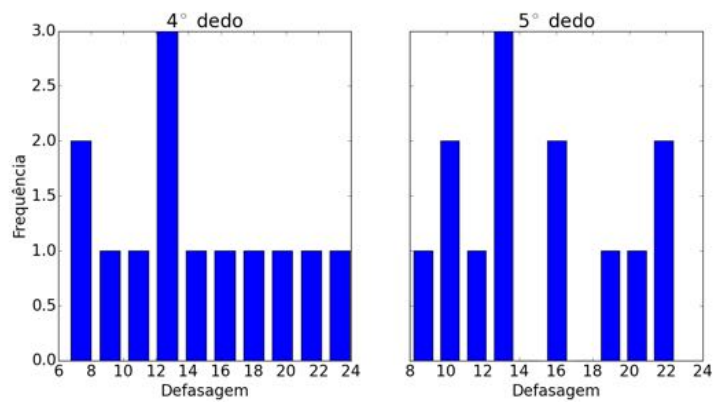


Figura 3.34: Histograma dos valores de defasagem para os 13 sujeitos avaliados.

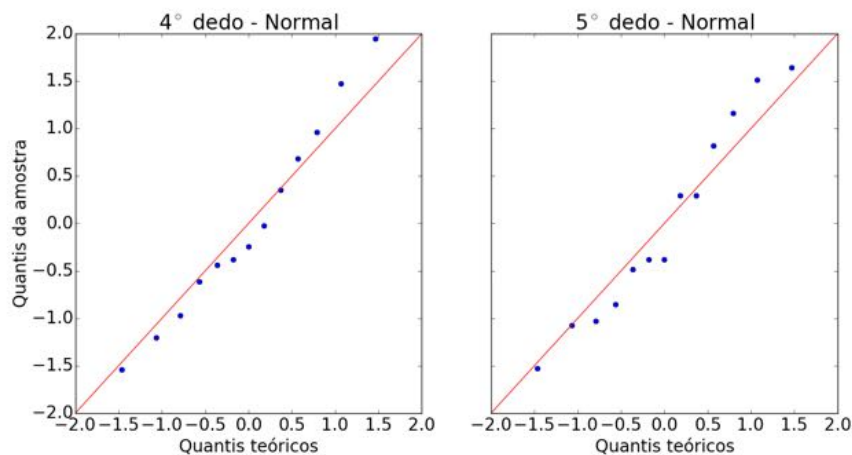


Figura 3.35: Q-Q plot considerando distribuição normal.

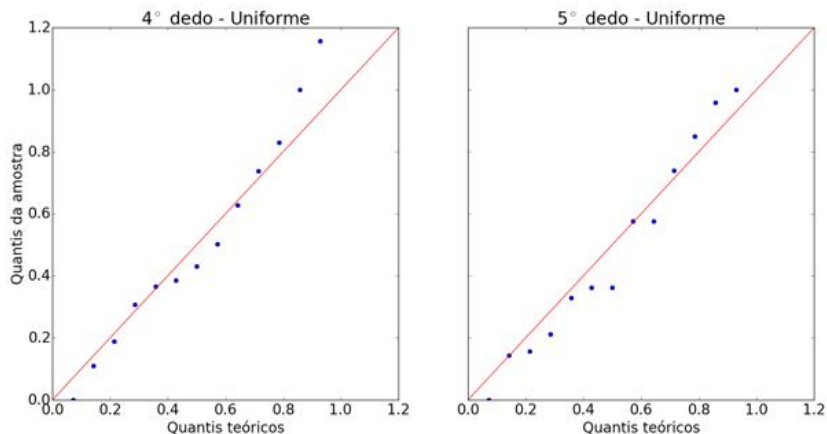


Figura 3.36: Q-Q plot considerando distribuição uniforme.

Considerando os resultados da QQ-plot e do teste de Shapiro-Wilk, os intervalos de confiança serão estimados neste trabalho considerando que a amostra provém de uma distribuição normal. No entanto, cabe ressaltar o limitado poder do teste para amostras pequenas. Além disso, os dados também são coerentes com outras distribuições, como a uniforme, conforme mostrado na Figura 3.36. Os resultados ressaltam a necessidade de mais estudos acerca da distribuição populacional da defasagem para o movimento estudado.

Os intervalos de confiança de 95% estimados a partir da distribuição t de Student com 12 GdL para o quarto e quinto dedos são:

$$ic_4 = 14.3 \pm 2.18 \cdot \frac{5.1}{\sqrt{13}} = (11.2; 17.4) \quad (3.14)$$

$$ic_5 = 15.0 \pm 2.18 \cdot \frac{4.6}{\sqrt{13}} = (12.2; 17.8) \quad (3.15)$$

A Tabela 3.6 mostra a defasagem e o índice de correção do adiantamento de dois pacientes com hanseníase, calculado conforme método descrito em 3.1.6, sendo i_{pa} o índice de correção do adiantamento. O índice de correção mostra que proporção de uma correção potencial foi alcançada com a cirurgia combinada à fisioterapia.

A coordenação articular da primeira paciente é significativamente deslocada do padrão saudável antes da cirurgia, aproximando-se progressivamente do movimento saudável com a ação combinada da cirurgia e do fortalecimento muscular. É interessante notar a evolução da correção entre 6 meses e 1 ano após a cirurgia, possivelmente devida à ação da fisioterapia. Há uma hipercorreção após 1 ano para o quinto dedo, indicando que a coordenação entre os movimentos da MCP e da PIP se deslocou do movimento de saudáveis, com um intervalo maior entre o início da flexão de PIP e de MCP.

Tabela 3.6: Ajuste de adiantamento em pacientes com hanseníase após cirurgia de transferência de tendão

Paciente	Técnica cirúrgica	Filmagem	4° dedo		5° dedo	
			Defasagem (%)	i_{pa} (%)	Defasagem (%)	i_{pa} (%)
1	Laço de Zancolli	pré	3.8	-	3.9	-
		pós (6 meses)	9.3	52.4	14.4	94.6
		pós (1 ano)	12.2	80.0	18.9	135.1
2	Stiles Bunnell	pré	2.6	-	2.5	-
		pós (6 meses)	5.5	24.8	5.5	24.0
		pós (1 ano)	5.0	20.5	5.1	20.1

A coordenação articular do segundo paciente se mantém significativamente deslocada do padrão saudável mesmo após a cirurgia, havendo redução da correção entre 6 meses e um ano. O resultado é coerente com a avaliação clínica, onde constatou-se piora do quadro clínico tanto na execução de tarefas funcionais como na contratura em postura estática. De acordo com a equipe clínica, o paciente não teve regularidade no prosseguimento do tratamento fisioterápico neste intervalo. Os dados indicam o efeito da fisioterapia em restaurar a coordenação dos movimentos articulares, e a importância da manutenção do tratamento para manter os resultados obtidos pela cirurgia.

Ainda relacionando os resultados com a avaliação clínica, um dos critérios para elegibilidade à cirurgia é que o paciente apresente articulações flexíveis [20], ficando a eficácia da intervenção comprometida no caso contrário. O segundo paciente apresentava leve rigidez articular enquanto a primeira tinha articulações hipermóveis e flexíveis. A correção limitada do segundo paciente pode estar relacionada à rigidez das articulações afetadas, e confirma os resultados de trabalhos anteriores que contraindicam a cirurgia em casos de rigidez articular acentuada [20] [5].

O método proposto para caracterização da correção da defasagem pode embasar, futuramente, estudos estatísticos que busquem relacionar a variação de parâmetros cirúrgicos e técnicas terapêuticas com o resultado na coordenação articular. No entanto, para isso, é necessário primeiramente estudar mais profundamente a distribuição populacional da defasagem. Além disso, a medição em tarefas funcionais auxilia a interpretação dos resultados, permitindo inferir se o efeito observado de fato incorre num comprometimento das funções motoras do paciente. Por exemplo, a hipercorreção observada na movimentação da paciente operada pela técnica de Zancolli não necessariamente ocasiona um comprometimento da capacidade de preensão. Para que se chegue a esta conclusão, os resultados devem ser confrontados com observações clínicas da paciente realizando tarefas cotidianas. Futuramente, a metodologia proposta pode amparar o estabelecimento de faixas funcionais de de-

fasagem para tarefas específicas. Por fim, seria interessante realizar um teste de sensibilidade dos resultados a variações da escolha do *trigger* para seleção do início e final de movimentação das MCP.

Comparação da cinemática de pacientes com hanseníase e sujeitos saudáveis

Quadro Clínico

A Figura 3.37 mostra a comparação entre a postura estática de uma voluntária saudável e da paciente operada pela técnica de Zancolli antes e 1 ano após a cirurgia de transferência de tendão. A garra é atenuada após a cirurgia, com redução visível da hiperextensão das metacarpofalangeanas. A avaliação clínica mostrou melhora considerável na execução de tarefas funcionais, com redução do tempo de execução e melhora progressiva entre 6 meses e 1 ano. A medição de função cortical (TMS) não apresentou melhora significativa. Houve melhora da sensibilidade após a fisioterapia. Curiosamente, a paciente apresentou piora da força de preensão após a cirurgia. No entanto, o resultando não necessariamente indica um comprometimento advindo da cirurgia, uma vez que a paciente apresentava dificuldade em seguir as instruções do protocolo.

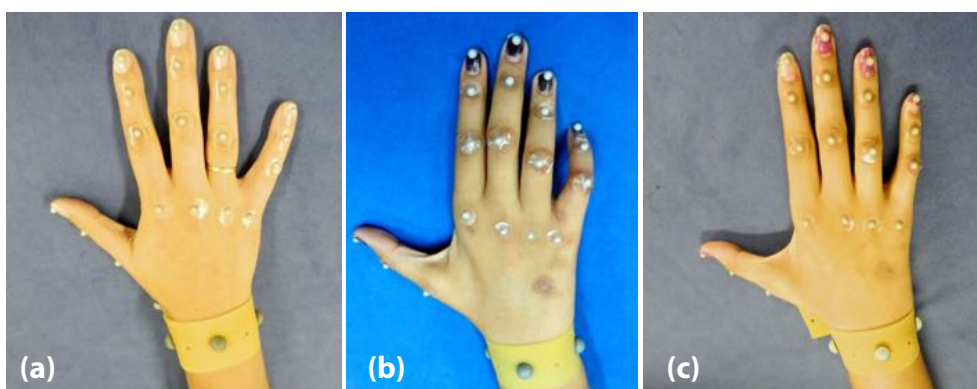


Figura 3.37: (a) Mulher saudável. (b) Paciente operada pela técnica de Zancolli antes da cirurgia. (c) Paciente operada pela técnica de Zancolli 1 ano após a cirurgia.

A Figura 3.38 mostra o paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell antes e 1 ano após a cirurgia. Não parece haver melhora considerável da contratura da MCP e da PIP. A avaliação clínica mostrou melhora dos tempos de execução de tarefas funcionais, embora a sensibilidade tenha piorado após a cirurgia, possivelmente devido a queimaduras sofridas na mesma época. A dinamometria indicou melhora significativa da força de preensão após a cirurgia. A medição de função cortical (TMS) apresentou leve melhora.

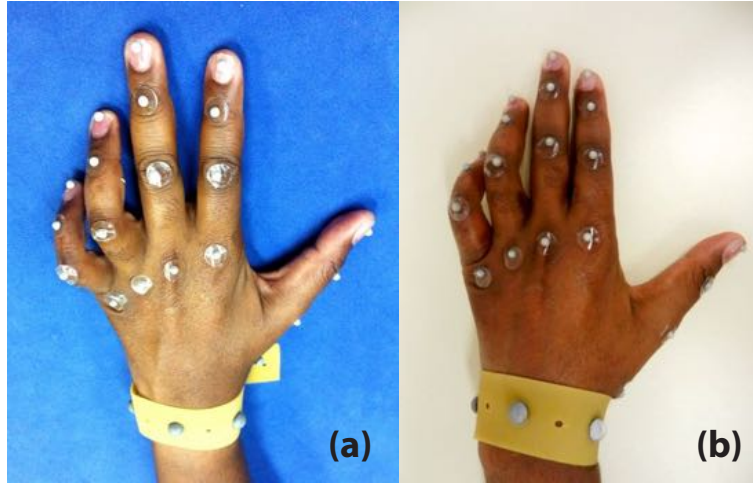


Figura 3.38: (a) Paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell antes da cirurgia. (b) Paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell 1 ano após a cirurgia.

Postura estática

Para estimativa do padrão saudável em postura estática, foram medidos os ângulos articulares de 15 voluntários. A distribuição dos ângulos articulares foi estudada e comparada com distribuições normal, exponencial, qui quadrado e uniforme. No entanto, as distribuições de maior compatibilidade variaram consideravelmente entre as articulações. Concluímos que a variação se deve à amostra limitada para este tipo de análise, optando por estimar intervalos de confiança por uma abordagem mais conservadora usando o teorema de Chebychev, que independe da distribuição original dos dados.

O teorema de Chebychev estabelece que se uma distribuição de probabilidades tem média μ e desvio padrão σ , a probabilidade de um valor X diferir de μ por ao menos $k\sigma$ é no máximo de $1/k^2$ [87], como mostra a equação 3.16.

$$P(|X - \mu| > k\sigma) \leq \frac{1}{k^2} \quad (3.16)$$

Sendo assim, para um intervalo de confiança de 95%, o valor k pode ser calculado por:

$$0.95 = 1 - \frac{1}{k^2} \quad (3.17)$$

E o intervalo de confiança para a média dos 15 sujeitos avaliados em postura estática fica:

$$ic_{95} = \mu_s \pm 4.47 \frac{\sigma_s}{\sqrt{n}} \quad (3.18)$$

sendo μ_s a média da amostra, σ_s o desvio padrão da amostra e n o número de dados.

A Tabela 3.7 mostra os ângulos articulares médios em postura estática de 15 sujeitos normais e dos pacientes com hanseníase antes e após a cirurgia. Para facilitar a leitura, ângulos articulares discutidos em maior detalhe no texto foram grifados.

Tabela 3.7: Ângulos de flexão em postura estática

Sigla	Sujeitos saudáveis (°) média/ ic_{95}	Paciente Zancolli (°)			Paciente Stiles (°)		
		pré	pós 6 meses	pós 1 ano	pré	pós 6 meses	pós 1 ano
MCP2	-0.74 (-9.22; 7.74)	-11.34	-10.17	-13.19	-3.46	-0.55	-3.53
MCP3	-0.79 (-8.33; 6.75)	-20.27	-14.45	-14.12	-6.43	-6.60	-2.60
MCP4	-2.14 (-11.83; 7.55)	-32.83	-19.03	-18.19	-29.65	-28.05	-24.71
MCP5	-2.19 (-17.24; 12.85)	-31.37	-17.33	-16.61	-29.35	-36.82	-33.31
PIP2	9.98 (5.42; 14.55)	26.61	22.40	30.44	1.67	4.46	5.33
PIP3	6.69 (2.55; 10.83)	43.20	20.78	20.76	9.43	4.83	4.79
PIP4	5.82 (1.14; 10.51)	69.21	35.69	34.46	56.91	50.55	52.24
PIP5	7.63 (3.29; 11.96)	70.66	30.43	35.21	68.77	61.84	61.03
DIP2	-4.83 (-10.45; 0.79)	-3.68	-12.28	-4.68	-7.86	-1.47	-0.31
DIP3	-4.24 (-7.10; -1.38)	-11.26	-5.02	-2.87	-3.35	-13.65	-14.46
DIP4	-5.88 (-14.63; 2.87)	25.81	24.38	18.12	2.31	2.46	2.33
DIP5	-4.80 (-9.83; 0.23)	1.07	2.30	4.95	17.42	20.74	20.36

Como esperado, MCP4 e MCP5 estão significativamente mais estendidas em pacientes, enquanto PIP4 e PIP5 estão significativamente mais flexionadas. Coerentemente com a avaliação clínica, os ângulos articulares do quarto e do quinto

dedos aproximaram-se do padrão saudável para a paciente operada pela técnica de Zancolli 6 meses após a cirurgia, com pouca variação entre 6 meses e 1 ano após a intervenção cirúrgica. Os ângulos articulares da MCP e da PIP do segundo e do terceiro dedos também ficaram significativamente deslocados do padrão saudável, indicando um possível comprometimento do nervo mediano.

Apesar da avaliação clínica positiva na geração de força e na função cortical, o paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell não apresentou melhora considerável da postura estática após a cirurgia combinada à fisioterapia. Em teoria, a técnica de Stiles Bunnell deveria resultar em momentos de flexão mais acentuados em torno de MCP, além do efeito de correção da hiperflexão de PIP devido à inserção das fita tendíneas no aparelho extensor. O resultado limitado da intervenção pode estar relacionado à rigidez articular apresentada pelo paciente, um critério de contra-indicação da cirurgia [5]. A descontinuidade da fisioterapia pode também ter contribuído para a correção limitada da garra.

Movimento de flexão/extensão

• Laço de Zancolli

As Figuras 3.39, 3.40, 3.41 e 3.42 mostram a cinemática da paciente operada pela técnica de Zancolli ao longo de movimento de flexão/extensão dos dedos, comparada à média e desvio padrão de 13 sujeitos saudáveis. Embora as curvas de MCP e PIP estejam consideravelmente deslocadas do padrão saudável antes da cirurgia, cabe ressaltar que a paciente necessitou de instrução verbal para voltar a abrir os dedos em todas as coletas pré-cirúrgicas. Os voluntários foram instruídos a abrir os dedos tão logo os encostassem na palma, o que não ocorreu com a paciente, achatando as curvas de movimento no momento de flexão máxima. Dessa forma, as curvas de MCP que possivelmente se aproximariam do padrão saudável mesmo antes da cirurgia acabam por ficar deslocadas. O mesmo efeito se reflete também nos ângulos médios de deslocamento com relação ao padrão saudável, mostrados na Tabela 3.8. Os deslocamentos médios da MCP4 e da MCP5 de 21.71° e 33.51° , respectivamente, indicam uma defasagem muito superior à que ocorreria caso o toque na palma fosse menos prolongado. O dado é interessante, na medida em que pode estar relacionado à sensibilidade reduzida da paciente antes da cirurgia. A hipótese é amparada pelo fato de que as curvas pós-operatórias não refletem o mesmo prolongamento, não tendo sido necessário instruir a paciente a abrir os dedos. A conclusão é também coerente com a avaliação clínica, que indicou melhora significativa da sensibilidade da paciente após 6 meses de fisioterapia.

As interfalangeanas proximais mostram hiperflexão acentuada no início do movimento e amplitude articular reduzida antes da cirurgia. Após a cirurgia, o padrão do movimento aproxima-se de sujeitos normais e a hiperflexão é corrigida. O desvio angular médio da PIP4 diminui de 42.17° antes da cirurgia a 10.94° 6 meses após. Antes da cirurgia, o desvio angular médio da PIP5 é de 38.58° , caindo a menos da metade 6 meses após a intervenção. Embora não haja variação aparente das curvas 6 meses e 1 ano após a cirurgia, os dados da defasagem, mostrados na seção 3.2.2, mostraram melhora da coordenação articular neste período. Possivelmente, as amplitudes articulares se estabilizam após certo intervalo de fisioterapia, embora o tratamento ainda tenha efeito sobre outras variáveis de movimento.

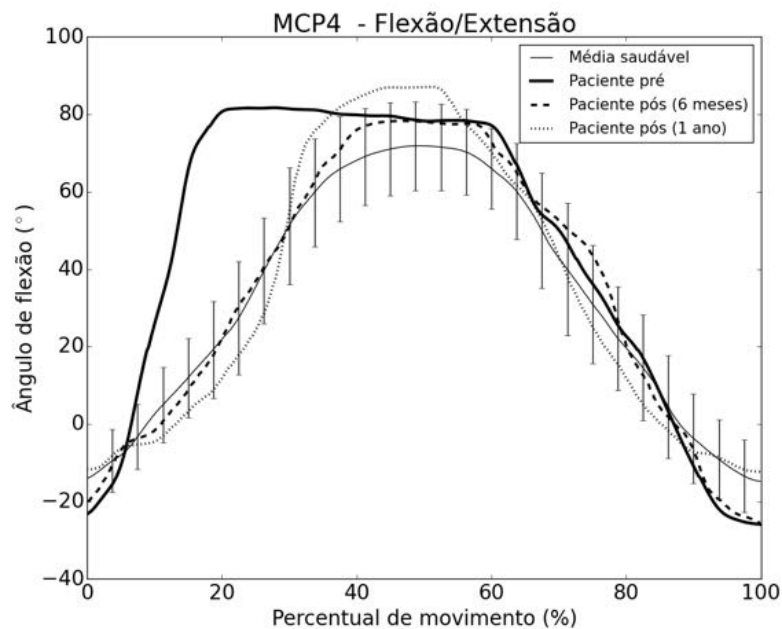


Figura 3.39: Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.

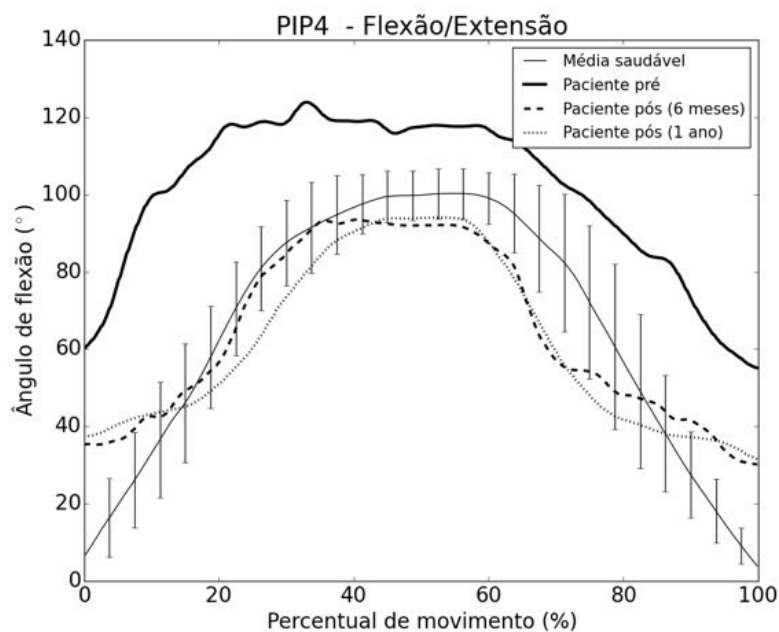


Figura 3.40: Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.

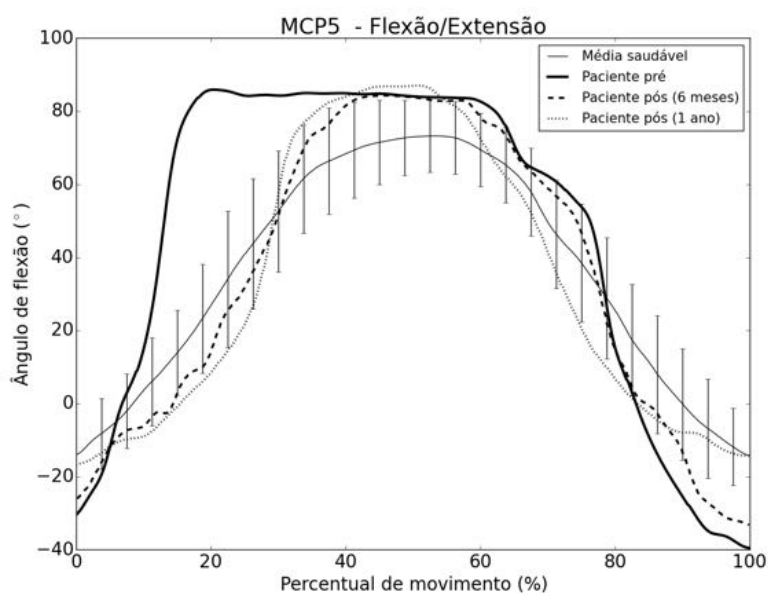


Figura 3.41: Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.

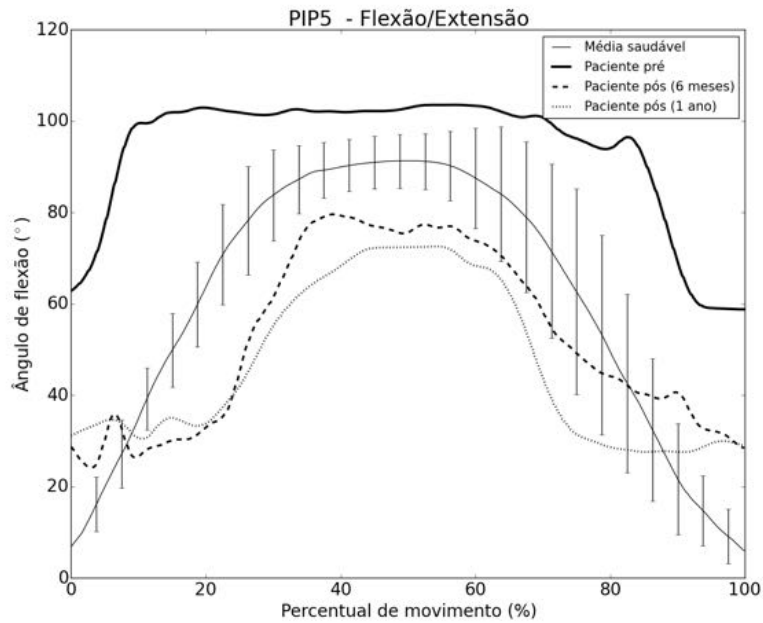


Figura 3.42: Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia do laço de Zancolli.

- **Stiles Bunnell**

As Figuras 3.43, 3.44, 3.45 e 3.46 mostram a cinemática do paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell ao longo de movimento de flexão/extensão dos dedos, comparada à média e desvio padrão de 13 sujeitos saudáveis. Os dados são coerentes com a avaliação clínica e as conclusões da avaliação da postura estática. Há pouca variação antes, 6 meses após e um ano após a cirurgia de transferência de tendão. Os resultados ressaltam a importância da avaliação da rigidez articular para elegibilidade à intervenção cirúrgica.

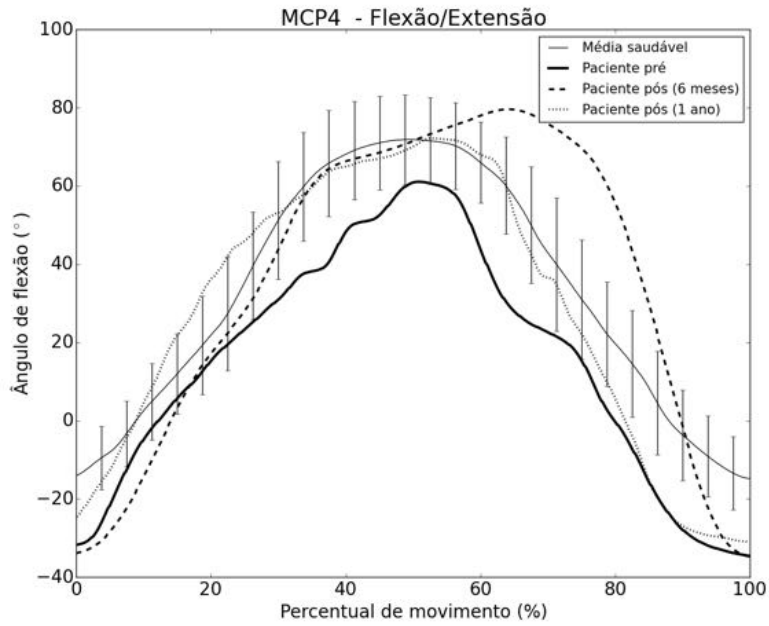


Figura 3.43: Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

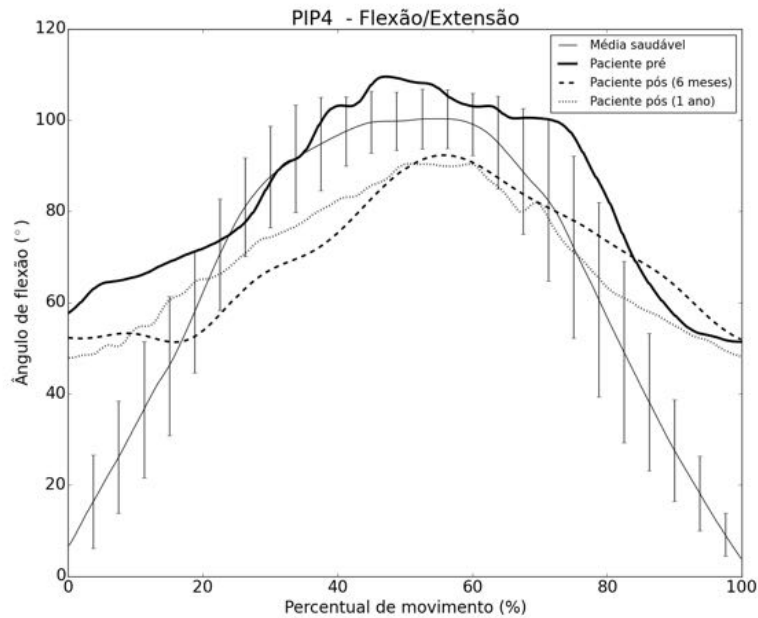


Figura 3.44: Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

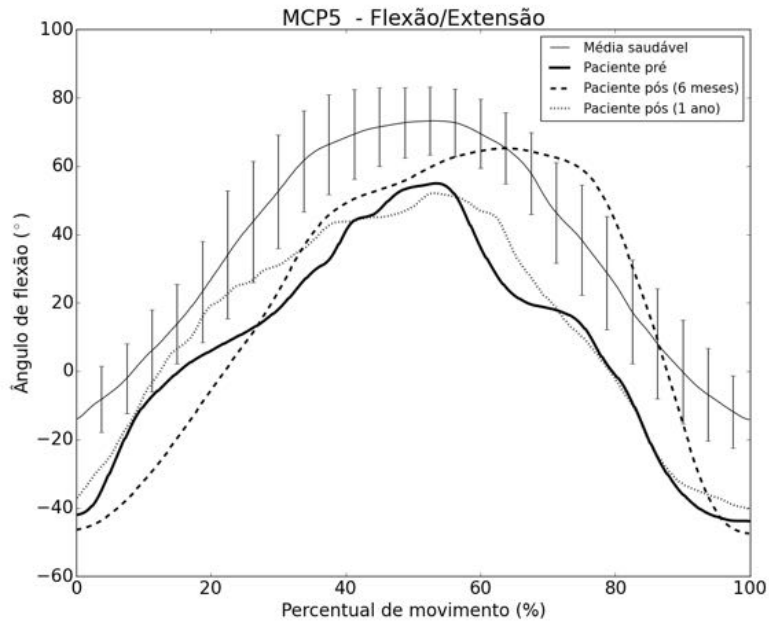


Figura 3.45: Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

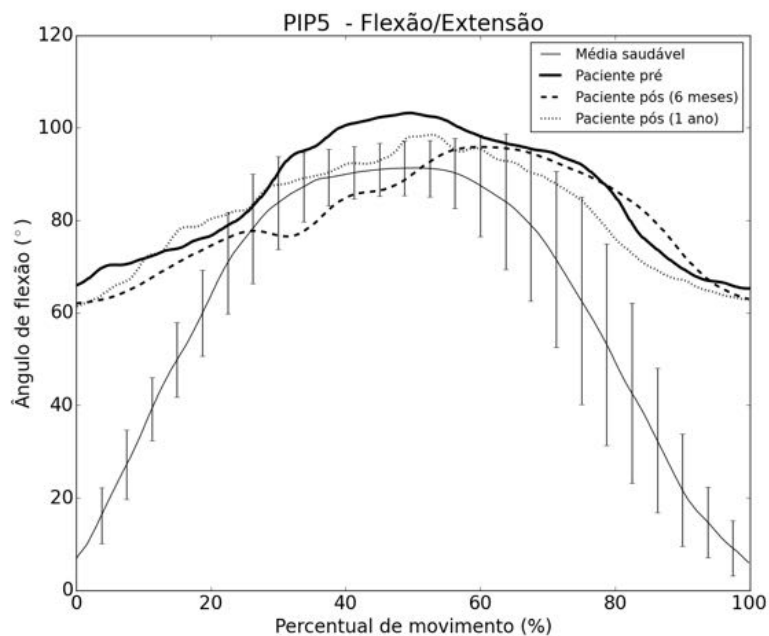


Figura 3.46: Comparação de ângulos de flexão de PIP5 ao longo do movimento de flexão/extensão de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

Movimento de pinça

• Laço de Zancolli

As Figuras 3.47, 3.48, 3.49 e 3.50 mostram a cinemática da paciente operada pela técnica de Zancolli ao longo de movimento de pinça, comparada à média e desvio padrão de 13 sujeitos saudáveis. O movimento de pinça, em comparação ao movimento de flexão e extensão dos dedos, exige maior participação de músculos intrínsecos afetados na garra ulnar, como os lumbricais, interósseos palmares e dorsais [16]. O recrutamento de diferentes músculos pode embasar o deslocamento com relação ao padrão saudável de MCP para este movimento, diferentemente das observações do movimento de flexão/extensão. Após a cirurgia, o movimento é próximo ao padrão saudável, indicando sua eficácia em simular a função dos músculos intrínsecos atuantes na flexão de MCP e cuja função é comprometida na garra ulnar. As interfalangeanas proximais apresentam contratura acentuada ao longo de todo o movimento, com amplitude articular reduzida na PIP4 em comparação com voluntários saudáveis. Ainda assim, a correção da garra é evidente nestas articulações, como pode ser observado pela variação do desvio angular médio entre a paciente e sujeitos saudáveis, reduzido a menos da metade após a cirurgia (Tabela 3.8).

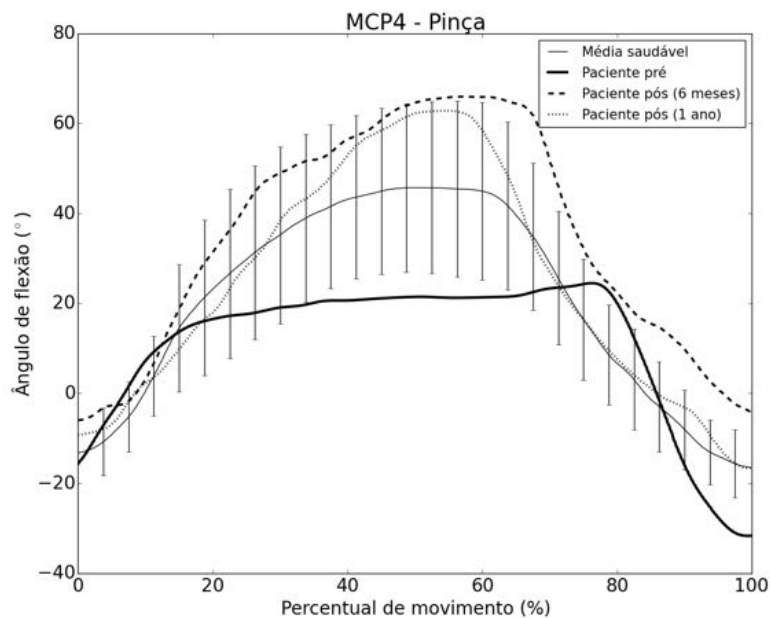


Figura 3.47: Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli.

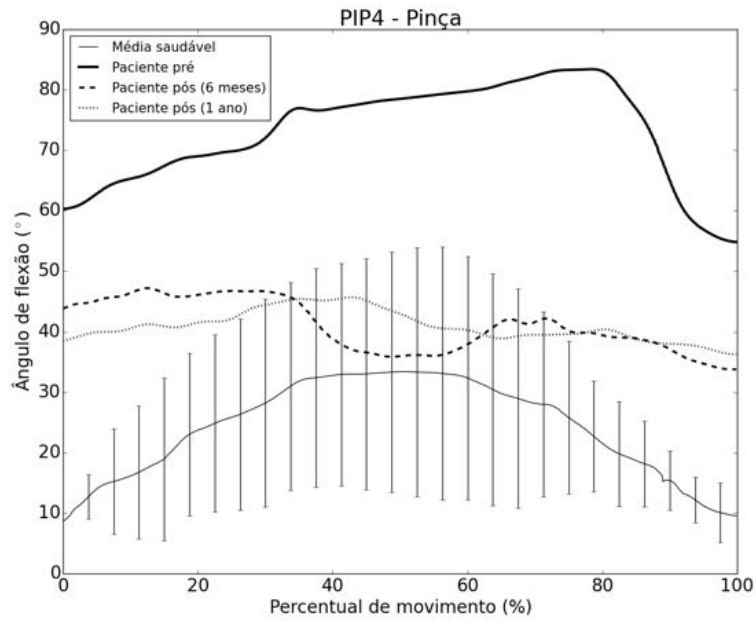


Figura 3.48: Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli.

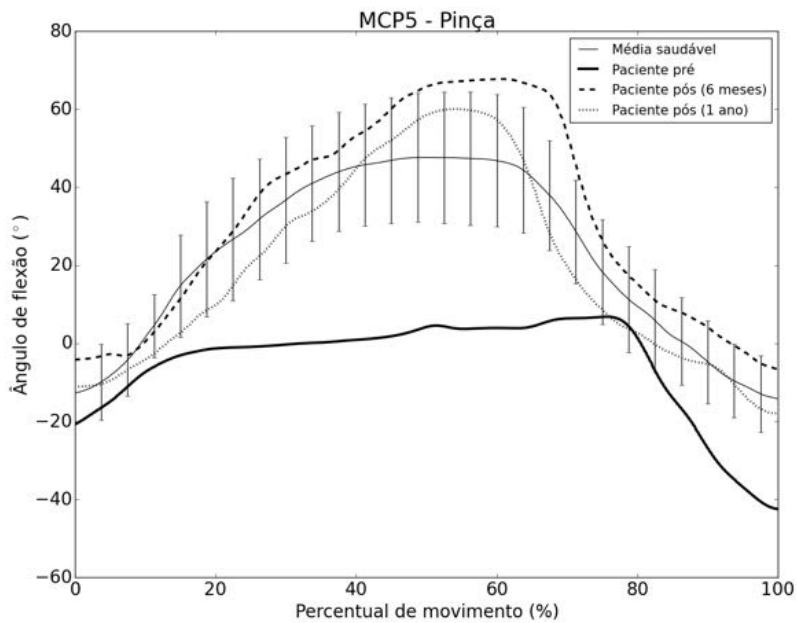


Figura 3.49: Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli.

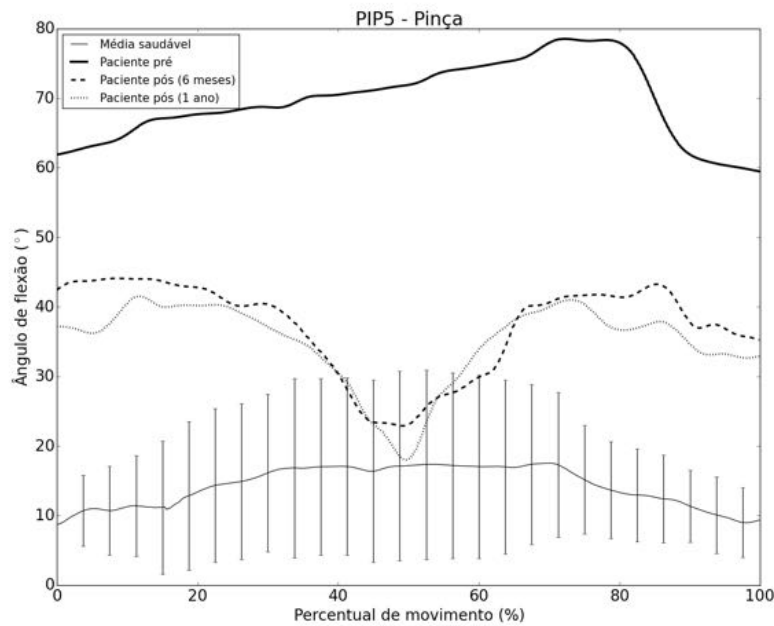


Figura 3.50: Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e uma paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica do laço de Zancolli.

- **Stiles Bunnell**

As Figuras 3.51, 3.52, 3.53 e 3.54 mostram a cinemática do paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell ao longo de movimento de pinça em torno de um lápis, comparada à média e desvio padrão de 13 sujeitos saudáveis. Assim como no caso da paciente operada pela técnica de Zancolli, a amplitude angular permanece reduzida para PIP4 com relação ao movimento saudável. É interessante notar a redução da contratatura das interfalangeanas proximais ao longo do movimento após a cirurgia de transferência. Embora a avaliação clínica e a medição da postura estática não mostrem melhora significativa, a evolução é considerável ao longo do movimento de pinça. O movimento de flexão/extensão não mostra melhora equivalente para as PIP. A diferença pode estar relacionada, como no caso da paciente operada pela técnica de Zancolli, ao recrutamento de diferentes músculos ao longo do movimento. O resultado indica a possibilidade de uso da metodologia para avaliar a evolução da função intrínseca após a cirurgia, e evidencia a limitação da avaliação considerando apenas a postura estática, como empregada em trabalhos anteriores [88] [89].

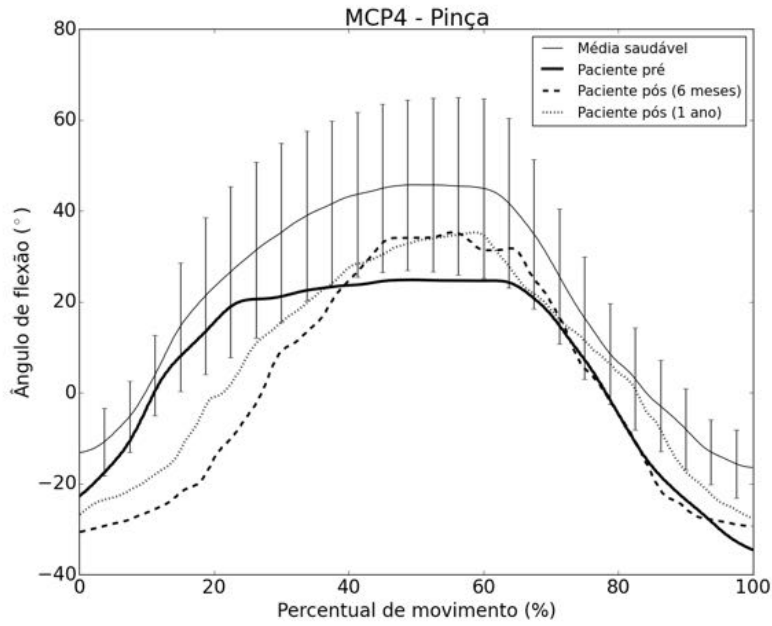


Figura 3.51: Comparação de ângulos de flexão da MCP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

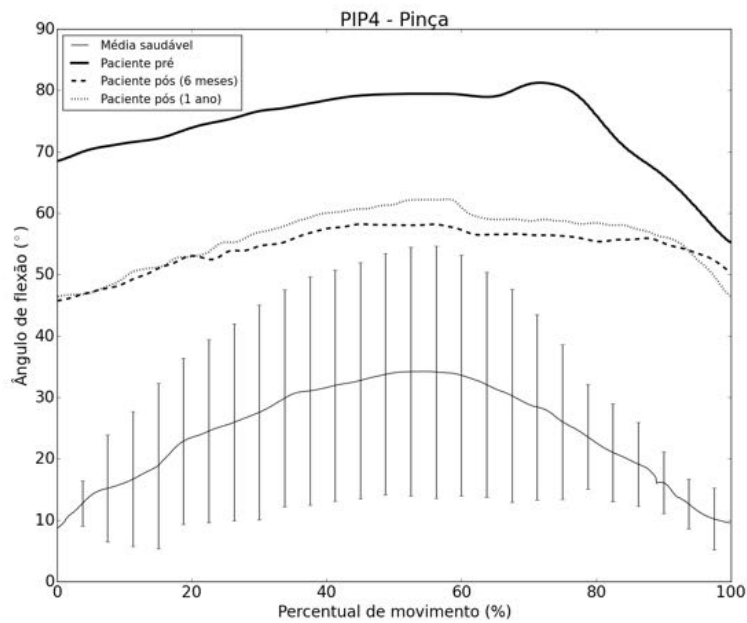


Figura 3.52: Comparação de ângulos de flexão da PIP4 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

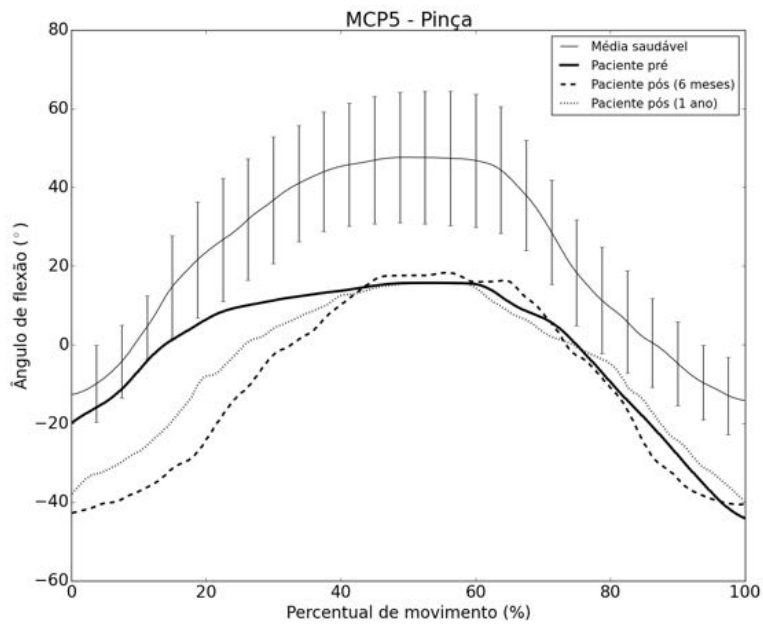


Figura 3.53: Comparação de ângulos de flexão da MCP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

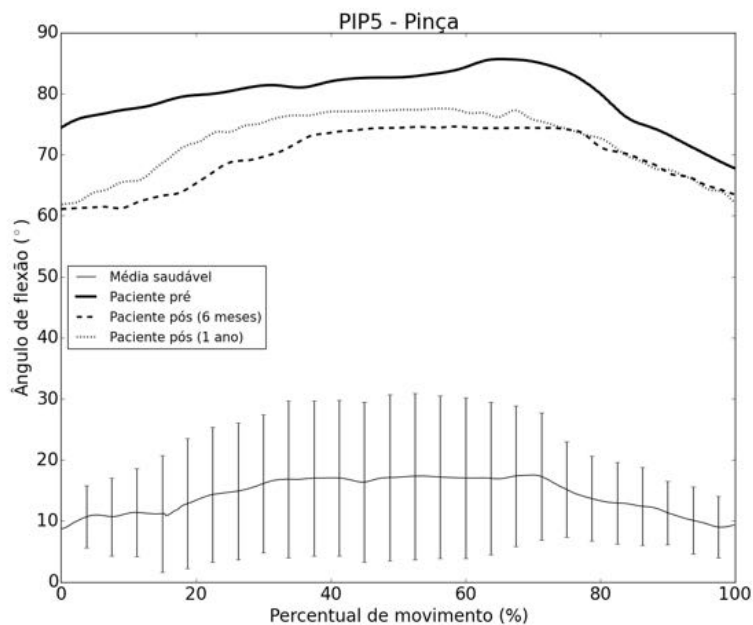


Figura 3.54: Comparação de ângulos de flexão da PIP5 ao longo do movimento de pinça de sujeitos saudáveis e um paciente com hanseníase antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia pela técnica de Stiles Bunnell.

Tabela 3.8: Desvio angular médio entre o movimento de pacientes com hanseníase e sujeitos saudáveis.

Paciente	Técnica cirúrgica	Movimento	Filmagem	Erro RMS (°)			
				4° Dedo		5° Dedo	
				MCP	PIP	MCP	PIP
1	Zancolli	Pinça	pré	15.34	48.86	30.80	55.46
			pós (6 meses)	15.53	19.02	12.06	24.38
			pós (1 ano)	7.71	17.76	8.05	21.80
		Flexão	pré	21.71	42.17	33.51	38.58
			pós (6 meses)	5.72	10.94	19.05	15.86
			pós (1 ano)	7.95	12.51	23.65	19.03
2	Stiles Bunnell	Pinça	pré	14.76	50.13	24.53	65.45
			pós (6 meses)	21.03	30.55	33.29	55.32
			pós (1 ano)	15.31	32.13	28.61	57.98
		Flexão	pré	21.62	26.33	19.60	30.57
			pós (6 meses)	16.28	22.63	23.79	29.30
			pós (1 ano)	12.73	18.30	15.24	27.78

Caracterização da forma dos dedos ao longo de movimento de pinça

Para caracterização da forma dos dedos, foram medidos os movimentos de pinça em torno de um lápis de 10 sujeitos saudáveis e 2 pacientes com hanseníase. A caracterização da forma é feita pela estimativa de uma parábola de ajuste entre os marcadores. O coeficiente a do termo do segundo grau está relacionado à curvatura dos dedos, sendo $a = 0$ a postura neutra. Coeficientes positivos descrevem dedos hiperestendidos enquanto coeficientes negativos descrevem dedos flexionados.

A tarefa funcional foi escolhida por representar uma dificuldade cotidiana para os pacientes, permitindo uma relação direta entre a curvatura e o sucesso do tratamento. Como a distribuição dos dados não é conhecida, o intervalo de confiança do movimento saudável foi calculado usando o teorema de Chebychev, de forma análoga à descrita para a postura estática na seção 3.2.2.

Laço de Zancolli

As Figuras 3.55, 3.56, 3.57 e 3.58 mostram a curvatura dos dedos ao longo do

movimento de pinça antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia de transferência de tendão da paciente operada pela técnica do laço de Zancolli. Não há desvio significativo entre a forma do segundo e terceiro dedos da paciente e de sujeitos saudáveis. É interessante notar, no entanto, a curvatura acentuada dos dedos da paciente no início do movimento, mesmo com a instrução de iniciar a sequência com dedos em extensão máxima. A diferença pode estar relacionada à certo grau de comprometimento do nervo mediano. Além disso, há pouca variação da curvatura ao longo do movimento. A paciente foi instruída a tentar encostar as pontas dos dedos no lápis, o que requer a flexão dos dedos no momento de tocar o lápis devido a seus diferentes comprimentos. A baixa variação da curvatura pode estar relacionada ao comprometimento da sua musculatura intrínseca.

A curvatura do quarto e do quinto dedos é significativamente deslocada do padrão saudável antes da cirurgia. Após a cirurgia, a curvatura de ambos os dedos se aproxima do padrão saudável, ainda que com amplitude reduzida. A inversão da curva no momento de toque do lápis, entre 40 e 60% do movimento, pode estar relacionada à limitada sensibilidade da paciente, que foi instruída a abrir os dedos tão logo tocasse o lápis.

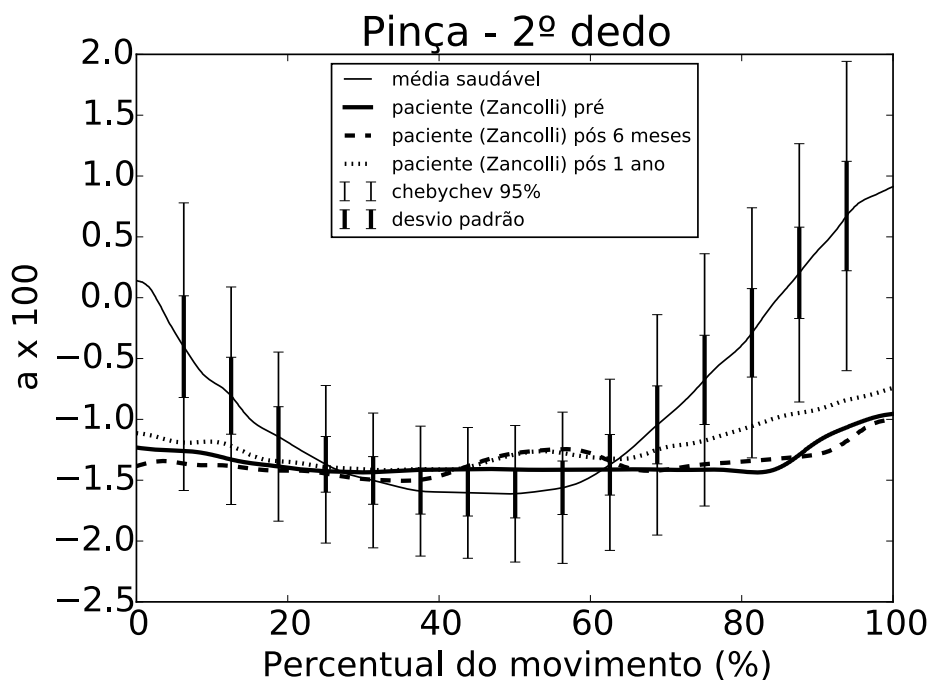


Figura 3.55: Abertura do segundo dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.

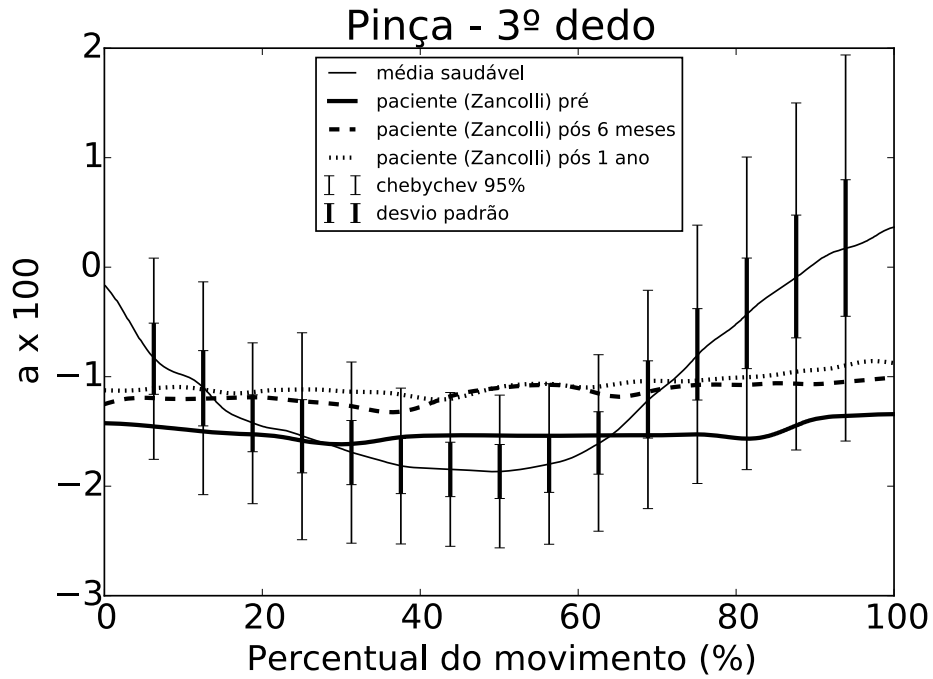


Figura 3.56: Abertura do terceiro dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.

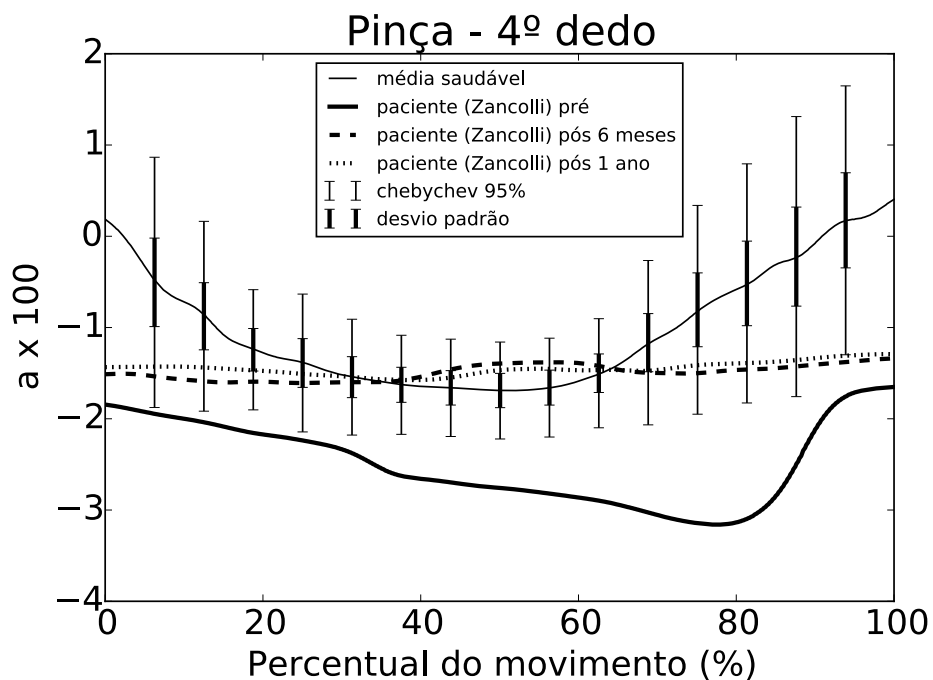


Figura 3.57: Abertura do quarto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.

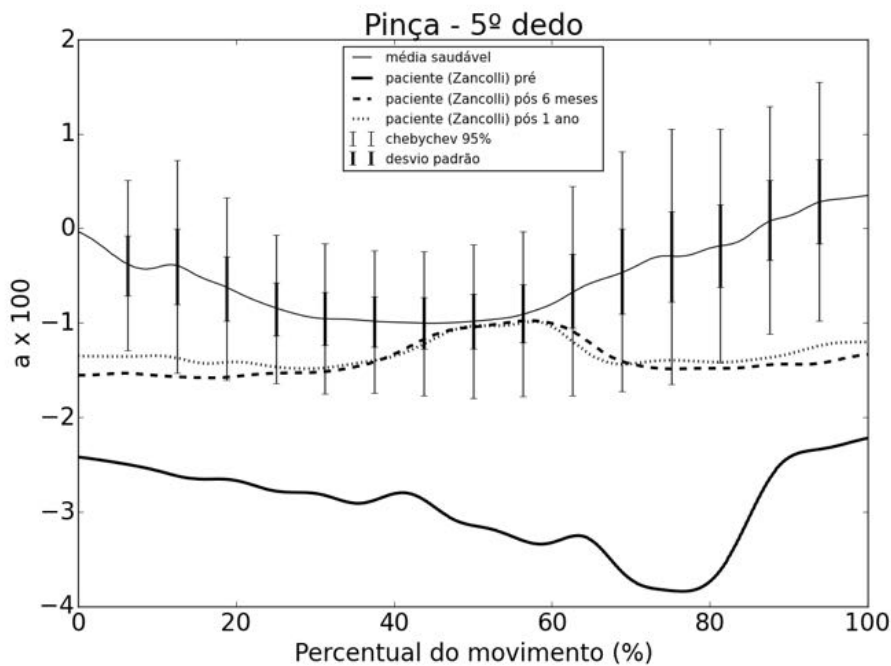


Figura 3.58: Abertura do quinto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Zancolli.

Stiles Bunnell

As Figuras 3.59, 3.60, 3.61 e 3.62 mostram a curvatura dos dedos do paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell comparada a de sujeitos saudáveis antes e após a cirurgia de transferência de tendão. O segundo e o terceiro dedos estão dentro do intervalo saudável, inclusive com certa amplitude de variação da curvatura, o que pode estar relacionado à preservação da função de sua musculatura intrínseca nestes dedos.

O quarto e o quinto dedos estão significativamente deslocados do padrão saudável antes da cirurgia. Após a cirurgia, o quarto dedo se aproxima do padrão saudável, embora ainda com amplitude de variação limitada e curvatura acentuada ao longo de todo o movimento. O quinto dedo se manteve significativamente deslocado do padrão saudável mesmo após a cirurgia.

Ambos os pacientes apresentaram um padrão de curvatura similar para o quarto e o quinto dedos antes da cirurgia, com ponto de máxima curvatura atrasado com relação ao momento de toque do lápis, que foi entre 40 e 60% do movimento nos dois casos. As filmagens mostraram que o toque do lápis foi prolongado e feito apenas com o indicador e o médio. O anular e o mínimo continuaram e se flexionaram mesmo após o toque com os dois primeiros dedos. Os resultados podem estar relacionados ao comprometimento da sensibilidade também no segundo e no terceiro dedos.

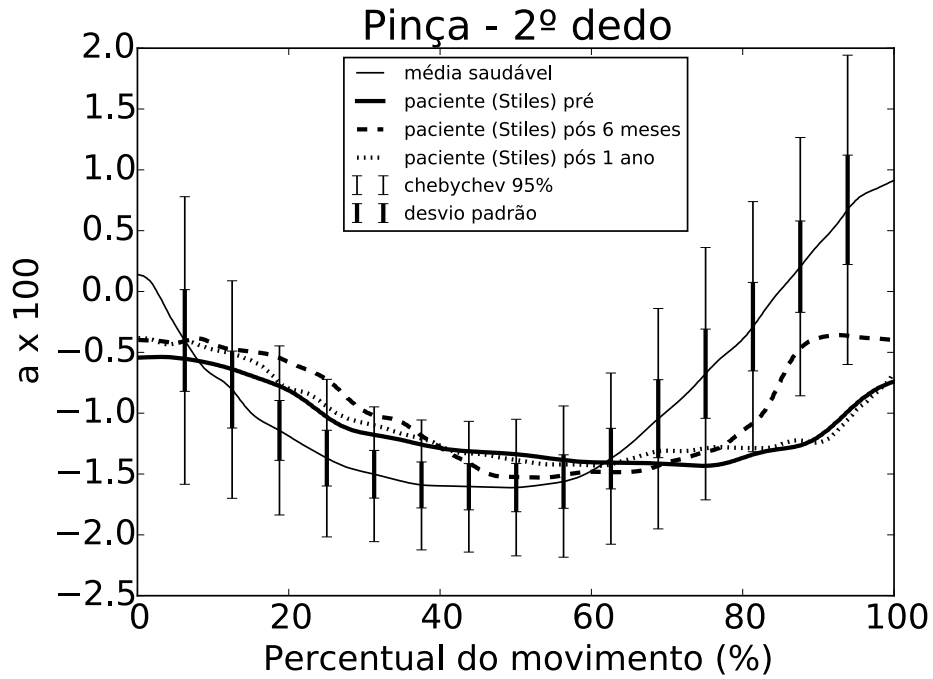


Figura 3.59: Curvatura do segundo dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.

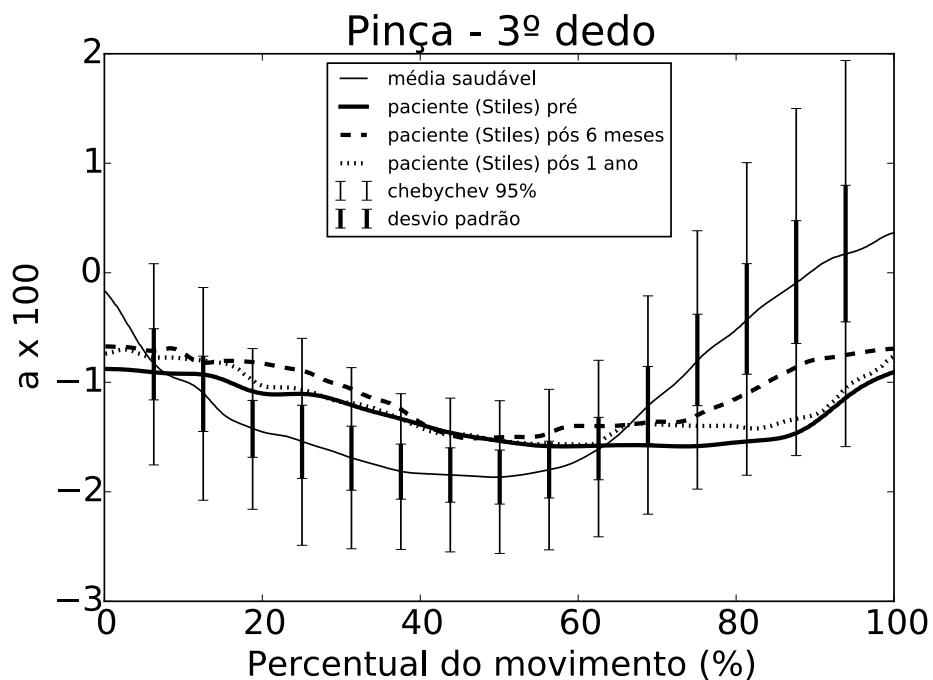


Figura 3.60: Curvatura do terceiro dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.

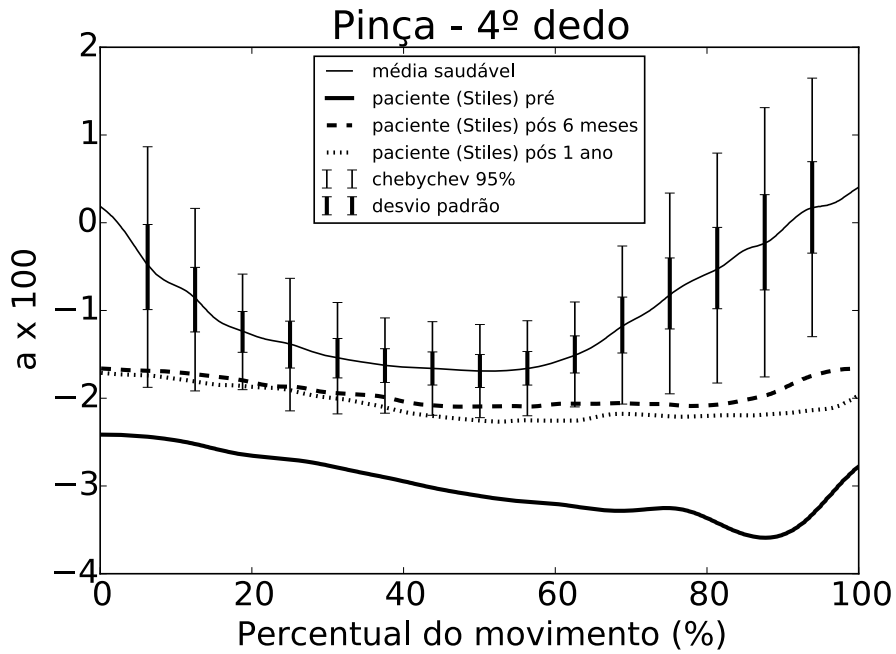


Figura 3.61: Curvatura do quarto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.

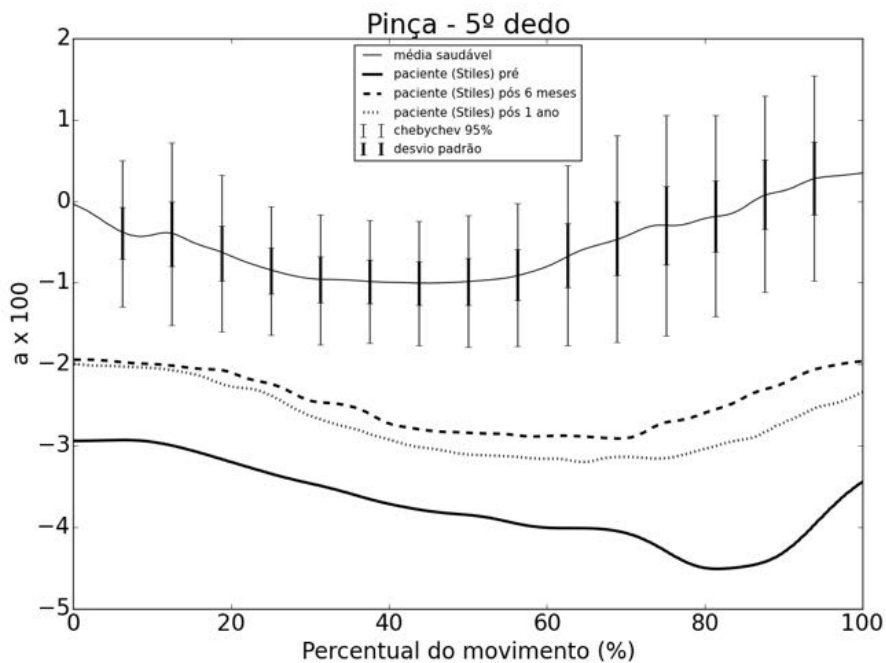


Figura 3.62: Curvatura do quinto dedo antes e após transferência de tendão para paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell.

Capítulo 4

Simulação da Cirurgia de Transferência de Tendão

A seção 2.3.2 mostrou modelos de membros superiores desenvolvidos com o OpenSim, além de detalhar trabalhos que fizeram uso do software para simular a biomecânica resultante da cirurgia de transferência de tendão. Em ambos os trabalhos investigando a transferência de tendão em membros superiores, o objetivo era simular a transferência para o extensor radial do carpo como forma de aumentar a capacidade de flexão do punho em pacientes com lesões cervicais.

Este trabalho foi direcionado por algumas das questões exploradas em trabalhos anteriores para desenvolver dois modelos de simulação da transferência de tendão em pacientes com hanseníase e garra ulnar. Foram reproduzidas as técnicas do laço de Zancolli e de Stiles-Bunnell-Brand. A seção 4.1 detalha os métodos e questões exploradas. A seção 4.2 mostra os resultados obtidos em cada modalidade cirúrgica. Por fim, são discutidas limitações da modelagem e propostos trabalhos subsequentes no capítulo 5.

4.1 Metodologia

O software OpenSim [26] foi usado para o desenvolvimento dos modelos computacionais de simulação da cirurgia de transferência de tendão em pacientes com hanseníase. O OpenSim é um software de código aberto utilizado em trabalhos anteriores para o estudo de transferências tendíneas em membros superiores [43] [30]. Atualmente, o repositório do OpenSim disponibiliza três modelos de membros superiores [13] [29] [14], incluindo elementos anatômicos, modelos de contração muscular e cinemática das articulações.

LEE *et al.* (2015) foi selecionado como modelo de base por ser o único a incluir a musculatura intrínseca da mão. Além disso, por ser um modelo mais recente,

a implementação adotada do modelo de contração do tipo Hill é mais robusta a singularidades, como ângulo de penação $\alpha = 90^\circ$ e trechos não inversíveis da curva f_v , como mostrado na seção 2.3.1. Por fim, o modelo representa uma evolução de modelos anteriores, pois as origens e inserções das unidades musculotendíneas foram estimadas a partir de otimização visando à aproximação entre os braços de momento medidos experimentalmente e dos simulados pelo modelo do OpenSim. Em trabalhos anteriores [13] [29], o modelo seguia a antropometria do sujeito médio (representando as características médias populacionais), mas as origens e inserções eram estimadas a partir de cadáveres.

A Figura 4.1(a) mostra o modelo desenvolvido por LEE *et al.* (2015). O modelo inclui músculos do braço e ombro que não são afetados na patologia estudada neste trabalho. Sendo assim, o modelo foi ajustado, sendo mantidos apenas os elementos situados distalmente ao úmero, como mostra a Figura 4.1(b). Todos os modelos biomecânicos desenvolvidos neste trabalho estão disponíveis em: <http://jabreu.vialink.com.br/mestrado>

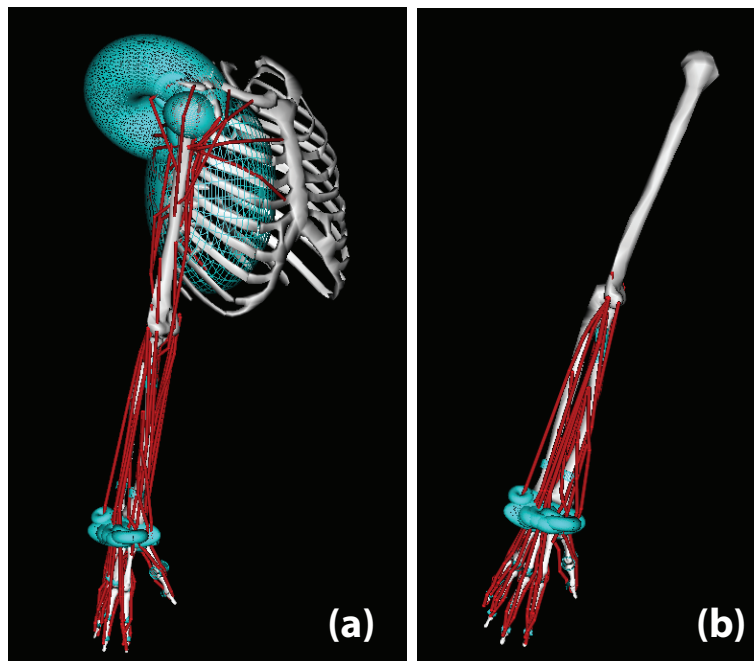


Figura 4.1: (a) Modelo desenvolvido por LEE *et al.* (2015). (b) Modelo adaptado incluindo elementos distais ao úmero.

A Tabela B.1 no Apêndice B detalha os 38 músculos incluídos no modelo ajustado. Vinte e quatro GdL descrevem a movimentação da mão e antebraço, sendo eles: pronação/supinação do cotovelo, flexão/extensão do cotovelo, flexão/extensão e adução/abdução do punho, flexão/extensão e adução/abdução de MCP2-5,

flexão/extensão de PIP2-5 e DIP2-5, flexão/extensão da interfalangeana e MCP do polegar e flexão/extensão e adução/abdução da carpometacarpiana do polegar.

A contração muscular foi simulada por modelo do tipo Hill usando a implementação proposta por THELEN *et al.* (2003). Parâmetros musculares como PCSA, comprimento ótimo da fibra, comprimento do tendão relaxado e ângulo de penetração foram obtidos da literatura [90] [39] [91] e são mostrados na Tabela B.1 do Apêndice B. A força isométrica máxima foi calculada como produto da PCSA por tensões musculares máximas disponíveis na literatura [92].

4.1.1 Simulação da intervenção cirúrgica em sujeito médio

Para quantificar o impacto de alterações na escolha de parâmetros cirúrgicos, o modelo do sujeito médio foi ajustado para refletir o quadro patológico apresentado por pacientes com hanseníase e garra ulnar. Para aferir a função neural dos pacientes, foi feito um exame de eletroneuromiografia por médico especialista 30 dias antes da cirurgia. O exame mediu características de condução dos nervos mediano e ulnar, incluindo velocidade de condução motora (VCM), potencial de ação muscular composto (PAMC) e latência. A Tabela 4.1 mostra os resultados da eletroneuromiografia. O membro afetado do paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell era o esquerdo e da paciente operada pela técnica de Zancolli o direito. Em ambos os pacientes, não há qualquer atividade neural detectável no ulnar no membro afetado. Sem ativação, o músculo exerce apenas a força passiva, mais expressiva com as fibras estendidas. A Figura 4.2 mostra a comparação da força ativa máxima ($a=1$) com a força passiva dos músculos flexores do quarto dedo inervados pelo ulnar em função dos ângulos de flexão das articulações avaliadas no trabalho. A força passiva é pouco expressiva se comparada à força ativa em todas as articulações. Com o punho em extensão máxima, a força passiva aumenta, no entanto, as análises deste trabalho serão feitas, principalmente, com as articulações em postura neutra. Com base nesta constatação, os seguintes músculos de inervação ulnar foram desabilitados do modelo de simulação do quadro patológico dos pacientes:

- Terceiro e quarto lumbricais (LB)
- Interósseos palmares (IP) e dorsais (ID)
- Flexor profundo (FPD) do quarto e quinto dedos

Tabela 4.1: Eletroneuromiografia dos pacientes - pré-operatório

Paciente / nervo		Potenciais motores					
		Latência (ms)		PAMC (μv)		VCM (m/s)	
		MSD	MSE	MSD	MSE	MSD	MSE
Stiles Bunnell	Ulnar	N (3.0)	A	N (4.6)	A	N (59.0)	A
	Mediano	N (2.8)	N (2.8)	N (6.7)	N (13.3)	N (49.0)	N (55.0)
Zancolli	Ulnar	A	N (2.5)	A	N (10.8)	A	P (58.8)
	Mediano	N (3.2)	N (2.4)	P (15.8)	P (18.8)	N (55.6)	N (53.3)

Legenda: PAMC=potencial de ação motor composto; PAMC=potencial de ação motor composto; VCM=velocidade de condução motora; MSD=membro superior direito; MSE=membro superior esquerdo; A: ausente; R=reduzido; N=normal; P=prolongado.

Valores de referência: Latência no mediano ≤ 4.2 ; no ulnar $\leq 3,4$; PAMC no mediano $\geq 3,5$; no ulnar $\geq 2,7$; VCM no mediano/ulnar ≥ 48 .

Para simular o impacto da variação de parâmetros cirúrgicos, foram feitos dois modelos reproduzindo as trajetórias tendíneas resultantes da transferência de tendão:

- **Stiles Bunnell:**

Nesta técnica, o tendão do flexor superficial do terceiro dedo é dividido em quatro fitas tendíneas, inseridas na banda sagital do aparelho extensor na altura da primeira falange do segundo ao quinto dedos. As fitas são inseridas no lado radial do terceiro ao quinto dedos e no lado ulnar no segundo dedo. Os tendões seguem trajetória semelhante a dos lumbricais.

Atualmente, os modelos de contração muscular disponíveis no OS não possibilitam a criação de uma unidade muscular com múltiplos pontos de inserção. Sendo assim, O flexor superficial do terceiro dedo foi substituído por quatro músculos com força isométrica máxima 22.75 N, que é um quarto da força isométrica total de FDS3 no sujeito médio do OS. A inserção foi adotada, numa primeira abordagem, em localização aproximando a parte mais dorsal

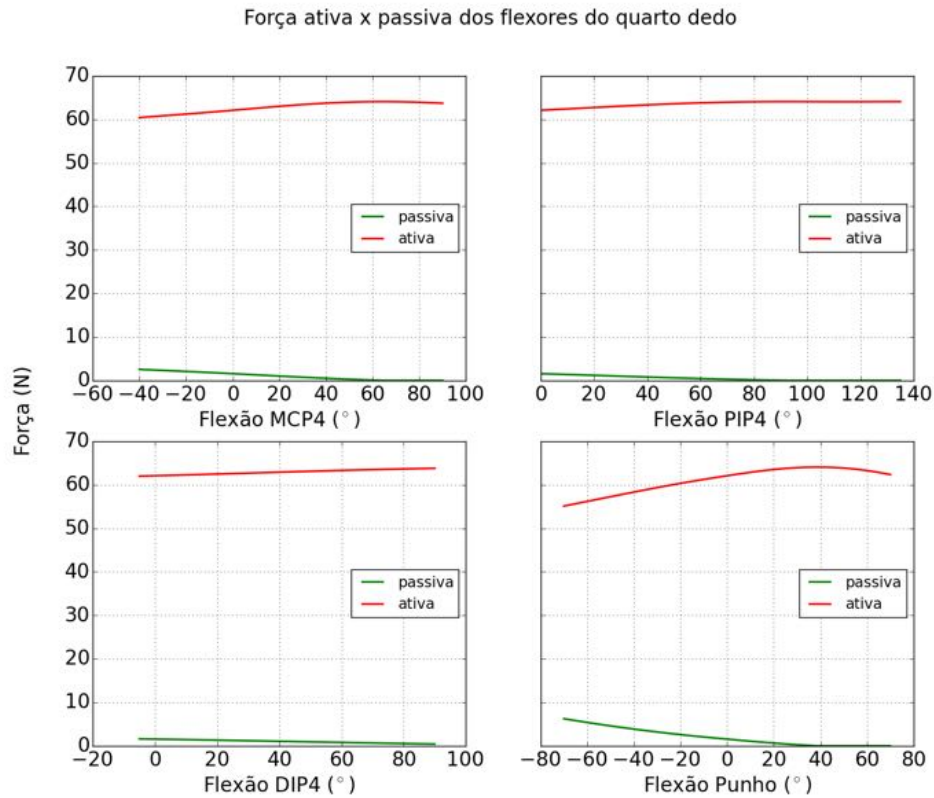


Figura 4.2: Força ativa x passiva dos flexores do quarto dedo inervados pelo ulnar em função do ângulo de flexão de MCP4, PIP4, DIP4 e punho.

da banda sagital, na metade do comprimento da falange proximal. A Figura 4.3 mostra o resultado.

O comprimento do tendão relaxado após a cirurgia é um parâmetro complexo de ser aferido. Neste trabalho, foi adotada uma abordagem empírica que leva em conta a execução da cirurgia. Os manuais cirúrgicos indicam que o tendão deve ser suturado com o punho em 20° de flexão e as MCP em, no mínimo, 70° de flexão com PIP e DIP estendidas. A sutura deve ser feita com o tendão em tensão máxima, que é uma medida subjetiva [25]. Idealmente, a tensão seria medida no momento da sutura para o ajuste do modelo. Como abordagem inicial, estipulamos a força com base em deformações máximas fisiológicas para o tendão, sugerindo que trabalhos futuros se atenham à medição da tensão de sutura do tendão.

A tensão de ruptura do tendão ocorre com deformação em torno de 8% [93]. Deformações acima de 4.0% podem causar microrrupturas [36]. Considerando que o tendão é suturado com punho e MCP flexionados, deve ainda haver uma margem de deformação para que não ocorram danos ao tendão com os dedos estendidos. Sendo assim, foi considerada uma deformação do tendão de 3.5%

no momento da sutura.

A força normalizada do tendão com deformação de 3.5% obtida pela implementação Thelen2003 [35] usada para modelagem dos músculos no OS é de 0.8. Considerando ativação nula, isso equivale a um alongamento do músculo de 59% do comprimento ótimo, obtido pela relação fl passiva do modelo muscular Thelen2003 [35] com força normalizada de 0.8. O comprimento relaxado do tendão pode então ser estimado por:

$$1.590 \cdot L_0^M + 1.035 \cdot L_s^T = L^{MT} \quad (4.1)$$

Para cálculo do L^{MT} , o modelo foi posicionado em postura de sutura, com punho flexionado em 20° e MCP em 70° como mostra a Figura 4.4. O OpenSim estima L^{MT} em função dos pontos de origem e inserção e da trajetória da unidade musculotendínea. A Tabela 4.2 mostra os comprimentos obtidos para a unidade musculotendínea associada à cada fita e os comprimentos do tendão relaxados calculados a partir da relação 4.1.

Para simular o efeito de uma tensão de sutura maior ou menor, foram criados dois modelos alternativos:

- Sutura média: modelo com L_s^T originalmente calculado
- Sutura relaxada: modelo com L_s^T aumentado em 1 cm.
- Sutura tensa: modelo com L_s^T reduzido em 1 cm.

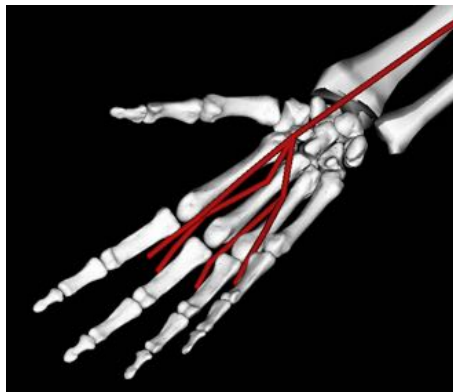


Figura 4.3: Fitas tendíneas reproduzindo a trajetória dos lumbricais.

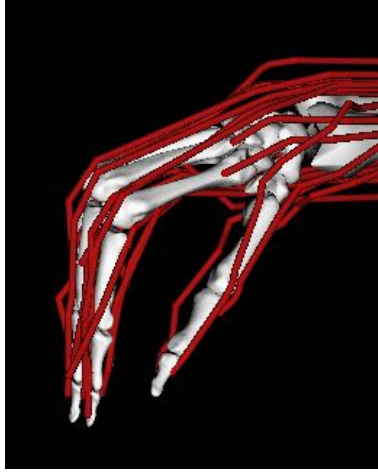


Figura 4.4: Posição no software de simulação no momento da sutura.

Tabela 4.2: L^{MT} das fitas em posição de sutura e L_S^T calculado

Sigla	L^{MT} (m)	L_S^T (m)
FDS_ST2	0.3363	0.2099
FDS_ST3	0.3365	0.2100
FDS_ST4	0.3365	0.2100
FDS_ST5	0.3267	0.2001

- **Laço de Zancolli:**

Assim como na técnica de Stiles Bunnell, o flexor superficial do terceiro dedo é dividido em quatro fitas tendíneas. A inserção é feita nas polias A1, palmares às MCP. As fitas tendíneas passam dorsalmente às polias, e são tensionadas em direção proximal, formando um laço, conforme detalhado na seção 2.2.5. As polias têm tecidos conectivos que se estendem desde a cabeça distal do metacarpo até a base das falanges proximais. Quando as polias são tensionadas, é gerado um torque de flexão nas MCP.

O modelo de inserção tendínea no OS é pontual. As ferramentas de simulação disponíveis não permitem retratar mecanismos de inserção complexos como as polias A1. Para reproduzir a ação flexora das MCP, as inserções das fitas tendíneas foram feitas neste modelo na base das falanges proximais. Uma sugestão para trabalhos futuros seria medir os torques de flexão das fitas tendíneas em torno das MCP para que o ponto de inserção seja escolhido de forma a aproximar os torques experimentalmente medidos. A trajetória tendínea buscou aproximar a trajetória dos FDS.

A Figura 4.5 mostra as fitas tendíneas transferidas pela técnica de Zancolli. A força isométrica máxima de cada unidade musculotendínea é de 22.75 N, que corresponde a um quarto da força isométrica máxima de FDS3 no sujeito médio do OS. Assim como feito para a técnica de Stiles Bunnell, usamos uma abordagem empírica para a estimativa dos L_S^T , levando em conta a execução da cirurgia. O manual da cirurgia indica que a sutura deve ser feita com punho em postura neutra, e dedos em extensão passiva máxima. Consideramos extensão de 30° das MCP. No momento da sutura, o cirurgião deve aplicar tensão máxima às fitas tendíneas [25]. De maneira semelhante à adotada para a técnica de Stiles Bunnell, consideramos deformação de 3.5% do tendão no momento da sutura.

Para cálculo dos comprimentos musculotendíneos, o modelo foi posicionado em postura de sutura, como mostra a Figura 4.6. A Tabela 4.3 mostra os comprimentos musculotendíneos obtidos no modelo e os comprimentos do tendão relaxado calculados.

Para simular o efeito de maior ou menor tensão de sutura, foram criados dois modelos alternativos:

- Sutura média: modelo com L_S^T originalmente calculado
- Sutura relaxada: modelo com L_S^T aumentado em 1 cm.
- Sutura tensa: modelo com L_S^T reduzido em 1 cm.

A variação do ponto de inserção do tendão não foi simulada, uma vez que a própria técnica cirúrgica, com a fita tendínea formando um laço em torno da polia A1, restringe o posicionamento.

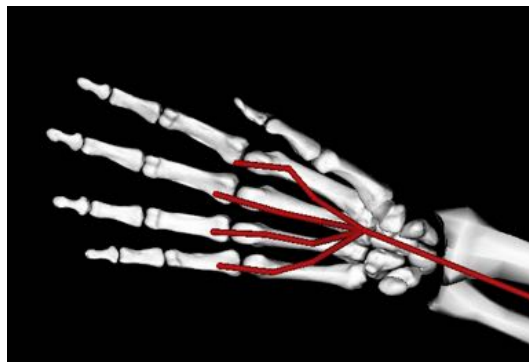


Figura 4.5: Fitas tendíneas reproduzindo as trajetórias dos FDS.



Figura 4.6: Posição no software de simulação no momento da sutura.

Tabela 4.3: L^{MT} das fitas em posição de sutura e L_S^T calculado em técnica de Zancolli

Sigla	L^{MT} (m)	L_S^T (m)
FDS_ZC2	0.3341	0.2077
FDS_ZC3	0.3363	0.2098
FDS_ZC4	0.3339	0.2075
FDS_ZC5	0.3339	0.2075

4.2 Resultados e Discussão

4.2.1 Stiles Bunnell

A hiperextensão das MCP é uma característica marcante da garra ulnar. Para estudar o efeito da cirurgia na correção da hiperextensão das MCP, o modelo foi posicionado em postura neutra e foram comparados os torques dos flexores nas MCP4-5 do modelo saudável, com garra ulnar e após a cirurgia, considerando ativação máxima. A Tabela 4.4 mostra o resultado.

O torque manteve-se consideravelmente deslocado do valor saudável mesmo na configuração de maior tensão. É possível que o valor de base estipulado para a deformação do tendão ainda esteja distante do obtido no momento da sutura. Medições da tensão aplicada na sutura seriam de grande valor para o ajuste do modelo. Além disso, seria interessante estudar a faixa de deformação em que microrupturas começam a ocorrer nas fitas tendíneas.

Os resultados ressaltam a importância do tensionamento adequado para sucesso da intervenção cirúrgica. Particularmente determinante para esta conclusão é a diferença acentuada entre os torques de flexão obtidos no modelo médio e no modelo

tenso, com L_S^T variando em apenas 1 cm. A instrução do manual cirúrgico de aplicação de tensão máxima com os dedos flexionados, certamente, visa a aproximar os torques de flexão obtidos de valores saudáveis. No entanto, nenhuma ressalva é feita quanto à faixa saudável de operação do tendão. Com os dedos estendidos em 30° , a elongação aproxima-se do limiar de ocorrência de microrupturas.

Tabela 4.4: Torque máximo de flexão (máxima ativação) da MCP4-5 em postura neutra para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell

Modelo	MCP4 (N.m)	MCP5 (N.m)
saudável	0.82	0.67
pré	0.39	0.11
relaxado	0.42	0.18
médio	0.44	0.22
tenso	0.50	0.46

A cirurgia pela técnica de Stiles-Bunnell é considerada bastante fisiológica [5], já que as fitas tendíneas aproximam a trajetória e função dos lumbricais. No entanto, diferentemente dos lumbricais, a unidade musculotendínea que comanda as fitas se estende até o epicôndilo lateral do úmero. Isso faz com que graus de liberdade como a flexão do punho e do cotovelo, indiferentes para a função dos lumbricais, possam ter influência na função das novas unidades.

Para testar em parte esta hipótese, calculamos o torque de flexão das MCP4-5 em função da flexão do punho. O resultado é mostrado nas Figuras 4.7 e 4.8. Como esperado, a variação do momento de flexão das MCP em função da flexão do punho é consideravelmente maior no cenário pós-cirúrgico. Além disso, o padrão da curva altera-se, com redução progressiva do momento de flexão a partir do ângulo de extensão máxima até a flexão. Na simulação de um sujeito saudável, por outro lado, o momento aumenta até a postura neutra, quando começa a decrescer. A variação é mais acentuada na configuração com tendão tenso, exatamente a mais propícia à correção da garra em postura neutra. Os resultados indicam a possibilidade de restauração limitada da capacidade de flexão de MCP, dependendo do ângulo de flexão do punho. Além disso, tarefas funcionais que exijam flexão coordenada do punho e de MCP, como envolver objetos em movimento, podem ser dificultadas pela variação brusca da capacidade de flexão de MCP com a flexão do punho. Validar estas hipóteses é uma sugestão para trabalhos futuros.

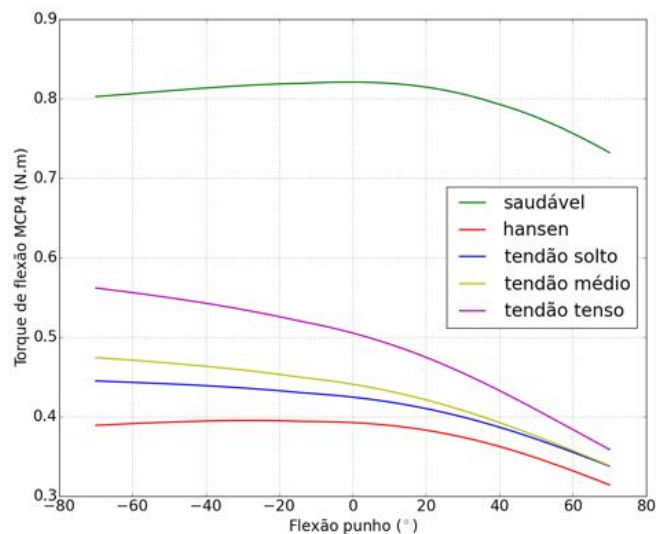


Figura 4.7: Variação do torque de flexão da MCP4 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell.

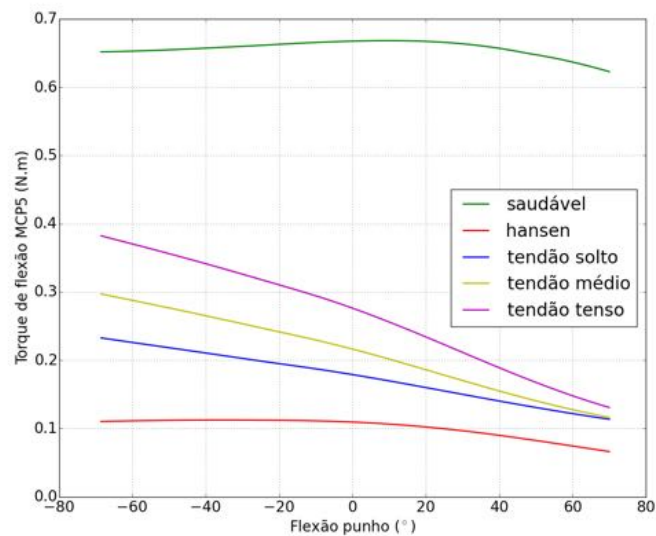


Figura 4.8: Variação do torque de flexão da MCP5 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operado pela técnica de Stiles-Bunnell.

4.2.2 Laço de Zancolli

Para avaliar o efeito da cirurgia na correção da garra ulnar, o modelo foi posicionado em postura neutra, com ativação máxima. Foram comparados os resultados do torque líquido de flexão nas MCP4-5 no modelo de sujeito saudável, com garra ulnar

e após a cirurgia. O comprimento do tendão relaxado foi alterado para simular o efeito da variação da tensão no momento da sutura. A Tabela 4.5 mostra o resultado. Assim como no estudo da técnica de Stiles, a configuração tensa foi a que mais se aproximou dos torques saudáveis. Evidentemente, para ambas as configurações, os resultados ressaltam a importância do adequado tensionamento das fitas para correção da garra ulnar. Futuramente, o modelo pode ser usado para a estimativa de faixas ótimas de tensão que visem a aproximar o torque obtido com o padrão saudável, sem ocasionar risco de microrupturas nas fitas tendíneas com os dedos estendidos.

Tabela 4.5: Torque máximo de flexão (máxima ativação) da MCP4-5 em postura neutra para paciente operada pela técnica de Zancolli

Modelo	MCP4 (N.m)	MCP5 (N.m)
saudável	0.82	0.67
pré	0.39	0.11
relaxado	0.54	0.26
médio	0.59	0.30
tenso	0.68	0.39

Também fazendo uso do flexor superficial do terceiro dedo como tendão motor, o resultando obtido pela técnica de Zancolli também pode ser influenciado pelo ângulo de flexão do punho. Para testar essa hipótese, o modelo foi usado para estimativa do torque líquido na MCP4-5 em função do ângulo de flexão do punho. Os resultados mostram variações consideráveis do torque com a flexão/extensão do punho. Em valores acentuados de extensão do punho, o torque aproxima-se do valor saudável, caindo abruptamente na medida em que o punho se flexiona. A amplitude de variação é ainda mais acentuada do que na técnica de Stiles. O padrão da curva se altera, com queda desde a hiperextensão do punho. Já em sujeitos saudáveis há um aumento do torque até a postura neutra. Os resultados indicam, também na técnica de Zancolli, que tarefas que exijam coordenação dos movimentos do punho e MCP, como envolver objetos distantes ou em movimento, podem ser dificultadas.

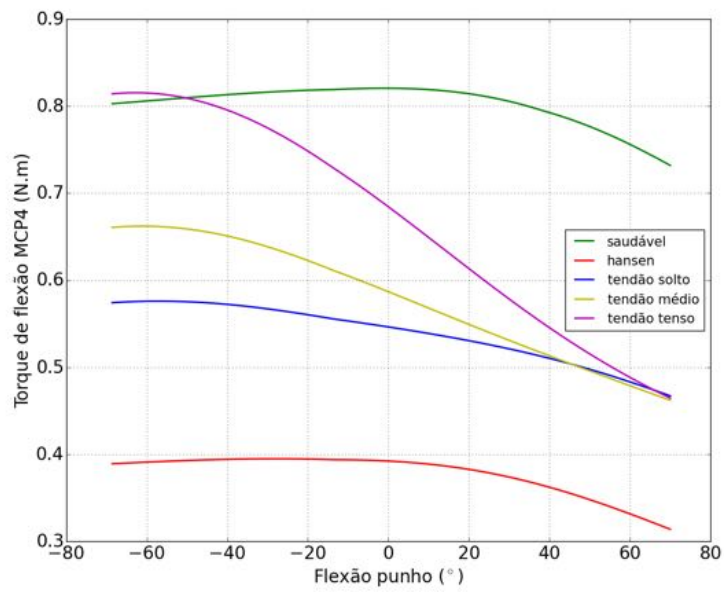


Figura 4.9: Variação do torque de flexão da MCP4 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operada pela técnica de Zancolli.

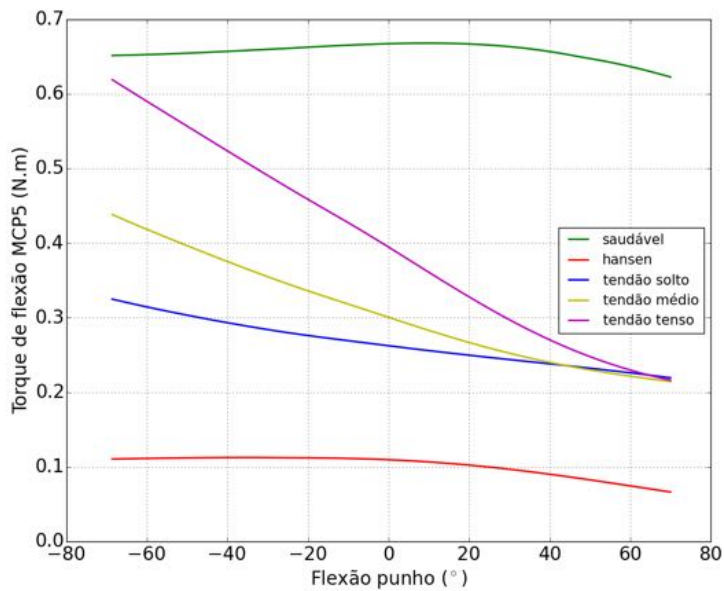


Figura 4.10: Variação do torque de flexão da MCP5 em função do ângulo de flexão do punho para paciente operada pela técnica de Zancolli.

Capítulo 5

Conclusão e Perspectivas Futuras

Este trabalho desenvolveu métodos para caracterização da cinemática da garra ulnar e simulação da cirurgia de transferência de tendão de pacientes com hanseníase. O objetivo é amparar avaliações clínicas mais precisas e a evolução das alternativas de tratamento. Foram medidos os movimentos de flexão/extensão, pinça em torno de um lápis e postura estática, antes, 6 meses após e 1 ano após a cirurgia de transferência de tendão de dois pacientes com hanseníase. Uma paciente foi operada pela técnica do laço de Zancolli enquanto o segundo paciente foi operado pela técnica de Stiles-Bunnell-Brand. A medição dos movimentos de 15 voluntários foi usada para comparação com o padrão saudável de movimento. Um exame de eletroneuromiografia foi usado para embasar o ajuste do modelo de simulação representando o paciente com garra ulnar.

Para amparar estudos do movimento das mãos, foi desenvolvido um software de código aberto em *Python 2.7* para processamento automático de trajetórias de marcadores usados em sistemas ópticos de cinemetria. O software rotula automaticamente as trajetórias, prediz a posição de marcadores em *gaps* e calcula ângulos de flexão e adução das principais articulações da mão a partir de um modelo cinemático da mão. A rotina foi eficaz no processamento das 67 filmagens usadas para obtenção dos resultados deste trabalho. Os movimentos de flexão/extensão e pinça de dois voluntários saudáveis não puderam ser rotulados pelo software, possivelmente devido a um ajuste incorreto das câmeras que levou a sequências extremamente ruidosas e com grande número de oclusões. O software apresenta certa sensibilidade à margem de erro estipulada para reconhecimento dos marcadores. Em algumas filmagens deste trabalho, foi necessário ampliar a margem de erro dos 20% definidos como padrão inicial para valores entre 30% e 40%. A rotina diminuiu consideravelmente o tempo gasto para processamento de trajetórias de marcadores da mão, executando todo o processamento em menos de 10 s para cada filmagem. Além disso, o uso do software torna estudos do movimento das mãos mais acessíveis a profissionais de áreas diversas, permitindo a medição de movimentos sem o conhecimento específico

necessário para uso das alternativas comerciais. Como limitações do software, deve-se ressaltar a disponibilidade de apenas um marker set, e a sensibilidade à margem de erro dos comprimentos ósseos. A rotulagem feita pela HBT é bastante dependente da margem de erro associada ao reconhecimento de marcadores distais a partir de marcadores proximais. Perspectivas futuras podem incluir o desenvolvimento de um método genérico para a inclusão de outros marker sets, além de ajustes a interface de usuário para permitir a variação tanto das margens de erro como do critério para segmentação de trajetórias incorretamente associadas.

Para caracterizar a cinemática dos pacientes com hanseníase, este trabalho propôs uma metodologia de três etapas: medição da defasagem entre movimentos articulares, medição de movimentos e postura estática e caracterização da forma dos dedos ao longo dos movimentos. Trabalhos anteriores se ativeram a medições da postura estática, da dinamometria combinada dos quatro dedos na preensão de força e do tempo de execução de tarefas funcionais. A limitação desta abordagem fica evidente pelos resultados dos deslocamentos angulares do paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell ao longo do movimento de pinça, mostrando melhora considerável nas articulações interfalangeanas proximais, mesmo sem qualquer evolução significativa da postura estática após o tratamento. A quantificação da defasagem entre os deslocamentos articulares e da forma dos dedos ao longo do movimento são contribuições originais deste trabalho. O objetivo é amparar avaliações da melhora da coordenação do movimento e permitir relações entre a forma dos dedos e o sucesso na execução de tarefas funcionais. Atualmente, o sucesso da execução de tarefas funcionais é avaliado pela combinação de índices qualitativos e do tempo de execução da tarefa. Os resultados pré operatórios do estudo da curvatura dos dedos ao longo do movimento de pinça mostraram desvios significativos entre os pacientes e voluntários saudáveis para o quarto e o quinto dedos. Após a cirurgia combinada à fisioterapia, não houve desvio significativo entre a paciente operada pela técnica de Zancolli e sujeitos saudáveis. O paciente operado pela técnica de Stiles Bunnell apresentou desvios significativos na curvatura do quinto dedo mesmo após a intervenção cirúrgica.

Para cálculo do nível de significância do desvio entre o movimento saudável e o de pacientes com hanseníase, são necessários mais estudos da distribuição populacional das variáveis cinemáticas avaliadas neste trabalho. Uma outra sugestão para trabalhos subsequentes seria aplicar a metodologia a diferentes tarefas funcionais, como envolver os dedos ao redor de uma lata, complementando os métodos empregados atualmente para avaliação do quadro patológico. Futuramente, a sequência proposta neste trabalho pode ser usada para testar hipóteses estatísticas que busquem relacionar a melhora dos resultados cinemáticos à variação das alternativas de tratamento e de parâmetros cirúrgicos.

A etapa de simulação da cirurgia resultou no desenvolvimento de dois modelos biomecânicos reproduzindo a técnica do laço de Zancolli e de Stiles-Bunnell-Brand. Para simular o efeito da variação do tensionamento do tendão no momento da sutura, o modelo foi ajustado com diferentes valores de comprimento do tendão relaxado. O torque dos flexores em MCP ficou distante do valor simulado para um sujeito saudável em todas as configurações. A configuração com menor comprimento do tendão relaxado, simulando maior tensão no momento da sutura, foi a que mais se aproximou do resultado saudável. Os resultados ressaltam a importância do tensionamento adequado das fitas para sucesso da intervenção na correção da garra ulnar. O modelo indica também a possibilidade de alongamento excessivo do tendão para a obtenção de torque flexores próximos aos de um sujeito saudável. Hipoteticamente, a deformação excessiva pode levar a microrupturas com os dedos estendidos. A hipótese ressalta a necessidade de mais estudos para definição de uma faixa ótima de tensionamento.

Além disso, os modelos mostraram que, para ambas as técnicas cirúrgicas, o torque de flexão nas MCP varia consideravelmente com a flexão do punho. A amplitude de variação é muito superior à simulada em um sujeito saudável, especialmente na técnica de Zancolli. O resultado é particularmente expressivo considerando a execução de tarefas funcionais que requeiram flexão coordenada do punho e da MCP, como envolver objetos distantes ou em movimento.

Este trabalho apresentou uma abordagem introdutória que possibilita a investigação do efeito da variação de certos parâmetros cirúrgicos. No entanto, a metodologia tem diversas limitações que abrem margem a trabalhos futuros. Primeiramente, medições que permitam uma estimativa mais precisa do comprimento do tendão relaxado após a cirurgia seriam de grande valor para a evolução da modelagem. Isso pode ser feito por meio de exame de imagem, ou por abordagem mais simples medindo as fitas tendíneas resultantes do corte após a sutura. Outra questão importante é aferir as trajetórias das fitas tendíneas após a cirurgia. Usou-se, neste trabalho, uma abordagem empírica relacionada à função desempenhada pelos tendões mas, certamente, estudos com cadáveres ou exames de imagem avaliados por especialistas permitirão uma estimativa mais precisa. De fato, há diversos estudos detalhando o comprometimento neural em pacientes com hanseníase, mas não foram encontrados nas prospecções deste trabalho estudos focados na variação de propriedades anatômicas dos músculos, como PCSA, em pacientes com hanseníase e garra ulnar. O conhecimento da PCSA é importante para melhora da estimativa da força isométrica máxima. Além disso, o comprometimento de certos músculos na garra ulnar pode exigir maior recrutamento dos músculos alternativos, ressaltando a importância do estudo das características musculares dos pacientes. Por fim, uma sugestão para trabalhos futuros seria usar os modelos desenvolvidos

neste trabalho para estudar a biomecânica resultante da transferência de tensão em tarefas funcionais. Idealmente, filmagens do movimento seriam acompanhadas por medições simultâneas de eletromiografia e dinamometria, possibilitando simulações mais precisas.

Referências Bibliográficas

- [1] GOLDFARB, C. A., STERN, P. J. “Low ulnar nerve palsy”, *Journal of the American Society for Surgery of the Hand*, v. 3, n. 1, pp. 14–26, fev. 2003. ISSN: 15310914. doi: 10.1053/jssh.2003.50006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1531091403500031>>.
- [2] ENRIQUEZ DE SALAMANCA, F. “Swan-neck deformity: mechanism and surgical treatment”, *The Hand*, v. 8, n. 3, pp. 215–221, out. 1976. ISSN: 0072-968X.
- [3] MUZYKEWICZ, D. A., ARNET, U., LIEBER, R. L., et al. “Intrinsic Hand Muscle Function, Part 2: Kinematic Comparison of 2 Reconstructive Procedures”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 38, n. 11, pp. 2100–2105.e1, nov. 2013. ISSN: 03635023. doi: 10.1016/j.jhsa.2013.08.098. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502313011362>>.
- [4] NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2011. ISBN: 978-85-352-5488-4 85-352-5488-9. Disponível em: <<http://alltitles.ebrary.com/Doc?id=10888997>>.
- [5] DUERKSEN, F. *Cirurgia Reparadora e Reabilitação em Hanseníase*. American Leprosy Missions, 1997. ISBN: 85-85691-01-8.
- [6] WU, G., VAN DER HELM, F. C., (DIRKJAN) VEEGER, H., 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*, v. 38, n. 5, pp. 981–992, maio 2005. ISSN: 00219290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900400301X>>.
- [7] SU, F.-C., CHOU, Y., YANG, C., et al. “Movement of finger joints induced by synergistic wrist motion”, *Clinical Biomechanics*, v. 20, n. 5, pp. 491–497, jun. 2005. ISSN: 02680033. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.

002. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003305000185>>.

- [8] QIUSHI FU, SANTELLO, M. “Tracking whole hand kinematics using extended Kalman filter”. pp. 4606–4609. IEEE, ago. 2010. ISBN: 978-1-4244-4123-5 978-1-4244-4124-2. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626513. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5626513>>.
- [9] BTS, B. “Smart-D motion capture system”. dez. 2008.
- [10] OMS. “Weekly epidemiological record”, *World Health Organization*, v. 34, n. 87, pp. 317–328, ago. 2012.
- [11] RODRIGUES, L. C., LOCKWOOD, D. N. “Leprosy now: epidemiology, progress, challenges, and research gaps”, *The Lancet Infectious Diseases*, v. 11, n. 6, pp. 464–470, jun. 2011. ISSN: 14733099. doi: 10.1016/S1473-3099(11)70006-8. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1473309911700068>>.
- [12] ANDERSON, G. A. “The surgical management of deformities of the hand in leprosy”, *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, v. 88-B, n. 3, pp. 290–294, mar. 2006. ISSN: 0301-620X. doi: 10.1302/0301-620X.88B3.17100. Disponível em: <<http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/cgi/doi/10.1302/0301-620X.88B3.17100>>.
- [13] GONZALEZ, R. V., BUCHANAN, T. S., DELP, S. L. “How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments”, *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 7, pp. 705–712, jul. 1997. ISSN: 0021-9290.
- [14] LEE, J. H., ASAKAWA, D. S., DENNERLEIN, J. T., et al. “Finger Muscle Attachments for an OpenSim Upper-Extremity Model”, *PLOS ONE*, v. 10, n. 4, pp. e0121712, abr. 2015. ISSN: 1932-6203. doi: 10.1371/journal.pone.0121712. Disponível em: <<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0121712>>.
- [15] AN, K. N., CHAO, E. Y., COONEY, W. P., et al. “Normative model of human hand for biomechanical analysis”, *Journal of Biomechanics*, v. 12, n. 10, pp. 775–788, 1979. ISSN: 0021-9290.
- [16] ANTIA, N. H., PANDYA, S. S., DASTUR, D. K. “Nerves in the arm in leprosy. 1. Clinical, electrodiagnostic and operative aspects”, *International Journal of Leprosy and Other Mycobacterial Diseases: Official Organ of*

the International Leprosy Association, v. 38, n. 1, pp. 12–29, mar. 1970. ISSN: 0148-916X.

- [17] SPIERINGS, E., DE BOER, T., ZULIANELLO, L., et al. “Novel mechanisms in the immunopathogenesis of leprosy nerve damage: the role of Schwann cells, T cells and *Mycobacterium leprae*”, *Immunology and Cell Biology*, v. 78, n. 4, pp. 349–355, ago. 2000. ISSN: 0818-9641. doi: 10.1046/j.1440-1711.2000.00939.x.
- [18] JACOBS, J. M., SHETTY, V. P., ANTIA, N. H. “Teased fibre studies in leprous neuropathy”, *Journal of the Neurological Sciences*, v. 79, n. 3, pp. 301–313, jul. 1987. ISSN: 0022-510X.
- [19] JARDIM, M. R., CHIMELLI, L., FARIA, S. C.-R., et al. “Clinical, electro-neuromyographic and morphological studies of pure neural leprosy in a Brazilian referral centre”, *Leprosy Review*, v. 75, n. 3, pp. 242–253, set. 2004. ISSN: 0305-7518.
- [20] SAPIENZA, A., GREEN, S. “Correction of the Claw Hand”, *Hand Clinics*, v. 28, n. 1, pp. 53–66, fev. 2012. ISSN: 07490712. doi: 10.1016/j.hcl.2011.09.009. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749071211000904>>.
- [21] PARDINI, A. G. *Cirurgia da mão: lesões não-traumáticas*. Tijuca, Rio de Janeiro, RJ, MEDSI, 1990. ISBN: 978-85-7199-004-3 85-7199-004-2.
- [22] CLARKSON, H. M. *Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength*. Baltimore, Williams & Wilkins, 1989. ISBN: 0-683-01711-X.
- [23] RATNER, J. A., PELJOVICH, A., KOZIN, S. H. “Update on Tendon Transfers for Peripheral Nerve Injuries”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 35, n. 8, pp. 1371–1381, ago. 2010. ISSN: 03635023. doi: 10.1016/j.jhsa.2010.05.023. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S036350231000643X>>.
- [24] Neligan, P., Warren, R. J., Van Beek, A. (Eds.). *Plastic surgery*. 3rd ed ed. London ; New York, Elsevier Saunders, 2013. ISBN: 978-1-4377-1733-4 978-1-4557-1052-2 978-1-4557-1053-9 978-1-4557-1054-6 978-1-4557-1055-3 978-1-4557-1056-0 978-1-4557-1057-7.
- [25] DA SAÚDE, M. *Manual de Cirurgias*. N. 3, J. 1 ed. Brasília, Editora MS, 2002. ISBN: 85-334-0563-4.

- [26] DELP, S. L., ANDERSON, F. C., ARNOLD, A. S., et al. “OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement”, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, v. 54, n. 11, pp. 1940–1950, nov. 2007. ISSN: 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [27] STEELE, K. M., SETH, A., HICKS, J. L., et al. “Muscle contributions to vertical and fore-aft accelerations are altered in subjects with crouch gait”, *Gait & Posture*, v. 38, n. 1, pp. 86–91, maio 2013. ISSN: 09666362. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.019. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663621200392X>>.
- [28] YU, Q., LI, Q., DENG, Z. “Online Motion Capture Marker Labeling for Multiple Interacting Articulated Targets”, *Computer Graphics Forum*, v. 26, n. 3, pp. 477–483, set. 2007. ISSN: 0167-7055, 1467-8659. doi: 10.1111/j.1467-8659.2007.01070.x. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1467-8659.2007.01070.x>>.
- [29] 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*, v. 33, n. 6, pp. 829–840, jun. 2005. ISSN: 0090-6964, 1573-9686. doi: 10.1007/s10439-005-3320-7. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10439-005-3320-7>>.
- [30] HERRMANN, A. M., DELP, S. L. “Moment arm and force-generating capacity of the extensor carpi ulnaris after transfer to the extensor carpi radialis brevis”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 24, n. 5, pp. 1083–1090, set. 1999. ISSN: 0363-5023. doi: 10.1053/jhsu.1999.1083.
- [31] HILL, A. V. “The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle”, *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, v. 126, n. 843, pp. 136–195, out. 1938. ISSN: 0962-8452, 1471-2954. doi: 10.1098/rspb.1938.0050. Disponível em: <<http://rspb.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rspb.1938.0050>>.
- [32] MARTINS, J., PIRES, E., SALVADO, R., et al. “A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, v. 151, n. 3-4, pp. 419–433, jan. 1998. ISSN: 00457825. doi: 10.1016/S0045-7825(97)00162-X. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S004578259700162X>>.

- [33] ZAJAC, F. E. “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control”, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 17, n. 4, pp. 359–411, 1989. ISSN: 0278-940X.
- [34] MILLARD, M., UCHIDA, T., SETH, A., et al. “Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics”, *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 135, n. 2, pp. 021005, fev. 2013. ISSN: 0148-0731. doi: 10.1115/1.4023390. Disponível em: <<http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?doi=10.1115/1.4023390>>.
- [35] THELEN, D. G. “Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults”, *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 125, n. 1, pp. 70–77, fev. 2003. ISSN: 0148-0731.
- [36] NIGG, B. M., Herzog, W. (Eds.). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 3rd ed ed. New Jersey, John Wiley & Sons, 2007. ISBN: 978-0-470-01767-8.
- [37] WINTERS, T. M., TAKAHASHI, M., LIEBER, R. L., et al. “Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles”, *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 1, pp. 109–115, jan. 2011. ISSN: 00219290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.08.033. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010004793>>.
- [38] KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5 ed. Edinburgh; New York, Churchill Livingstone, 1987. ISBN: 0-443-02504-5 978-0-443-02504-4 0-443-03618-7 978-0-443-03618-7 0-443-01209-1 978-0-443-01209-9.
- [39] LIEBER, R. L., FAZELI, B. M., BOTTE, M. J. “Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 15, n. 2, pp. 244–250, mar. 1990. ISSN: 0363-5023.
- [40] 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*, v. 29, n. 10, pp. 1371–1375, out. 1996. ISSN: 0021-9290.
- [41] MURRAY, W. M., DELP, S. L., BUCHANAN, T. S. “Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position”, *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 5, pp. 513–525, maio 1995. ISSN: 0021-9290.

- [42] DELP, S. L., RINGWELSKI, D. A., CARROLL, N. C. “Transfer of the rectus femoris: effects of transfer site on moment arms about the knee and hip”, *Journal of Biomechanics*, v. 27, n. 10, pp. 1201–1211, out. 1994. ISSN: 0021-9290.
- [43] MURRAY, W. M., BRYDEN, A. M., KILGORE, K. L., et al. “The influence of elbow position on the range of motion of the wrist following transfer of the brachioradialis to the extensor carpi radialis brevis tendon”, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, v. 84-A, n. 12, pp. 2203–2210, dez. 2002. ISSN: 0021-9355.
- [44] RIEWALD, S. A., DELP, S. L. “The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment?” *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 39, n. 2, pp. 99–105, set. 2008. ISSN: 00121622, 14698749. doi: 10.1111/j.1469-8749.1997.tb07391.x. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-8749.1997.tb07391.x>>.
- [45] LEE, J., KUNII, T. “Model-based analysis of hand posture”, *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 15, n. 5, pp. 77–86, set. 1995. ISSN: 02721716. doi: 10.1109/38.403831. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=403831>>.
- [46] CERVERI, P., LOPOMO, N., PEDOTTI, A., 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*, v. 33, n. 3, pp. 402–412, mar. 2005. ISSN: 0090-6964.
- [47] CERVERI, P., MOMI, E., LOPOMO, N., et al. “Finger Kinematic Modeling and Real-Time Hand Motion Estimation”, *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 11, pp. 1989–2002, out. 2007. ISSN: 0090-6964, 1573-9686. doi: 10.1007/s10439-007-9364-0. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s10439-007-9364-0>>.
- [48] CHIU, H., SU, F., WANG, S., et al. “The motion analysis system and goniometry of the finger joints”, *The Journal of Hand Surgery: Journal of the British Society for Surgery of the Hand*, v. 23, n. 6, pp. 788–791, dez. 1998. ISSN: 02667681. doi: 10.1016/S0266-7681(98)80098-3. Disponível em: <[http://jhs.sagepub.com/cgi/doi/10.1016/S0266-7681\(98\)80098-3](http://jhs.sagepub.com/cgi/doi/10.1016/S0266-7681(98)80098-3)>.

- [49] METCALF, C. D., NOTLEY, S. V., CHAPPELL, P. H., et al. “Validation and application of a computational model for wrist and hand movements using surface markers”, *IEEE transactions on bio-medical engineering*, v. 55, n. 3, pp. 1199–1210, mar. 2008. ISSN: 0018-9294. doi: 10.1109/TBME.2007.908087.
- [50] RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C., SCHMIDT, R. “Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm”, *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 10, pp. 1207–1216, out. 2000. ISSN: 0021-9290.
- [51] HOYET, L., RYALL, K., MCDONNELL, R., et al. “Sleight of hand: perception of finger motion from reduced marker sets”. In: *ACM SIGGRAPH Symposium on Interactive 3D Graphics and Games*, pp. 79–86, New York, USA, 2012. ISBN: 978-1-4503-1194-6. doi: 10.1145/2159616.2159630.
- [52] MIYATA, N., KOUCHI, M., KMHARA, T., et al. “Modeling of human hand link structure from optical motion capture data”. v. 3, pp. 2129–2135. IEEE, 2004. ISBN: 978-0-7803-8463-7. doi: 10.1109/IROS.2004.1389724. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1389724>>.
- [53] FOWLER, N. K., NICOL, A. C. “Functional and biomechanical assessment of the normal and rheumatoid hand”, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 16, n. 8, pp. 660–666, out. 2001. ISSN: 0268-0033.
- [54] METCALF, C. D., ROBINSON, R., MALPASS, A. J., et al. “Markerless Motion Capture and Measurement of Hand Kinematics”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 60, n. 8, pp. 2184–2192, ago. 2013. ISSN: 0018-9294, 1558-2531. doi: 10.1109/TBME.2013.2250286. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6472044>>.
- [55] CESERACCIU, E., SAWACHA, Z., COBELLI, C. “Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept”, *PLoS ONE*, v. 9, n. 3, pp. e87640, mar. 2014. ISSN: 1932-6203. doi: 10.1371/journal.pone.0087640. Disponível em: <<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0087640>>.
- [56] ZHANG, X., LEE, S.-W., BRAIDO, P. “Determining finger segmental centers of rotation in flexion-extension based on surface marker measurement”, *Journal of Biomechanics*, v. 36, n. 8, pp. 1097–1102, ago. 2003. ISSN: 0021-9290.

- [57] GAMAGE, S. S. H. U., LASENBY, J. “New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation”, *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 1, pp. 87–93, jan. 2002. ISSN: 0021-9290.
- [58] CIVEK, E. *Comparison of kinematic results between Metu-Kiss and Ankara University Vicon gait analysis systems*. Tese de Doutorado, Middle East Technical University, nov. 2004.
- [59] ZHAO, W., CHAI, J., XU, Y. “Combining Marker-based Mocap and RGB-D Camera for Acquiring High-fidelity Hand Motion Data”. In: *ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*, pp. 33–42, Aire-la-Ville, Switzerland, 2012. doi: 10.2312/SCA/SCA12/033-042. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.2312/SCA/SCA12/033-042>>.
- [60] HERDA, L., FUA, P., PLANKERS, R., et al. “Skeleton-based motion capture for robust reconstruction of human motion”. pp. 77–83. IEEE Comput. Soc, 2000. ISBN: 978-0-7695-0683-8. doi: 10.1109/CA.2000.889046. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=889046>>.
- [61] SAMADANI, A.-A., KULIĆ, D., GORBET, R. “Multi-constrained inverse kinematics for the human hand”, *Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, v. 2012, pp. 6780–6784, 2012. ISSN: 1557-170X. doi: 10.1109/EMBC.2012.6347551.
- [62] VAN RHIJN, A., MULDER, J. “Optical Tracking and Automatic Model Estimation of Composite Interaction Devices”. pp. 135–142. IEEE, 2006. ISBN: 978-1-4244-0224-3. doi: 10.1109/VR.2006.104. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1667637>>.
- [63] PIAZZA, T., LUNDSTRÖM, J., KUNZ, A., et al. “Predicting Missing Markers in Real-Time Optical Motion Capture”. In: Hutchison, D., Kanade, T., Kittler, J., et al. (Eds.), *Modelling the Physiological Human*, v. 5903, Springer Berlin Heidelberg, pp. 125–136, Berlin, Heidelberg, 2009. ISBN: 978-3-642-10468-8 978-3-642-10470-1. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-10470-1_11>.
- [64] FEDEROLF, P. A. “A novel approach to solve the ”missing marker problem” in marker-based motion analysis that exploits the segment coordination pat-

terns in multi-limb motion data”, *PloS One*, v. 8, n. 10, pp. e78689, 2013. ISSN: 1932-6203. doi: 10.1371/journal.pone.0078689.

- [65] JOLLIFFE, I. T. *Principal component analysis*. Springer series in statistics. 2nd ed ed. New York, Springer, 2002. ISBN: 978-0-387-95442-4.
- [66] MARTINEZ, W. L., MARTINEZ, A. R., SOLKA, J. L. *Exploratory data analysis with MATLAB*. Chapman & Hall/CRC computer science & data analysis. 2nd ed ed. Boca Raton, Fla, CRC Press, 2011. ISBN: 978-1-4398-1220-4.
- [67] TUKEY, J. W. *Exploratory data analysis*. Addison-Wesley series in behavioral science. Reading, Mass, Addison-Wesley Pub. Co, 1977. ISBN: 978-0-201-07616-5.
- [68] YOUNG, F. W., VALERO-MORA, P., FRIENDLY, M. *Visual statistics: seeing data with dynamic interactive graphics*. Wiley series in probability and statistics. Hoboken, N.J, Wiley-Interscience, 2006. ISBN: 978-0-471-68160-1.
- [69] BUCHHOLZ, B., ARMSTRONG, T. J. “A kinematic model of the human hand to evaluate its prehensile capabilities”, *Journal of Biomechanics*, v. 25, n. 2, pp. 149–162, fev. 1992. ISSN: 0021-9290.
- [70] COONEY, W. P., LUCCA, M. J., CHAO, E. Y., et al. “The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint”, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, v. 63, n. 9, pp. 1371–1381, dez. 1981. ISSN: 0021-9355.
- [71] BARRE, A., ARMAND, S. “Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 114, n. 1, pp. 80–87, abr. 2014. ISSN: 01692607. doi: 10.1016/j.cmpb.2014.01.012. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260714000248>>.
- [72] HUNTER, J. D. “Matplotlib: A 2D Graphics Environment”, *Computing in Science & Engineering*, v. 9, n. 3, pp. 90–95, 2007. ISSN: 1521-9615. doi: 10.1109/MCSE.2007.55. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4160265>>.
- [73] SCHROEDER, W., AVILA, L., HOFFMAN, W. “Visualizing with VTK: a tutorial”, *IEEE Computer Graphics and Applications*, v. 20, n. 5, pp. 20–27, out. 2000. ISSN: 02721716. doi: 10.1109/38.865875. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=865875>>.

- [74] RAMACHANDRAN, P., VAROQUAUX, G. “Mayavi: 3D Visualization of Scientific Data”, *Computing in Science & Engineering*, v. 13, n. 2, pp. 40–51, mar. 2011. ISSN: 1521-9615. doi: 10.1109/MCSE.2011.35. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5725237>>.
- [75] VAN DER WALT, S., COLBERT, S. C., VAROQUAUX, G. “The NumPy Array: A Structure for Efficient Numerical Computation”, *Computing in Science & Engineering*, v. 13, n. 2, pp. 22–30, mar. 2011. ISSN: 1521-9615. doi: 10.1109/MCSE.2011.37. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5725236>>.
- [76] JONES, E., OLIPHANT, T., PETERSON, P. *SciPy: Open source scientific tools for Python*. Relatório técnico, Web: <http://www.scipy.org>. Disponível em: <<http://www.scipy.org>>.
- [77] ABREU, J., MENEGALDO, L. “Software para processamento automático de trajetórias obtidas em sistemas ópticos de cinemática para movimentos da mão”. In: *Anais do V Encontro Nacional de Engenharia Biome\`anica*, 2015.
- [78] KRUGER, C. J. C. *Constrained Cubic-Spline Interpolation for Chemical Engineering Applications*. Relatório técnico, 2002. Disponível em: <<http://www.korf.co.uk/spline.pdf>>. Acessado: 04/2015.
- [79] ZERNICKE, R. F., CALDWELL, G., ROBERTS, E. M. “Fitting biomechanical data with cubic spline functions”, *Research Quarterly*, v. 47, n. 1, pp. 9–19, mar. 1976. ISSN: 0034-5377.
- [80] MCLAUGHLIN, T. M., DILLMAN, C. J., LARDNER, T. J. “Biomechanical analysis with cubic spline functions”, *Research Quarterly*, v. 48, n. 3, pp. 569–582, out. 1977. ISSN: 0034-5377.
- [81] POWELL, M. J. D. “An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives”, *The Computer Journal*, v. 7, n. 2, pp. 155–162, fev. 1964. ISSN: 0010-4620, 1460-2067. doi: 10.1093/comjnl/7.2.155. Disponível em: <<http://comjnl.oupjournals.org/cgi/doi/10.1093/comjnl/7.2.155>>.
- [82] TAYLOR, N. L., RAJ, A., DICK, H. M., et al. “The correction of ulnar claw fingers: a follow-up study comparing the extensor-to-flexor with the palmaris longus 4-tailed tendon transfer in patients with leprosy”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 29, n. 4, pp. 595–604, jul. 2004. ISSN:

03635023. doi: 10.1016/j.jhsa.2004.03.006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502304002199>>.

- [83] SIDDALLINGASWAMY, M. K., RAO, K. S. “Surgical correction of claw fingers in Hansen’s disease by palmar plate shortening and pulley advancement”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 16, n. 5, pp. 814–819, set. 1991. ISSN: 0363-5023.
- [84] RATH, S. “Immediate postoperative active mobilization versus immobilization following tendon transfer for claw deformity correction in the hand”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 33, n. 2, pp. 232–240, fev. 2008. ISSN: 0363-5023. doi: 10.1016/j.jhsa.2007.10.012.
- [85] MONTGOMERY, D. C., RUNGER, G. C. *Applied statistics and probability for engineers*. 3rd ed ed. New York ;Chichester, Wiley, 2003. ISBN: 978-0-471-20454-1.
- [86] RAZALI, N., WAH, Y. “Power comparisons of Shapiro-Wilk, Kolmogorov-Smirnov, Lilliefors and Anderson-Darling tests”, *Journal of Statistical Modeling and Analytics*, v. 2, n. 1, pp. 21–33, 2011.
- [87] MENEGALDO, L. L., DE TOLEDO FLEURY, A., WEBER, H. I. “Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model”, *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, pp. 1447–1453, set. 2004. ISSN: 00219290. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.12.017. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003004809>>.
- [88] SUNDARARAJ, G. D., SELVAPANDIAN, A. J., MANI, K. “A comparative study of EFMT and sublimis transfer operations in the claw hand”, *International Journal of Leprosy and Other Mycobacterial Diseases: Official Organ of the International Leprosy Association*, v. 51, n. 2, pp. 197–202, jun. 1983. ISSN: 0148-916X.
- [89] NARAYANAKUMAR, T. S. “Claw-finger Correction in Leprosy Using Half of the Flexor Digitorum Superficialis”, *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, v. 33, n. 4, pp. 494–500, ago. 2008. ISSN: 1753-1934. doi: 10.1177/1753193408090768. Disponível em: <<http://jhs.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1753193408090768>>.
- [90] BRAND, P. W., HOLLISTER, A. *Clinical mechanics of the hand*. 2. ed ed. St. Louis, Mosby-Year Book, 1993. ISBN: 978-0-8016-6978-1.

- [91] WANG, K., MCGLINN, E. P., CHUNG, K. C. “A Biomechanical and Evolutionary Perspective on the Function of the Lumbrical Muscle”, *The Journal of Hand Surgery*, v. 39, n. 1, pp. 149–155, jan. 2014. ISSN: 03635023. doi: 10.1016/j.jhsa.2013.06.029. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502313008332>>.
- [92] CLOSE, R. “Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat after nerve cross-union”, *The Journal of Physiology*, v. 204, n. 2, pp. 331–346, out. 1969. ISSN: 0022-3751.
- [93] Nigg, B. M. (Ed.). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. 2. ed., reprinted ed. Chichester, Wiley, 2002. ISBN: 978-0-471-97818-3.
- [94] MERIAM, J. L., KRAIGE, L. G. *Mecânica para engenharia: dinâmica volume 2*. Rio de Janeiro, Grupo Gen - LTC, 2009. ISBN: 978-85-216-1717-4 978-85-216-1847-8. Disponível em: <<http://site.ebrary.com/id/10707273>>.
- [95] SHERMAN, M., SETH, A., DELP, S. *How to compute muscle moment arm using generalized coordinates*. Relatório técnico, Stanford University, out. 2010.

Apêndice A

Cálculos, Demonstrações e Aprofundamento

A.1 Cálculo de braços de momento dos músculos

Em engenharia mecânica, o braço de momento nada mais é do que a distância perpendicular entre a linha de ação de uma força e o centro de rotação [94]. No entanto, em biomecânica, esta definição é distante da prática. Músculos podem atuar sobre um conjunto de articulações, dificultando a definição de um centro único de rotação [95]. Definir a linha de ação de um músculo é outro obstáculo, já que o músculo muitas vezes segue caminhos complexos.

O conceito de braço de momento em biomecânica busca caracterizar a eficácia de um músculo em gerar torque em uma articulação de interesse [95] e é expresso pela relação:

$$r = \frac{\tau}{s} \tag{A.1}$$

Sendo r o braço de momento, τ o torque do músculo na articulação de interesse e s a força do músculo.

Ainda assim, mesmo a definição de uma articulação de interesse pode ser complexa, já que muitas vezes o interesse está em um movimento combinado de articulações. Por exemplo, GONZALEZ *et al.* (1997) modelaram a articulação do punho como duas articulações acopladas com o ângulo total de flexão dividido pelas duas. Sendo assim, para capturar a ação do músculo em várias articulações, ou o efeito combinado de translação e rotação de articulações, muitas vezes são definidas coordenadas ou forças generalizadas que não guardam relação direta com unidades usuais, como ângulos, forças e momentos. Chamaremos de q as coordenadas generalizadas necessárias para descrever completamente a postura de um corpo.

Antes que sejam deduzidos os métodos de cálculo de braços de momento dos

músculos, é necessário explicitar alguns pressupostos e relações teóricas:

- O músculo é definido como tendo apenas um ponto de origem e inserção. O comprimento total do músculo é função unicamente de suas coordenadas generalizadas: $l = l(q)$.
- Velocidades generalizadas u nem sempre equivalem às derivadas das coordenadas generalizadas \dot{q} . Sua relação pode ser expressa por [95]:

$$\dot{q} = Nu \quad (\text{A.2})$$

Sendo N uma matriz diagonal.

- Sendo a velocidade espacial: $V^B = (V_1^B, V_2^B, \dots, V_K^B)$

As componentes de V^B se relacionam às componentes da velocidade generalizada pela relação:

$$V_i^B = \frac{\partial V^B}{\partial u_i} u_i = J_i^B u_i \quad (\text{A.3})$$

e as forças espaciais se relacionam às forças generalizadas pela mesma Jacobiana, de acordo com:

$$f_i = (J_i^B)^T F^B \quad (\text{A.4})$$

Desde que as velocidade e forças sejam expressas no mesmo referencial.

Considerando que existe uma quantidade angular $\theta = \theta(q)$ relacionada ao movimento da articulação de interesse, mesmo que este seja uma composição de diversos componentes, podemos definir o braço de momento como:

$$r_\theta = \frac{\tau_\theta}{s} \quad (\text{A.5})$$

Supondo que não há atrito entre as articulações e elementos do sistema, o princípio do trabalho virtual [94] permite inferir:

$$s\delta l = \tau_\theta \delta \theta \quad (\text{A.6})$$

Substituindo A.5 em A.6, temos:

$$r_\theta = \frac{\partial l}{\partial \theta} \quad (\text{A.7})$$

- **Cálculo dos braços de momento aplicando a equação A.7 diretamente:**

A equação A.7 fornece uma maneira conceitualmente simples de estimar o braço de momento, e é usada em diversos trabalhos [13] [42]. A ideia é gerar perturbações controladas $\Delta\theta$ e medir a variação equivalente no comprimento da unidade musculotendilínea Δl para estimar r_θ . No entanto, medir a variação do comprimento pode introduzir erros, já que as trajetórias musculares são complexas [95].

- **Método das velocidades parciais:**

Sendo:

$$\dot{l} = \frac{dl}{dt} = \sum_i \frac{\partial l}{\partial q_i} \frac{\partial q_i}{\partial t} = P\dot{q} = PN u \quad (\text{A.8})$$

Sendo P uma matriz linha de elementos $p_i = \partial l / \partial q_i$ e a última igualdade resultado de A.2.

Se pudermos definir uma matriz de acoplamento C relacionando as velocidades generalizadas às velocidades angulares:

$$u = C\dot{\theta} \quad (\text{A.9})$$

Então a partir de A.9 em A.8, tem-se:

$$\dot{l} = PNC\dot{\theta} \quad (\text{A.10})$$

Combinando A.10 com A.7, chega-se à relação:

$$r_\theta = PNC = C^T N^T P^T \quad (\text{A.11})$$

A.2 Plano de minimização das distâncias ortogonais

Encontrar o plano que minimiza as distâncias ortogonais a um conjunto de pontos é um problema de autovetores, que pode ser solucionado computacionalmente com relativa facilidade aplicando decomposição de valores singulares (SVD).

Supondo um conjunto com n pontos de coordenadas (x, y, z) , o que se deseja é calcular os coeficientes a, b, c, d de um plano de tal forma que A.12 seja minimizada:

$$f(a, b, c, d) = \sum_{i=1}^n \frac{|ax_i + by_i + cz_i + d|^2}{a^2 + b^2 + c^2} \quad (\text{A.12})$$

Sendo (x_0, y_0, z_0) o centroide dos pontos, o plano de melhor ajuste o contém. Pode-se então substituir o centroide na equação do plano, obtendo:

$$a(x - x_0) + b(y - y_0) + c(z - z_0) = 0 \quad (\text{A.13})$$

Substituindo A.13 de volta em A.12:

$$f(a, b, c, d) = \sum_{i=1}^n \frac{|a(x_i - x_0) + b(y_i - y_0) + c(z_i - z_0)|^2}{a^2 + b^2 + c^2} \quad (\text{A.14})$$

Seja:

$$\begin{aligned} v^T &= [a \ b \ c] \\ M &= \begin{pmatrix} x_1 - x_0 & y_1 - y_0 & z_1 - z_0 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_n - x_0 & y_n - y_0 & z_n - z_0 \end{pmatrix} \\ f(v) &= \frac{(v^T M^T)(Mv)}{v^T v} = \frac{(v^T (M^T M)v)}{v^T v} \end{aligned} \quad (\text{A.15})$$

Sendo $A = MM^T$, $f(v)$ é minimizada pelo autovetor associado ao menor autovalor de A . Uma alternativa seria calcular os autovalores e autovetores de A , No entanto, considerando a disponibilidade de bibliotecas disponíveis para cálculo eficiente de SVD, um caminho melhor seria considerar que a SVD de M é:

$$M = USV^T$$

Então, A fica:

$$\begin{aligned}
A &= (USV^T)^T(USV^T) \\
&= (VS^TU^T)(USV^T) \\
&= VS^2V^T
\end{aligned}$$

O que resulta em uma decomposição de autovetores de A . Isso significa que os autovalores de A são os quadrados dos valores singulares de M , e os autovetores de A são os vetores singulares de M .

Dessa forma, a o plano que minimiza as distâncias ortogonais contém (x_0, y_0, z_0) e sua normal é o vetor singular de M associado ao menor valor singular.

A.3 Spline cúbica restrita

Splines cúbicas são funções polinomiais de 3º grau definidas por 2 ou mais pontos, descritas pela equação A.16. São tipicamente usadas para interpolação, permitindo a estimativa de valores num intervalo entre pontos conhecidos.

$$f_i(x) = a_i + b_i x + c_i x^2 + d_i x^3 \quad (\text{A.16})$$

Em um grupo de pontos, a cada par de pontos consecutivos i uma curva com coeficientes (a_i, b_i, c_i, d_i) é definida. As condições A.17 buscam garantir a suavidade da transição nas fronteiras, e são usualmente adotadas para definição das splines [78].

$$f_i(x_i) = f_{i+1}(x_i) = y_i \quad (\text{A.17})$$

$$f'_i(x_i) = f'_{i+1}(x_i) \quad (\text{A.18})$$

$$f''_i(x_i) = f''_{i+1}(x_i) \quad (\text{A.19})$$

A resolução do sistema muitas vezes pode resultar em variação brusca de curvatura entre os limites de alguns trechos, como é possível perceber no intervalo entre 10% e 30% de volume da Figura A.1, levando ao que se chama de *overshoot*.

A idéia da spline cúbica restrita é sacrificar a suavidade da transição para prevenir o *overshoot*. Isso é possível abrindo mão da condição A.19 e fixando as derivadas nas barreiras [78], de forma que não haja grande variação da curvatura em um mesmo trecho.

$$f'_i(x_i) = f'_{i+1}(x_i) = f'(x_i) \quad (\text{A.20})$$

Definir as derivadas das barreiras é então o passo chave para limitar o *overshoot*.

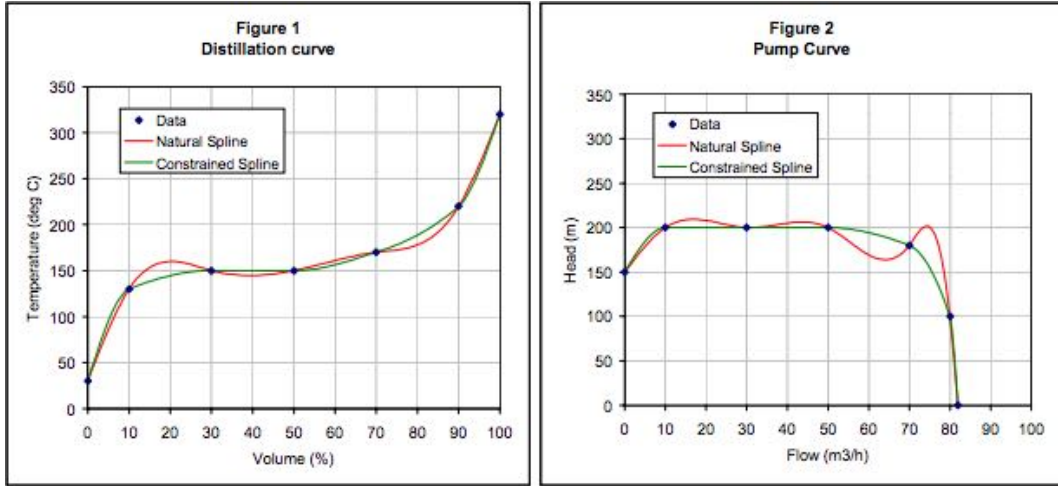


Figura A.1: Comparação entre spline cúbica natural e restrita. Fonte: KRUGER (2002).

Intuitivamente, percebe-se que o valor da curvatura em um ponto deve se situar entre a curvatura do trecho anterior e do seguinte, e se aproximar de zero caso a curvatura mude de sinal. Uma condição compatível com essa percepção e que fornece bom ajuste [78] é:

$$f'(x_i) = \frac{1}{2} \left(\frac{y_i - y_{i-1}}{x_i - x_{i-1}} + \frac{y_{i+1} - y_i}{x_{i+1} - x_i} \right) \quad (\text{A.21})$$

Estimando-se as derivadas $f'(x_i)$ e $f'(x_{i+1})$ nas extremidades do intervalo por A.21, encontra-se os coeficientes [a, b, c, d] da spline por meio da resolução do sistema:

$$\begin{bmatrix} 1 & x_i & x_i^2 & x_i^3 \\ 1 & x_{i+1} & x_{i+1}^2 & x_{i+1}^3 \\ 0 & 1 & 2x_i & 3x_i^2 \\ 0 & 1 & 2x_{i+1} & 3x_{i+1}^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_i \\ y_{i+1} \\ f'(x_i) \\ f'(x_{i+1}) \end{bmatrix} \quad (\text{A.22})$$

Apêndice B

Dados usados da literatura

Tabela B.1: Parâmetros musculares

Sigla	Descrição	F_0^M (N)	L_0^M (m)	L_s^T (m)	α (rad)
ECRL	Extensor longo radial do carpo	304.89	0.0810	0.2240	0.000
ECRB	Extensor curto radial do carpo	105.52	0.0585	0.2223	0.155
ECU	Extensor ulnar do carpo	93.17	0.0622	0.2285	0.0610
FCR	Flexor radial do carpo	73.96	0.0628	0.244	0.0541
FCU	Flexor ulnar do carpo	128.93	0.0509	0.265	0.2111
PL	Palmar longo	26.72	0.0638	0.2694	0.0698
PT	Pronador teres	566.22	0.0492	0.0980	0.1745
PQ	Pronador quadado	75.48	0.0282	0.0050	0.1745
FDS5	Flexor superficial quinto dedo	16.55	0.0515	0.3383	0.0872
FDS4	Flexor superficial quarto dedo	57.90	0.0736	0.3280	0.0698
FDS3	Flexor superficial terceiro dedo	91.03	0.0749	0.2950	0.1221
FDS2	Flexor superficial segundo dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
FDP5	Flexor profundo quinto dedo	79.65	0.0749	0.2819	0.1369

FDP4	Flexor profundo quarto dedo	64.08	0.0798	0.2820	0.1222
FDP3	Flexor profundo terceiro dedo	81.65	0.0835	0.2930	0.1047
FDP2	Flexor profundo segundo dedo	62.27	0.0749	0.2935	0.1221
EDC5	Extensor do quinto dedo	13.11	0.0650	0.2965	0.0349
EDC4	Extensor do quarto dedo	34.04	0.0626	0.3270	0.0523
EDC3	Extensor do terceiro dedo	35.32	0.0724	0.3350	0.0523
EDC2	Extensor do segundo dedo	18.26	0.0700	0.3220	0.0523
EDM	Extensor do mínimo	25.25	0.0675	0.3220	0.0523
EIP	Extensor do indicador	21.70	0.0589	0.1860	0.1047
EPL	Extensor longo do polegar	39.46	0.0540	0.2205	0.1047
EPB	Extensor palmar curto	14.20	0.0675	0.1155	0.1256
FPL	Flexor longo do polegar	77.20	0.0552	0.1938	0.1221
APL	Adutor do polegar	59.53	0.0713	0.1295	0.1309
RI2	Interósseo palmar segundo dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
LU_RB2	Lumbrical segundo dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
UI_UB2	Interósseo dorsal segundo dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
RI3	Interósseo palmar terceiro dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
LU_RB3	Lumbrical terceiro dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
UI_UB3	Interósseo dorsal terceiro dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047

RI4	Interósseo palmar quarto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
LU_RB4	Lumbrical quarto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
UI_UB4	Interósseo dorsal quarto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
RI5	Interósseo palmar quinto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
LU_RB5	Lumbrical quinto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
UI_UB5	Interósseo dorsal quinto dedo	61.24	0.0835	0.2750	0.1047
