

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	I
LISTA DE TABELAS	VIII
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	IX
RESUMO	X
ABSTRACT	XI
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 – Objetivo Geral	3
1.1.1 – Objetivos específicos.....	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	4
2.1 – Modelos Biomecânicos.....	4
2.1.1 – Modelos biomecânicos do membro superior	4
2.1.2 – Geração de geometrias.....	13
2.1.3 – Caracterização de tecidos moles	17
2.2 – Órtese do membro superior.....	24
3. METODOLOGIA	33
3.1- Desenvolvimento de modelos biomecânicos.....	33
3.1.1 - Modelo geométrico 3D da mão humana	33
3.1.2 - Modelo geométrico 3D do cotovelo.....	44
3.2 – Utilização dos modelos biomecânicos da mão e do cotovelo	58
3.2.1 – Modelo da órtese de mão	59
3.2.2 – Modelo da órtese de cotovelo	65
3.2.3 – Análise da fixação da fratura supracondilar do úmero.....	75
3.3 – Validações dos modelos	80
3.3.1 – Análise experimental da órtese de mão	80
3.3.2 – Solução analítica e análise experimental da órtese de cotovelo.....	81
3.3.3 – Análise experimental de fixação da fratura.....	85

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO	89
4.1 – Resultados das simulações biomecânicas da mão	89
4.2 – Simulação da órtese de mão	90
4.3 – Simulação da órtese de cotovelo.....	94
4.4 – Simulação da fixação da fratura supracondilar utilizando pinos	104
5. CONCLUSÃO	108
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	109
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	110

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 - Fratura supracondilar (MAHAN <i>et al.</i> , 2007).....	2
FIGURA 2.1 - Modelo dinâmico do dedo indicador (BROOK <i>et al.</i> , 1995).....	4
FIGURA 2.2 - Modelo tridimensional de um dedo (SANCHO-BRU <i>et al.</i> , 2001).....	5
FIGURA 2.3 - Algoritmo de análise de contato (SIBELLE <i>et al.</i> , 2002)	5
FIGURA 2.4 - Modelo anatômico da mão humana (SIBILLE <i>et al.</i> , 2002).....	6
FIGURA 2.5 - Análise de contato do dedo com (a) superfície rígida e (b) uma tecla	7
FIGURA 2.6 - Modelo 3D utilizado para animação (ALBRECHT <i>et al.</i> , 2003).	7
FIGURA 2.7 - Modelo dinâmico (KUO <i>et al.</i> , 2006).	8
FIGURA 2.8 - Modelo de forças no tendão; Experimento para determinação de forças (VIGOUROUX <i>et al.</i> , 2006).	8
FIGURA 2.9 - Modelo dinâmico (LEE e ZHANG, 2007).....	9
FIGURA 2.10 - Modelo anatômico da mão (LEE e KIM, 2007).....	9
FIGURA 2.11 - Modelo constitutivo para análises de vibrações (DONG <i>et al.</i> , 2007).....	10
FIGURA 2.12 - Desenvolvimento de equipamentos ergonômicos. (a) Modelo dinâmico 3D; (b) Simulação de pressionamento de uma tecla (WU <i>et al.</i> , 2008)...	10
FIGURA 2.13 - Modelo biomecânico tridimensional da mão humana (ROCHA <i>et al.</i> , 2009).....	11
FIGURA 2.14 - Estudo biomecânico do cotovelo; (a) Modelo Biomecânico do cotovelo; (b) Análise experimental (TAKATORI <i>et al.</i> , 2002).	12
FIGURA 2.15 - Distribuição de tensões no ligamento colateral medial (JIA, 2009).12	
FIGURA 2.16 - Modelo tridimensional do cotovelo (TARNIȚĂ <i>et al.</i> , 2010).....	13
FIGURA 2.17 - Geração da geometria do fêmur: (a) Contornos do osso; (b) Curvas suavizadas; (c) Malha bidimensional; (d) Malha tridimensional. (BANDAK <i>et al.</i> , 2001).....	14
FIGURA 2.18 - Modelo 2D da ponta de um dedo (WU <i>et al.</i> , 2003).	15

FIGURA 2.19 - Geração da geometria 3D da ponta do dedo: (a) Fronteiras relativas aos planos; (b) Pontos representativos; (c) Perfis ao longo do dedo (DANDEKAR <i>et al.</i> , 2003).	15
FIGURA 2.20 - Modelo da extremidade do dedo; (a) Superfície externa; (b) Camadas internas do modelo do dedo (DANDEKAR <i>et al.</i> , 2003).....	16
FIGURA 2.21 - Obtenção da geometria da região glútea; (a) Imagem de ressonância antes do experimento; (b) Imagem durante o experimento (THEN <i>et al.</i> , 2007).	16
FIGURA 2.22 - Modelo geométrico 3D dos membros inferiores (COX <i>et al.</i> , 2007).	17
FIGURA 2.23 - Análise dos modelos constitutivos das propriedades dos materiais	21
FIGURA 2.24 - Experimento in vivo para determinação de propriedades mecânicas da pele (CLARK <i>et al.</i> , 1996).	22
FIGURA 2.25 - Modelo 3D da ponta do dedo (DANDEKAR <i>et al.</i> , 2003).	22
FIGURA 2.26 - Análises de comportamento da pele utilizando imagens de ultrassom (a) antes do experimento e (b) durante o experimento (HENDRIKS <i>et al.</i> , 2003).....	23
FIGURA 2.27 - Determinação das propriedades da pele. (a) Modelo da pele humana utilizando MEF; (b) Resultado da simulação (HENDRIKS <i>et al.</i> , 2003). ...	24
FIGURA 2.28 - Determinação de propriedades mecânicas do tecido subcutâneo. 24	
FIGURA 2.29 - Órtese de mão (BENJUJA e KENNEY, 1990a).....	25
FIGURA 2.30 - Órtese Híbrida de Braço (BENJUJA e KENNEY, 1990b).	26
FIGURA 2.31 - Órtese de Mão e Punho (SLACK e BERBRAYER, 1992).	27
FIGURA 2.32 - Órtese funcional para pacientes quadriplégicos (Makaran <i>et al.</i> , 1993).....	27
FIGURA 2.33 - Órtese funcional robotizada (PINTO, 1999).....	28
FIGURA 2.34 - Exoesqueleto (DICICCO <i>et al.</i> , 2004).....	29
FIGURA 2.35 - Sistema robótico de reabilitação (ANDREASEN <i>et al.</i> , 2005).	30
FIGURA 2.36 - Primeiro protótipo da órtese do Labbio/UFMG (MENESES <i>et al.</i> , 2005).....	31

FIGURA 2.37 - Órtese de mão do Labbio/UFMG (MENESES, 2008).	31
FIGURA 2.38 - Detalhe da órtese de cotovelo (CORRÊA JR <i>et al.</i> , 2010).	32
FIGURA 3.1 - Representação da estrutura óssea da mão humana.....	34
FIGURA 3.2 - Modelo geométrico da estrutura óssea da mão humana.....	35
FIGURA 3.3 - Modelo geométrico do osso metacarpo: (a) Geometria base, (b) Reconstrução do Sólido.....	36
FIGURA 3.4 - Modelo geométrico do dedo indicador. (a) Imagem anatômica (NETTER, 2000); (b) Montagem das geometrias; (c) Articulação Interfalangeanas Distal (IFD).....	37
FIGURA 3.5 - Geração da geometria da mão: (a) Planos transversais; (b) Curvas de suavização; (c) Geometria final.....	38
FIGURA 3.6 - Par de contato entre as cartilagens	40
FIGURA 3.7 - Superfícies de união entre Cápsula e Osso.....	40
FIGURA 3.8 - Modelo do metacarpo. (a) Malha 3D de um metacarpo; (b) Detalhe da malha.....	41
FIGURA 3.9 - Malhas volumétricas: (a) Malha da cápsula; (b) Malha da cartilagem.	41
FIGURA 3.10 - Malha representativa dos ossos, cápsulas e cartilagens.....	42
FIGURA 3.11 - Malha volumétrica representativa da pele.....	43
FIGURA 3.12 - Simulação biomecânica da mão. Detalhe da malha.....	44
FIGURA 3.13 - Representação dos ligamentos da articulação do cotovelo (NETTER, 2000)	45
FIGURA 3.14 - Experimento para determinação da variação angular do cotovelo	46
FIGURA 3.15 - Visible Human Project (<i>The Visible Human Project</i> , 2009)	47
FIGURA 3.16 - Identificação e delineamento das geometrias.	49
FIGURA 3.17 - Posicionamento das imagens dos ossos.....	50
FIGURA 3.18 - Curvas referentes às geometrias dos ossos.....	50
FIGURA 3.19 - Modelo geométrico do tecido ósseo; (a) úmero; (b) ulna; (c) rádio.	51
FIGURA 3.20 - Modelo geométrico do cotovelo com a cápsula articula e os ligamentos.....	51

FIGURA 3.21 - Modelo geométrico da pele.....	52
FIGURA 3.22 - Construção do modelo da mão; (a) Alinhamento das seções transversais; (b) Sólido tridimensional da mão.	52
FIGURA 3.23 - Alinhamento das seções transversais delineadas.	53
FIGURA 3.24 - Geração das seções frontais: (a) Matriz bidimensional; (b) Matriz tridimensional; (c) Seção frontal; (d) Nova matriz bidimensional; (e) Imagem frontal.	54
FIGURA 3.25 - Comparação dos delineamentos; (a) Seção transversal; (b) Posicionamento da seção frontal; (c) Contornos das seções transversais; (d) Contornos das seções frontais.	55
FIGURA 3.26 - Modelos geométricos em desenvolvimento no Labbio/UFMG.....	56
FIGURA 3.27 - Malha do modelo de elementos finitos.	57
FIGURA 3.28 - Modelo do cotovelo utilizando FEM; (a) Malha da pele; (b) Montagem das malhas.....	58
FIGURA 3.29 - Órtese de mão do Labbio/UFMG; (a) Luva; (b) Órtese estática.....	59
FIGURA 3.30 - Posicionamento dos eletrodos passivos (MENESES, 2008).	60
FIGURA 3.31 - Geometria da luva da órtese da UFMG.....	61
FIGURA 3.32 - Geometria do tendão artificial: (a) Plano de deslocamento; (b) Perfil do tendão artificial; (c) Geometria final.....	61
FIGURA 3.33 - Comportamento de: (a) Elementos de membrana; (b) Elementos de Casca homogênea.....	62
FIGURA 3.34 - Malha a luva da órtese de mão.....	63
FIGURA 3.35 - Comportamento de: (a) Elementos de Treliça; (b) Elementos de Barra.	63
FIGURA 3.36 - Malha de um tendão artificial.....	64
FIGURA 3.37 - Restrição de deslocamentos.	65
FIGURA 3.38 - Condição de contorno aplicada ao tendão artificial.	65
FIGURA 3.39 - Órtese de cotovelo do Labbio/UFMG.....	66
FIGURA 3.40 - Sistema de acionamento da órtese de cotovelo.....	67
FIGURA 3.41 - Superfícies de contato entre os apoios e a geometria do braço.	68

FIGURA 3.42 - Geometria do apoio do ante-braço; (a) Superfície espaçada; (b) Sólido tridimensional.	68
FIGURA 3.43 - Modelo geométrico da estrutura articulável.	69
FIGURA 3.44 - Modelo geométrico da órtese de mão e do cotovelo.	69
FIGURA 3.45 - Malha dos apoios.	70
FIGURA 3.46 - Malha da estrutura articulável.	71
FIGURA 3.47 - Polia; (a) Ponto de Referência; (b) Malha da polia.	71
FIGURA 3.48 - Malha do modelo da órtese de cotovelo.	72
FIGURA 3.49 - Simulação biomecânica da órtese de cotovelo; (a) Condições de contorno; (b) Movimento de flexão do cotovelo (FREIVALDS, 2004).	73
FIGURA 3.50 - Condição de contorno aplicada a simulação da órtese.	74
FIGURA 3.51 - Aplicação da força na extremidade inferior da estrutura articulada.	74
FIGURA 3.52 - Condição de rotação aplicada na polia.	75
FIGURA 3.53 - Identificação da fossa coronóide, fossa do olécrano e olécrano.	76
FIGURA 3.54 - Geometria do úmero fraturado.	77
FIGURA 3.55 - Posicionamento dos pinos para análise da estabilização da fratura supracondilar.	77
FIGURA 3.56 - Malha do modelo da fixação da fratura supracondilar.	78
FIGURA 3.57 - Simulação biomecânica da fratura supracondilar. (a) Restrição de deslocamento; (b) Pares de contatos.	79
FIGURA 3.58 - Rotação aplicada na extremidade superior do úmero.	79
FIGURA 3.59 - Experimento para determinar a relação entre a força no tendão artificial e o ângulo de flexão dos dedos da órtese (ROCHA, 2007).	80
FIGURA 3.60 - Solução analítica para a órtese de cotovelo.	81
FIGURA 3.61 - Experimento de calibração da célula de carga.	82
FIGURA 3.62 - Experimento para calibração do potenciômetro.	83
FIGURA 3.63 - Experimento de validação da órtese de mão; (a) órtese em 0° de flexão; (b) órtese em 90° de flexão.	84
FIGURA 3.64 - Tela do aplicativo desenvolvido no programa <i>Labview</i>	84

FIGURA 3.65 - Configurações de fixações; (a) ZL ₁ ; (b) ZL ₂ ; (c) Z ₃ ; (d) Z ₄	86
FIGURA 3.66 - Configurações das fixações; (a) L ₂ ; (b) ZL ₁ ; (c) L ₃ ; (d) L ₄	87
FIGURA 4.1 - Resultado da simulação biomecânica da mão.	90
FIGURA 4.2 - Simulação do movimento de flexão do indicador por ação da órtese de mão.....	91
FIGURA 4.3 - Comportamento da força de tração em função do deslocamento do tendão.....	92
FIGURA 4.4 - Comportamento do ângulo de flexão do dedo indicador; (a) Representação do ângulo do dedo indicador (θ); (b) Relação do ângulo ($^{\circ}$) com o deslocamento (mm).....	93
FIGURA 4.5 - Relação entre força de tração e ângulo de flexão do dedo indicador.	94
FIGURA 4.6 - Simulação da órtese provocando movimento de flexão do cotovelo.	95
FIGURA 4.7 - Resultados numéricos para a carga de 20 N.....	96
FIGURA 4.8 - Resultados da solução analítica do torque em função do ângulo da articulação da órtese de cotovelo.....	97
FIGURA 4.9 - Calibração da célula de carga.	98
FIGURA 4.10 - Calibração do potenciômetro.....	99
FIGURA 4.11 - Relação entre força e o ângulo da articulação da órtese de cotovelo.	100
FIGURA 4.12 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 5 N.....	101
FIGURA 4.13 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 10 N.....	101
FIGURA 4.14 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 20 N.....	102
FIGURA 4.15 - Resultados das simulações das diferentes configurações das fixações.	104
FIGURA 4.16 - Distribuição de pressão na superfície de contato; (a) Fixação mais estável; (b) Fixação menos estável.	106

FIGURA 4.17 - Análise de tensões; (a) Região da fratura da fixação mais estável; (b) Região da fratura da fixação menos estável; (c) Região cortical da fixação mais estável; (d) Região cortical da fixação menos estável..... 107

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - Funções de energia de deformação de modelos hiperelásticos.	20
TABELA 4.1 - Medições da célula de carga.....	97
TABELA 4.2 - Medições do potenciômetro.....	98
TABELA 4.3 - Análise da diferença para a carga de 5 N.	102
TABELA 4.4 - Análise da diferença para a carga de 10 N.....	103
TABELA 4.5 - Análise da diferença para a carga de 20 N.....	103
TABELA 4.6 - Comparação entre os resultados numéricos com os resultados encontrados na literatura:.....	105

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional.
3D	Tridimensional.
CC	Corrente Contínua.
EMG	Eletromiografia.
IFD	Interfalangeana Distal.
IFP	Interfalangeana Proximal.
MCF	Metacarpofalangeana.
MEF	Método dos Elementos Finitos.
m	metro.
mm	milímetro.
N	Newton.
Pa	Pascal (N/m^2).
R2	Coefficiente de correlação.
s	segundos.
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais.
VHP	Visible Human Project (Projeto Homem Visível).
VKH	Visible Korea Human (Homem Coreano Visível).
VCH	Virtual Chinese Human (Homem Chinês Visível).

RESUMO

A compreensão das forças atuantes sobre o membro superior é essencial para o aperfeiçoamento de procedimentos de reabilitação e de cirurgia. Nos últimos anos, têm se consagrado modelos biomecânicos que traduzem o comportamento de tecidos e de seres vivos em equações para que, utilizando as ferramentas da engenharia, seja possível melhorar a compreensão dos fenômenos fisiológicos. Este trabalho trata do modelamento biomecânico do membro superior utilizando técnicas de geração das geometrias que representam os diferentes tecidos, a prescrição dos modelos constitutivos e a geração de malhas adequadas para simulação de esforços e deformações empregando o método dos elementos finitos. O objetivo deste estudo foi desenvolver metodologia para gerar modelos tridimensionais apropriados para realizar simulações do membro superior de interesse da biomecânica, da reabilitação e da ortopedia. A metodologia consistiu no desenvolvimento, validação e aplicação de modelos biomecânicos da mão e do cotovelo. Para a criação de modelos biomecânicos foram utilizadas duas propostas, uma com base em modelos geométricos fornecidos por empresas de animação gráfica e outra a partir de imagens médicas. As aplicações dos modelos biomecânicos consistiram no aperfeiçoamento da órtese de membro superior e na análise de diferentes configurações de inserção de pinos para reduzir fratura supracondilar do úmero. Os modelos da órtese de mão e o modelo da fixação de fratura supracondilar foram validados por valores experimentais obtidos na literatura, enquanto o modelo da órtese de cotovelo foi validado por experimento realizado no Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais. Os resultados obtidos da simulação numérica da órtese de mão possibilitou determinar a relação entre a força de tração no tendão artificial com o ângulo de flexão do dedo indicador. A comparação dos resultados numéricos da simulação da órtese de cotovelo com os resultados experimentais e analíticos possibilitou a sua validação. Foi demonstrado que o modelo de fixação da fratura supracondilar é capaz de representar os fenômenos mecânicos que ocorrem durante as cargas de torção na fratura reduzida. Concluiu-se que a metodologia de desenvolvimento e validação de modelos tridimensionais adotada neste trabalho possibilitou, com sucesso, a geração de um modelo biomecânico do membro superior.

Palavras-chave: bioengenharia, engenharia biomecânica, modelo biomecânico, mão, cotovelo, fratura supracondilar, método dos elementos finitos.

ABSTRACT

The comprehension of the forces to which the upper members are subjected is essential to improve rehabilitation and surgical procedures. Recently, biomechanical models have been developed to reproduce the behavior of tissues and living systems by means of mathematical equations, such that, by using engineering tools, it is possible to improve our knowledge of the physiological phenomenon. The present work deals with the biomechanical modeling of the human upper member. The geometrical models were constructed using computational techniques, to represent the different tissues, to which boundary conditions and constitutive models were applied. Finite element meshes were generated from the constructed geometries and using the finite element method, the stress and strain fields were obtained. The objective of the present study was to develop a methodology to generate tridimensional models, optimized to be used on numerical simulations of the upper member, with interests on rehabilitation and orthopedics. The methodology consisted on the development, validation and application of biomechanical models of the hand and elbow. To generate the biomechanical models, two different approaches were used, one based on geometrical models obtained from a graphical animation company, and another based on medical images. The models developed on the present work were applied to improve an upper limb orthosis and to analyze the different possible configurations for the insertion of the fixation pins, in order to reduce the supracondylar fracture of the humerus. The models for the hand orthosis and fixation system for the supracondylar fracture of the humerus were validated by experimental values obtained from the literature, while the model for the elbow orthosis was validated with experimental data obtained on the Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais. The results obtained from the numerical simulations of the developed hand orthosis allowed to determine the relation between the traction force on the artificial tendon and the degree of flexion of the index finger. Comparing the numerical results with the experimental and analytical results made its validation. It has been demonstrated that the model for the fixation system for a supracondylar fracture is able to reproduce the mechanical system that occurs during the torsion loads on the reduce fracture. Concluding, the methodology used to develop and validate the tridimensional models developed on this work allowed to generate a biomechanical model for the upper member.

Keyword: bioengineering, biomechanical engineering, biomechanical model, hand, elbow, supracondylar fracture, finite element method

1. INTRODUÇÃO

Lesões que acometem o membro superior, causadas por patologias ou acidentes, ocasionam sérias consequências socioeconômicas, impedindo o indivíduo de estar ativo no mercado de trabalho. Além disso, limitam o indivíduo no desempenho das suas atividades diárias, resultando em incapacidades significativas (WU *et al.*, 2008).

Segundo dados do Ministério da Previdência Social, em 2009, o número de acidentes ocupacionais atingiu 740 mil trabalhadores. Dentre os acidentes registrados, os de maior participação foram lesão e fratura do punho (10,6%) e lesão e fratura da mão (6,5%) (PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2011).

Outra lesão de membro superior com alta incidência é a que decorre da hemiplegia do Acidente Vascular Encefálico (AVE). O AVE é a principal causa de incapacidade no mundo (LAVADOS *et al.*, 2007). Com base nas informações do DataSus, de 2005 a 2009 registraram-se no Brasil cerca de 170.000 internações por AVE/ano (DATASUS, 2011).

Uma lesão do membro superior muito comum também, em crianças, são as fraturas supracondilares do úmero (FIG. 1.1) que totalizam 17% de todas as fraturas no corpo e até 60% das fraturas do cotovelo (HOUSHIAN *et al.*, 2001; TERRA *et al.*, 2005; MAHAN *et al.*, 2007). O método de escolha para o tratamento é a redução incruenta (manipulação forçada do fragmento ósseo para restaurar a anatomia do osso) e a fixação percutânea com pinos. Entretanto, durante a análise pré-cirúrgica, o posicionamento dos pinos para a estabilização da fratura ainda é controverso. Além de não definir qual é o método mais estável aos esforços antero-posterior e rotacional, há a possibilidade de ocorrer lesão do nervo ulnar no ponto de entrada do pino (LARSON *et al.*, 2006).

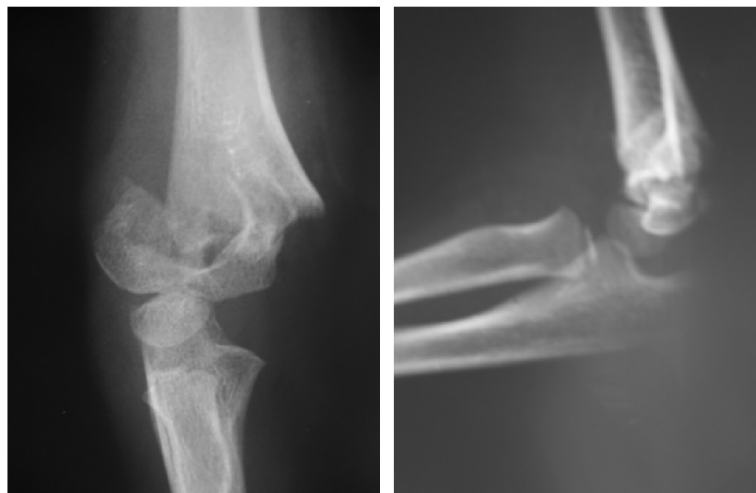


FIGURA 1.1 - Fratura supracondilar (MAHAN *et al.*, 2007).

Para o desenvolvimento de órteses utilizadas na reabilitação de lesões ocupacionais e neurológicas e para as análises pré-cirúrgicas de fraturas supracondilares, é essencial a compreensão das forças atuantes sobre o membro superior. Uma das mais promissoras abordagens teóricas que utilizam os conceitos da biomecânica para explorar as forças aplicadas e seus efeitos sobre o corpo humano são os modelos biomecânicos (SANCHO-BRU *et al.*, 2001; MOLINARI *et al.*, 2005; WU *et al.*, 2008).

Estudos evidenciam que os modelos biomecânicos, por meio do método de elementos finitos, auxiliam na compreensão das forças atuantes sobre as estruturas do corpo humano (DA CUNHA *et al.*, 2000; DANDEKAR *et al.*, 2003; LEE e ZHANG, 2007; GENTIL *et al.*, 2008; PARENTE *et al.*, 2009). Mesmo com os avanços na área dos algoritmos computacionais, análises experimentais devem ser realizadas para a validação dos modelos biomecânicos. Tal validação pode ocorrer por meio de experimentos *in vivo* (THEN *et al.*, 2007) ou *ex vivo* (BANDAK *et al.*, 2001; LEE *et al.*, 2008).

Este trabalho trata do modelamento biomecânico do membro superior utilizando técnicas de geração das geometrias que representam os diferentes tecidos, a prescrição dos modelos constitutivos e a geração de malhas adequadas para simulação de esforços e deformações empregando o método dos elementos finitos. A metodologia descrita neste trabalho foi utilizada no

desenvolvimento da órtese de membro superior, que atualmente ocorre no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da UFMG. Para demonstrar o potencial de aplicação desta metodologia também na ortopedia, foram estudadas as diferentes configurações de redução de fraturas na área supracondilar (cotovelo) por meio de pinos.

1.1 – OBJETIVO GERAL

Desenvolver metodologia para gerar modelos tridimensionais apropriados para realizar simulações do membro superior de interesse da biomecânica, da reabilitação e da ortopedia.

1.1.1 – Objetivos específicos

1. Desenvolvimento de modelos biomecânicos em três dimensões do membro superior: mão e cotovelo.
2. Criar um modelo computacional da órtese de mão do Labbio/UFMG.
3. Criar um modelo computacional da órtese de cotovelo do Labbio/UFMG.
4. Criar um modelo computacional da fixação da fratura supracondilar.
5. Validar os modelos computacionais com valores obtidos experimentalmente e valores encontrados na literatura.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 – MODELOS BIOMECÂNICOS

2.1.1 – Modelos biomecânicos do membro superior

Modelos biomecânicos em 3D são propostos para determinar as forças exercidas durante a preensão de objetos de massa e largura diferenciados (DOMALAIN *et al.*, 2007). Em 1995, Brook e colaboradores apresentaram um modelo dinâmico para o dedo indicador (FIG. 2.1). Foram utilizadas aproximações não-lineares nos modelos para predição das forças nos tendões durante movimentos específicos. Os resultados das simulações alcançados pelo modelo foram comparados com valores de forças obtidos experimentalmente por outros autores (BROOK *et al.*, 1995).

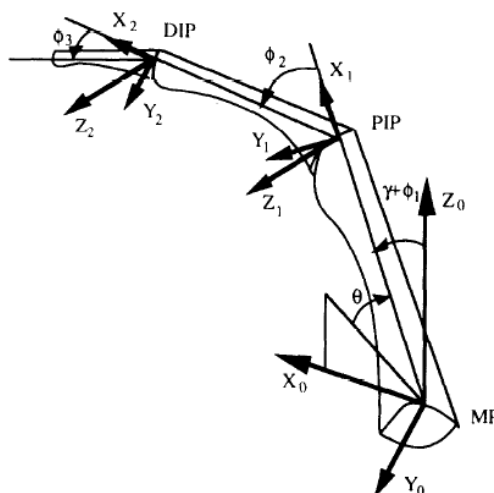


FIGURA 2.1 - Modelo dinâmico do dedo indicador (BROOK *et al.*, 1995).

Sancho-Bru e colaboradores (2001) desenvolveram um modelo 3D dinâmico de um dedo humano com a finalidade de estimar as forças musculares envolvidas durante os movimentos de flexão e extensão. A validade do modelo foi provada por meio de duas simulações: movimentos livres de flexão e extensão de todas as articulações e livre movimento de adução da articulação

metacarpofalangeana. O modelo do músculo considerou três elementos: um elemento contrátil responsável por gerar a força, um elemento elástico paralelo que é responsável pela força passiva gerada pelo músculo quando é alongado, e um componente elástico. No modelo, não foram adicionados tecidos moles, tais como: derme, epiderme, tecido adiposo, ligamentos e cápsulas (FIG. 2.2).

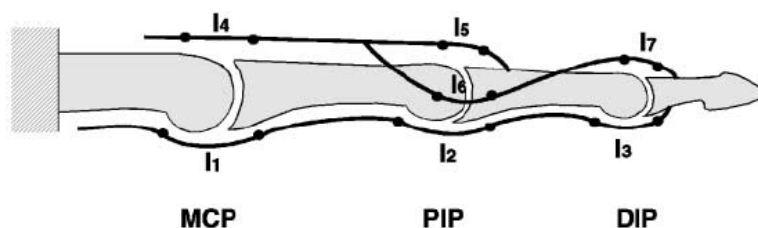


FIGURA 2.2 - Modelo tridimensional de um dedo (SANCHO-BRU *et al.*, 2001)

Sibille e colaboradores (2002) descreveram um modelo anatômico de uma mão constituída por ossos, tendões e tecidos moles. A geometria representante dos tecidos moles foi modelada por elipses envolvendo todas as falanges. Durante o movimento dos dedos, as deformações dos tecidos foram determinadas por uma metodologia que considera a incompressibilidade e o contato dos sólidos. Essa metodologia consiste no monitoramento dos nós das malhas dos sólidos (FIG. 2.3a) e, assim, quando há sobreposição (FIG. 2.3b) um algoritmo desloca os nós sobrepostos (FIG. 2.3c) e calcula a força de reação no contato (SIBILLE *et al.*, 2002).

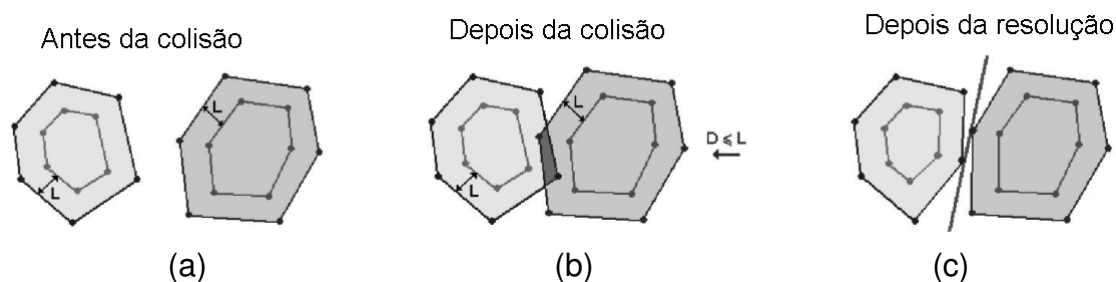


FIGURA 2.3 - Algoritmo de análise de contato (SIBILLE *et al.*, 2002)

Os movimentos da mão resultam da aplicação de forças exercidas pelos tendões sobre a estrutura óssea (FIG. 2.4). Entretanto, a geometria dos tendões não foram representadas, sendo suas ações aplicadas em pontos específicos em cada falange (SIBILLE *et al.*, 2002).

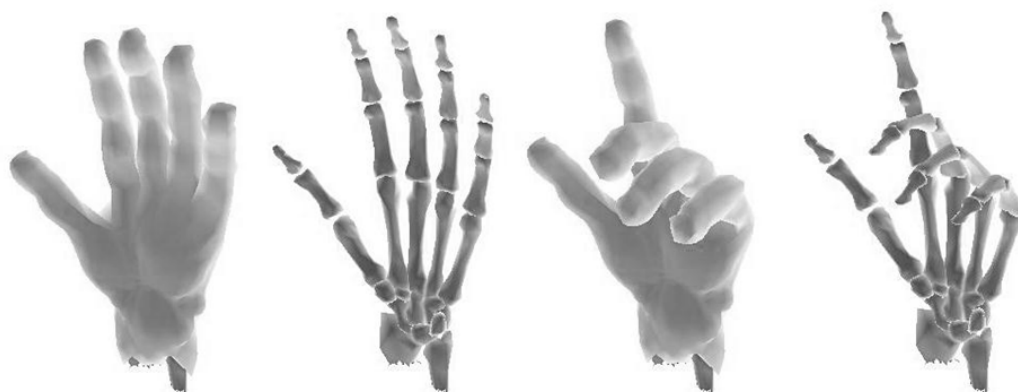


FIGURA 2.4 - Modelo anatômico da mão humana (SIBILLE *et al.*, 2002).

Wu e colaboradores (2003) desenvolveram um modelo biomecânico para simular carregamentos dinâmicos na ponta do dedo obtendo como resposta a força resultante. Para a análise biomecânica, foram criados dois modelos: o primeiro representa o contato com uma superfície rígida (FIG. 2.5a) e o segundo representa o pressionamento de uma tecla (FIG. 2.5b). Em ambos os modelos, o osso foi submetido a deslocamentos verticais. A principal limitação do modelo proposto é que os efeitos da inércia dos dedos e mãos foram desprezados.

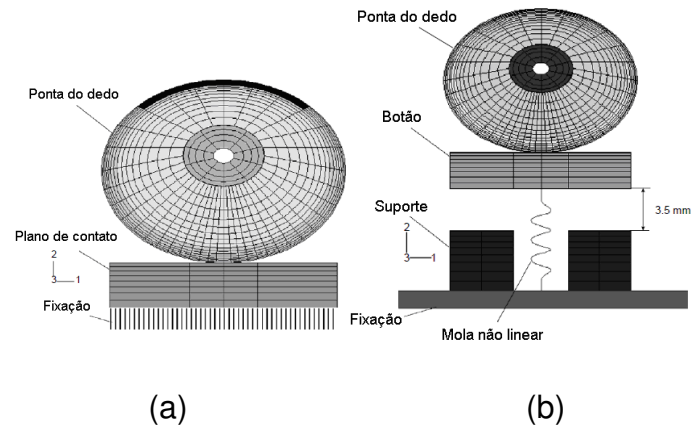


FIGURA 2.5 - Análise de contato do dedo com (a) superfície rígida e (b) uma tecla (WU *et al.*, 2003).

Em 2003, Albrecht e colaboradores apresentaram modelos da mão humana em 3D com estrutura anatômica (FIG. 2.6), adequados para uso em tempo real, tendo sua animação baseada em simulação de deformações de tecidos com propriedades elásticas. Sistemas massa-mola foram utilizados como modelagem das deformações do sistema (ALBRECHT *et al.*, 2003).

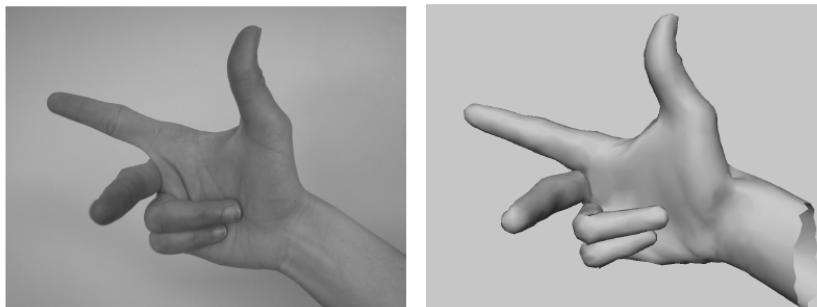


FIGURA 2.6 - Modelo 3D utilizado para animação (ALBRECHT *et al.*, 2003).

Com a finalidade de compreender os mecanismos e o controle motor dos dedos durante a digitação, um modelo dinâmico foi proposto (FIG. 2.7). Os momentos nas articulações dos dedos foram calculados com base em conceitos de Newton e Euler (KUO *et al.*, 2006).

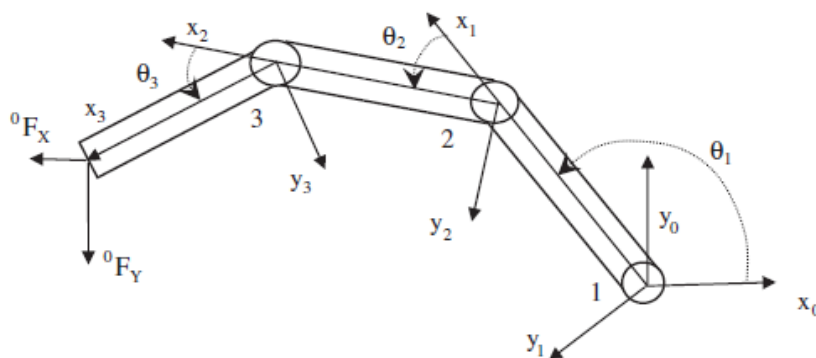


FIGURA 2.7 - Modelo dinâmico (KUO *et al.*, 2006).

Considerando que algumas atividades envolvem risco elevado de ruptura de tendões, em 2006, Vigouroux e colaboradores criaram um modelo biomecânico estático do dedo para analisar as tensões aplicadas nos tendões (FIG.2.8). Para a validação do modelo foi realizado um experimento para determinar a relação da força aplicada na ponta do dedo e os ângulos das falanges (VIGOUROUX *et al.*, 2006).

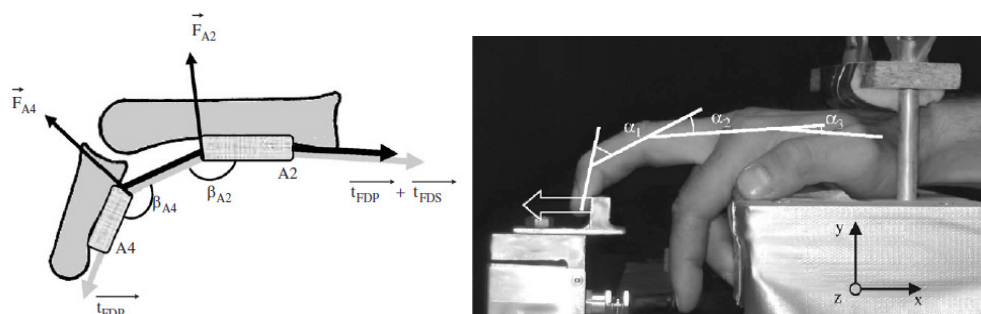


FIGURA 2.8 - Modelo de forças no tendão; Experimento para determinação de forças (VIGOUROUX *et al.*, 2006).

Um modelo biomecânico dinâmico dos movimentos da mão foi proposto para determinação de torques nas articulações (FIG. 2.9). O modelo facilitou computacionalmente a simulação dos movimentos de múltiplos dedos da mão.

Este modelo incorpora torques dinâmicos nas articulações e utiliza como realimentação dados cinemáticos experimentais (LEE e ZHANG, 2007).

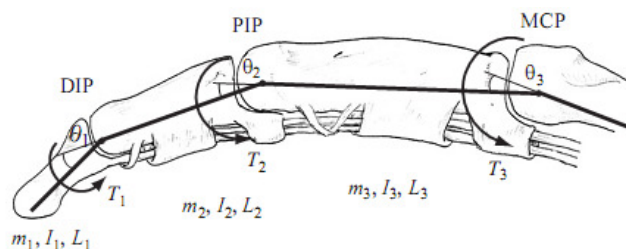


FIGURA 2.9 - Modelo dinâmico (LEE e ZHANG, 2007).

Modelos com aparência realística são apresentados utilizando fotografias para a construção geométrica. Lee e Kim (2007) criaram um modelo anatômico animado que reproduz movimentos da mão humana. Algoritmos criam uma superfície de deformação do modelo, onde marcadores naturais são adaptados para indicar as articulações. Pelo fato do modelo ser utilizado apenas para animações, não houve a necessidade de caracterização de materiais. O modelo representa apenas uma estrutura externa, ou seja, apenas a pele da mão humana. Esse tipo de modelo cinemático não é capaz de prever tensões e deformações (FIG. 2.10).

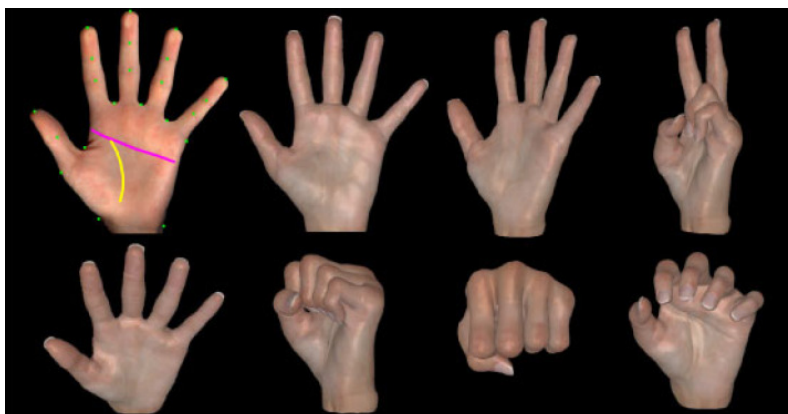


FIGURA 2.10 - Modelo anatômico da mão (LEE e KIM, 2007).

Em 2007, Dong e colaboradores apresentaram modelos analíticos a fim de estudar o comportamento da mão humana em resposta a vibrações. Os modelos propostos são considerados para servir como ferramentas úteis na concepção e avaliação de métodos de isolamento às vibrações, e também em análises de vibrações de ferramentas elétricas (FIG. 2.11).

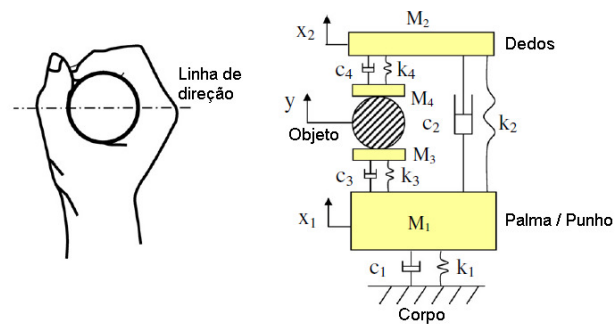


FIGURA 2.11 - Modelo constitutivo para análises de vibrações (DONG *et al.*, 2007).

Para uma análise biomecânica de um dedo pressionando uma tecla, Wu e colaboradores (2008) criaram um modelo dinâmico em 3D. Neste modelo os músculos e tendões são conectados aos ossos. O dedo é representado pelo metacarpo e pelas falanges: distal, medial e proximal (FIG. 2.12a). As conexões entre os ossos são feitas pelas articulações. A simulação tem como resultado a força gerada na ponta do dedo (FIG. 2.12b). Modelos utilizados para determinação das forças durante a interação de pessoas com objetos possibilitam o desenvolvimento de equipamentos mais ergonômicos, minimizando lesões dos trabalhadores (WU *et al.*, 2008).

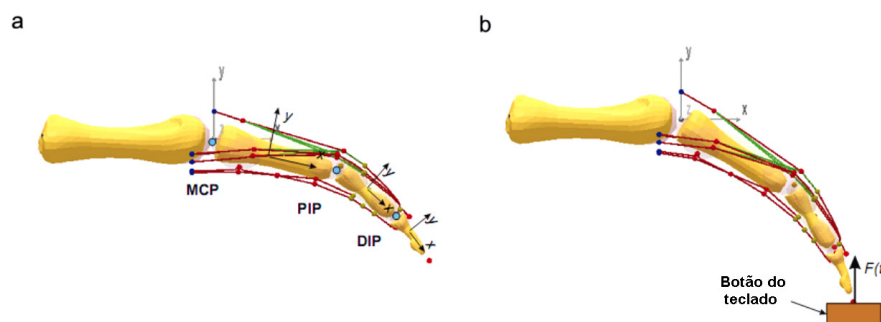


FIGURA 2.12 - Desenvolvimento de equipamentos ergonômicos. (a) Modelo dinâmico 3D; (b) Simulação de pressionamento de uma tecla (WU *et al.*, 2008).

Em 2009, Rocha e colaboradores criaram um modelo biomecânico 3D da mão humana utilizando MEF (FIG. 2.13). O modelo constituía-se dos ossos dos dedos, das cápsulas articulares e da pele. O modelo utilizava propriedades hiperelásticas para a pele e para as cápsulas. Os autores realizaram simulações biomecânicas para analisar o comportamento do modelo. O resultado foi a flexão do dedo indicador.

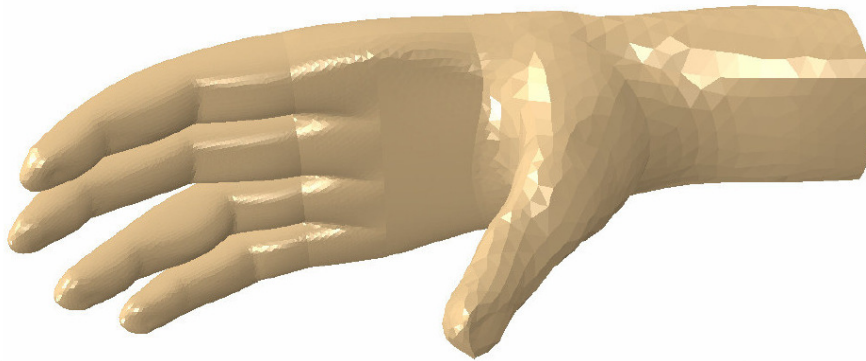


FIGURA 2.13 - Modelo biomecânico tridimensional da mão humana (ROCHA *et al.*, 2009).

Em 2002, Takatori e colaboradores criaram um modelo biomecânico tridimensional do cotovelo com o objetivo de analisar a distribuição de tensões na articulação úmero-radial (FIG. 2.14a). O modelo geométrico era constituído apenas pelas estruturas dos ossos, as quais foram obtidas por tomografia computadorizada. Para a validação do modelo foi realizado um experimento utilizando articulações de cadáveres (FIG. 2.14b). A distribuição de tensões na junta úmero-radial foi analisada com filme sensível à pressão. Os padrões de distribuição de tensões experimentais foram semelhantes aos numéricos (TAKATORI *et al.*, 2002).

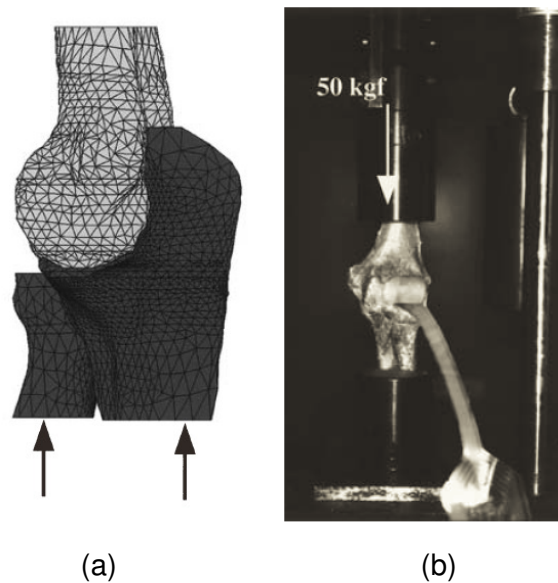


FIGURA 2.14 - Estudo biomecânico do cotovelo; (a) Modelo Biomecânico do cotovelo; (b) Análise experimental (TAKATORI *et al.*, 2002).

Considerando a lesão do cotovelo comum em atletas de tênis, em 2009, Jia propôs um modelo computacional para explicar, pelo ponto de vista da mecânica, a lesão de cotovelo. As distribuições de tensões nos ligamentos foram analisadas por meio de métodos de elementos finitos. As simulações demonstraram que o cotovelo em extensão máxima, posição muito solicitada durante o jogo de tênis, gera concentração de tensões no ligamento colateral medial (FIG. 2.15). O autor atribui a degeneração da adesão do tecido fibroso à concentração de tensões resultando na lesão dos ligamentos (JIA, 2009).

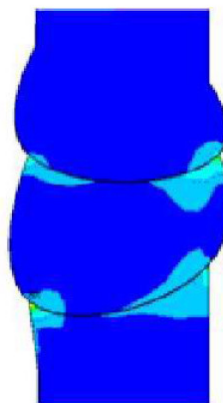


FIGURA 2.15 - Distribuição de tensões no ligamento colateral medial (JIA, 2009).

Tarniță e colaboradores (2010) criaram um modelo computacional tridimensional do cotovelo com o objetivo de estudar a otimização de próteses. O trabalho apresenta uma metodologia para obter um modelo do cotovelo usando imagens de tomografia computadorizada associado com um programa CAD. O modelo computacional do cotovelo humano contendo ossos, ligamentos e músculos utilizou o método dos elementos finitos para estudos biomecânicos (FIG. 2.16). As geometrias dos ligamentos e músculos foram criadas a partir de estudos anatômicos, uma vez que não eram visíveis nas imagens da tomografia computadorizada.



FIGURA 2.16 - Modelo tridimensional do cotovelo (TARNIȚĂ *et al.*, 2010).

2.1.2 – Geração de geometrias

Técnicas avançadas de captação de imagens, tais como tomografia computadorizada (TC) e ressonância magnética (RM) são utilizadas para a geração das geometrias dos modelos biomecânicos. As imagens são importadas em programas de desenho auxiliado por computador (*Computer-aided design* - CAD) para a criação das geometrias dos modelos em 3D (ALEXANDRE *et al.*, 2006; PIMENTA *et al.*, 2006).

Além dos exames imageológicos, outra fonte de imagens para a criação das geometrias dos modelos biomecânicos são imagens reais de cadáveres. Essas imagens representam cortes transversais de corpos cadavéricos congelados. A National Library of Medicine (NLM) dos EUA criou o primeiro projeto do homem visível (***Visible Human Project*** - VHP). Em 1994 e 1995, *Health Science*

Center da Universidade do Colorado, estabeleceu o primeiro conjunto de dados do sexo masculino e feminino. Em março de 2001, uma universidade na Coreia e o Instituto Coreano de Ciência e Tecnologia da Informação criaram o **Visible Korea Human** (VKH). Posteriormente, em 2001, a China iniciou o projeto **Virtual Chinese Human** (VCH) e em fevereiro de 2003, o conjunto de dados de uma mulher foi finalizada em *Southern Medical University*, com o catálogo **Virtual Chinese Human Female** (VCH-F1). (SPITZER e WHITLOCK, 1998; PARK *et al.*, 2008; YUAN *et al.*, 2008).

Um modelo de elementos finitos 3D da articulação do tornozelo humano foi desenvolvido por Bandak e colaboradores em 2001 para estudar as lesões causadas por impactos. Para representar a estrutura óssea, contornos foram extraídos de imagens médicas (FIG. 2.17a). Curvas suavizadas contínuas foram usadas para representar as fronteiras dos diferentes tecidos dos ossos (FIG. 2.17b). Em cada seção foi criada a malha representativa (FIG. 2.17c). A união das seções gerou os sólidos do modelo (FIG. 2.17d).

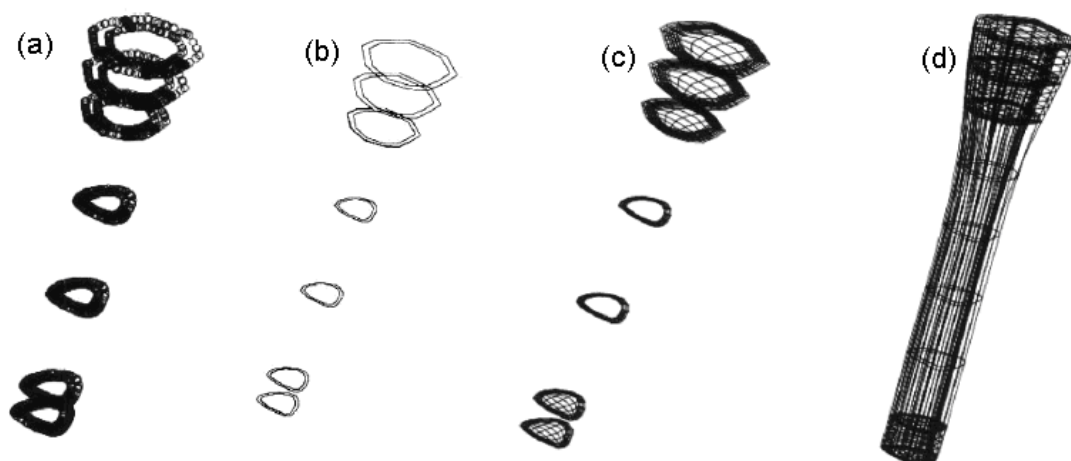


FIGURA 2.17 - Geração da geometria do fêmur: (a) Contornos do osso; (b) Curvas suavizadas; (c) Malha bidimensional; (d) Malha tridimensional. (BANDAK *et al.*, 2001)

Em 2003, Wu e colaboradores criaram um modelo representativo em 2D do perfil da ponta do dedo (FIG. 2.18). Dimensões geométricas encontradas na

literatura foram utilizadas para a criação da geometria do modelo. Considerando formas elípticas gerou-se o perfil da ponta do dedo. O tecido da pele, incluindo a derme e epiderme, recebeu propriedades hiperelásticas. A unha e os ossos foram considerados como linear elástico.

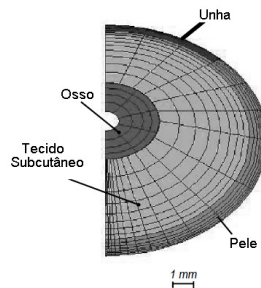


FIGURA 2.18 - Modelo 2D da ponta de um dedo (WU *et al.*, 2003).

Um sistema de vídeo incorporado a um microscópio foi utilizado para adquirir uma sequência de imagens de alto contraste em 2D de réplicas de dedos de primatas em diversas orientações (DANDEKAR *et al.*, 2003). Um total de 100 imagens de planos distintos foi obtido para cada dedo. Em cada plano foi extraída a fronteira da geometria do dedo (FIG. 2.19a). Pontos de referência foram gerados em seções transversais ao longo dos dedos (FIG. 2.19b) e posteriormente unidos para criar os perfis das geometrias (FIG. 2.19c).

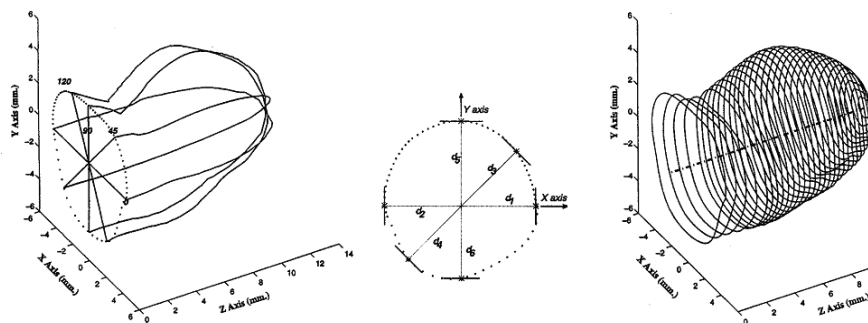


FIGURA 2.19 - Geração da geometria 3D da ponta do dedo: (a) Fronteiras relativas aos planos; (b) Pontos representativos; (c) Perfis ao longo do dedo (DANDEKAR *et al.*, 2003).

Com a união dos perfis criados nas seções transversais os autores reconstruíram as geometrias em 3D da ponta do dedo de um homem (FIG. 2.20a). A pele foi modelada com duas camadas correspondente à epiderme e a derme. As dimensões da falange distal foram extraídas de imagens de raios-X. Mais duas camadas intermediárias foram criadas entre a pele e o osso para o modelo dos tecidos adiposos e fibrosos. Estas cinco camadas foram definidas em cada uma das secções transversais do modelo (FIG. 2.20b) (DANDEKAR *et al.*, 2003).

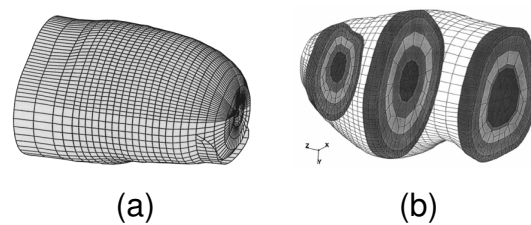


FIGURA 2.20 - Modelo da extremidade do dedo; (a) Superfície externa; (b) Camadas internas do modelo do dedo (DANDEKAR *et al.*, 2003).

Then e colaboradores propuseram em 2007 um modelo em 2D utilizando MEF para a caracterização das propriedades mecânicas da região glútea. Para a geração das geometrias do modelo, foram utilizadas imagens de ressonância magnética. As imagens foram criadas antes do experimento (FIG. 2.21a), para gerar o sólido inicial, e durante o experimento (FIG. 2.21b), para gerar o sólido deformado devido à pressão aplicada.

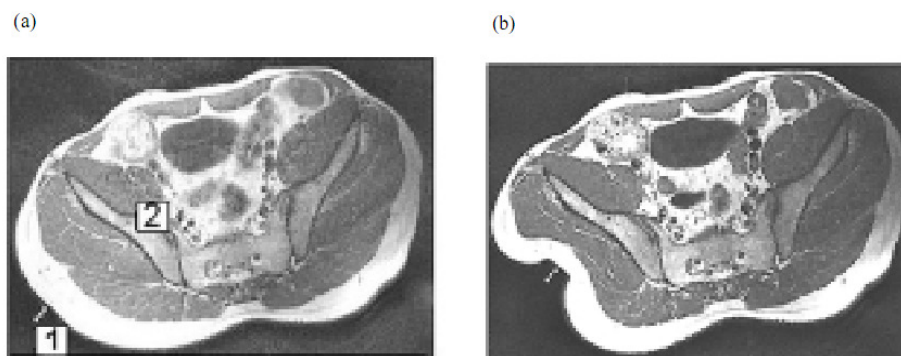


FIGURA 2.21 - Obtenção da geometria da região glútea; (a) Imagem de ressonância antes do experimento; (b) Imagem durante o experimento (THEN *et al.*, 2007).

Cox e colaboradores, em 2007 realizaram um estudo para analisar os fatores associados ao desconforto. O modelo geométrico foi criado a partir de fotografias de fatias do corpo humano, estas foram fornecidas pelo programa *Visible Human*. Pelo fato das imagens serem retiradas de um cadáver em posição de decúbito dorsal, o modelo geométrico inicial apresentava os membros inferiores estendidos. Como o objetivo da simulação era analisar pressões na região glútea, foi necessário adaptar o modelo geométrico. Utilizando um scanner laser foi possível criar um modelo geométrico com os membros inferiores flexionados (FIG. 2.22).

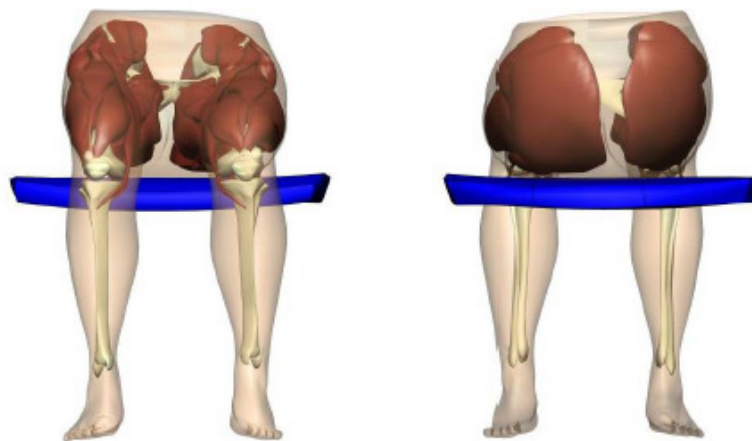


FIGURA 2.22 - Modelo geométrico 3D dos membros inferiores (COX *et al.*, 2007).

2.1.3 – Caracterização de tecidos moles

A correta modelagem das leis constitutivas é de fundamental importância para a análise do comportamento mecânico de sólidos e estruturas. Propriedades mecânicas de tecidos moles de amostras da mesma origem podem apresentar características diferenciadas devido, apenas, à sua hidratação quando comparadas com tecidos normais (HENDRIKS *et al.*, 2004).

Na análise estrutural é importante compreender a relação da tensão com a deformação, sendo essas relações constitutivas realizadas por equações lineares ou não-lineares. Conhecidas as propriedades mecânicas definidas como módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν), pode-se

descrever o comportamento de um material elástico linear pela equação. Essa relação pode ser descrita pela *Lei de Hooke* (EQ. 2.1):

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu} \left(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu} \varepsilon_{kk} \delta_{ij} \right) \quad (2.1)$$

onde σ é o tensor de Cauchy e ε é o tensor deformação infinitesimal.

Materiais como tecidos moles possuem uma relação não-linear entre tensão e deformação independentemente do nível de solicitação, caracterizando uma não linearidade quanto à relação constitutiva do material. A cadeia de colágeno presente nos tecidos moles é a grande responsável pela não linearidade da relação tensão e deformação mecânica (BISCHOFF *et al.*, 2000). Neste caso, a *Lei de Hooke* não é aplicável, isto é, não é possível relacionar tensão com deformação utilizando apenas duas constantes do material. A forma mais comum de relacionar a tensão (T_{ij}) e a deformação (E_{ij}) neste caso, é a partir de uma função de energia de deformação (W) (HOSS, 2009). Essa relação é descrita por (EQ. 2.2):

$$T_{ij} = f \left(\frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \right) \quad (2.2)$$

A compreensão da mecânica do tecido mole, por causa do comportamento não-linear comumente exibidos pelas propriedades mecânicas dos materiais, torna comum o uso de modelos hiperelásticos constitutivos. Modelos hiperelásticos, no entanto, dependem de um conjunto de variáveis que devem ser obtidos experimentalmente.

Considerando ser um problema fundamental na teoria da elasticidade encontrar a expressão correta para a energia de deformação de um corpo submetido a uma deformação, Mooney (1940) propôs um modelo fenomenológico com dependência linear do primeiro e segundo invariante de deformação, I_1 e I_2 respectivamente, sendo este talvez o mais celebrado de todos os modelos hiperelásticos. O modelo hiperelástico de energia de deformação (W) de

Mooney-Rivlin de dois parâmetros pode ser representado pela equação (EQ. 2.3):

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (2.3)$$

Considerado um dos modelos de maior potencial na caracterização de materiais hiperelásticos, o modelo de Ogden (1972) é possivelmente o modelo mais conhecido depois de Mooney-Rivlin. A energia de deformação (W) baseia-se diretamente nos alongamentos principais (λ_i) ao contrário dos invariantes de deformação, podendo ser expressa pela equação (EQ. 2.4):

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{c_{(2i-1)}}{c_{2i}} (\lambda_1^{c_{2i}} + \lambda_2^{c_{2i}} + \lambda_3^{c_{2i}} - 3) \quad (2.4)$$

Em um estudo realizado em 2006, Martins e colaboradores estudaram o comportamento não-linear mecânico de tecidos biológicos moles sob tensão uniaxial. As constantes de material para sete diferentes modelos de materiais hiperelásticos foram obtidas por meio de métodos inversos. Os autores utilizaram os seguintes modelos: MOONEY-RIVLIN, YEOH, NEO-HOOKEANO, OGDEN, HUMPHREY, MARTINS e VERONDA-WESTMANN.

A diferença entre os modelos está na função de energia de deformação (W). As equações de cada modelo é apresentada na TAB. 2.1 (MARTINS *et al.*, 2006).

TABELA 2.1 - Funções de energia de deformação de modelos hiperelásticos.

Modelo	Função de energia de deformação
Mooney–Rivlin	$W = \sum_{i=1}^2 c_i (I_i - 3)$
Yeoh	$W = \sum_{i=1}^3 c_i (I_1 - 3)^i$
Neo–Hookean	$W = c_1 (I_1 - 3)$
Ogden	$W = \sum_{i=1}^N \frac{c_{(2i-1)}}{c_{2i}} (\lambda_1^{c_{2i}} + \lambda_2^{c_{2i}} + \lambda_3^{c_{2i}} - 3)$
Humphrey	$W = c_1 (e^{c_2(I_1-3)} - 1)$
Martins	$W = c_1 (e^{c_2(I_1-3)} - 1) + c_3 (e^{c_4(\lambda-1)^2} - 1)$
Veronda–Westmann	$W = c_1 [e^{c_2(I_1-3)} - 1] - \frac{c_1 c_2}{2} (I_2 - 3)$

O resultado experimental e os resultados numéricos foram traçados na FIG. 2.23. Dos sete modelos de materiais analisados, seis apresentaram boas correlações (fator de correlação > 0,99) entre os dados teóricos e os experimentais. O modelo Neo-Hookeano apresentou o pior desempenho, incapaz de captar a não linearidade das propriedades mecânicas dos materiais (MARTINS *et al.*, 2006).

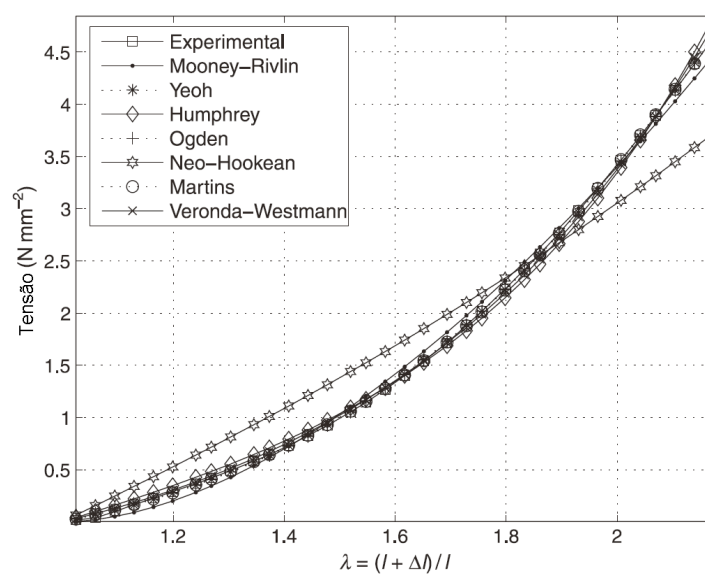


FIGURA 2.23 - Análise dos modelos constitutivos das propriedades dos materiais (MARTINS *et al.*, 2006).

Martins e colaboradores (2006) verificaram que o número de parâmetros do modelo constitutivo influencia na aproximação dos modelos de otimização. Uma das melhores aproximações apresentada foi o resultado numérico obtido utilizando o modelo de Ogden com seis parâmetros, entretanto o número de interações realizadas foi muito superior ao modelo de Mooney-Rivlin com apenas dois parâmetros. Diante da facilidade na obtenção dos parâmetros do modelo Mooney-Rivlin, alguns estudos consideram esse o melhor modelo para prever o comportamento não linear de materiais hiperelásticos, isotrópicos e incompressíveis em seres humanos (VALENCIA; BAEZA, 2009).

Pela simplicidade e boa representação do comportamento dos tecidos moles o modelo constitutivo Mooney-Rivlin foi utilizado nos modelos biomecânicos gerados no presente trabalho.

Uma padronização do procedimento para determinar as propriedades mecânicas de tecidos moles *in vivo* ainda não foi estabelecida. Diferentes metodologias são empregadas por diversos pesquisadores. Algumas metodologias serão apresentadas a seguir. Em 1996, Clark e colaboradores realizaram um experimento para determinar as propriedades mecânicas da

pele. Durante o experimento, a pele foi esticada por separadores e entre estes foi instalado um extensômetro. A rigidez da pele pode ser calculada com os valores das forças aplicadas pelos separadores e com os valores de deformações medidos pelo extensômetro (FIG. 2.24) (CLARK *et al.*, 1996).

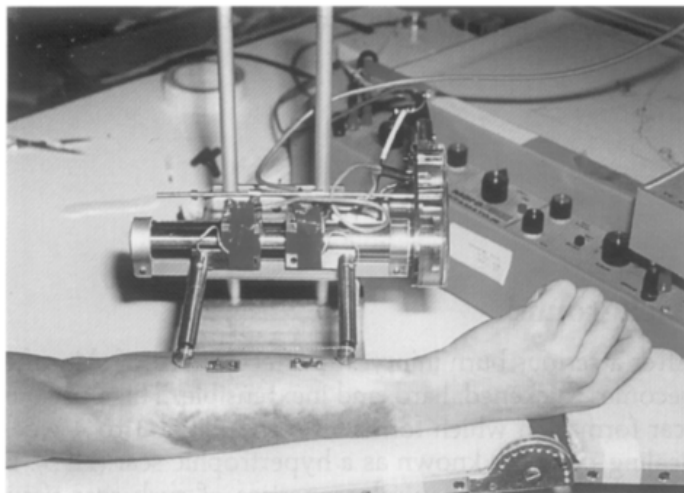


FIGURA 2.24 - Experimento in vivo para determinação de propriedades mecânicas da pele (CLARK *et al.*, 1996).

Com o intuito de determinar os parâmetros dos tecidos moles da ponta do dedo, em 2003, Dandekar e colaboradores realizaram simulações numéricas (FIG. 2.25) utilizando diferentes propriedades nos tecidos e os resultados foram comparados com valores experimentais encontrados na literatura.

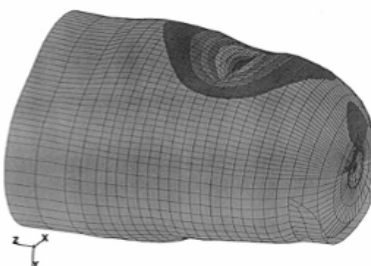


FIGURA 2.25 - Modelo 3D da ponta do dedo (DANDEKAR *et al.*, 2003).

Em 2003, para a caracterização do comportamento mecânico da pele, Hendriks e colaboradores apresentaram um método numérico e experimental. A geometria do modelo foi obtida a partir de imagens de ultra-som. As imagens de ultra-som foram geradas antes (FIG. 2.26a) e durante o experimento (FIG. 2.26b), e a partir destas foi possível gerar curvas de tensão em função da deformação.

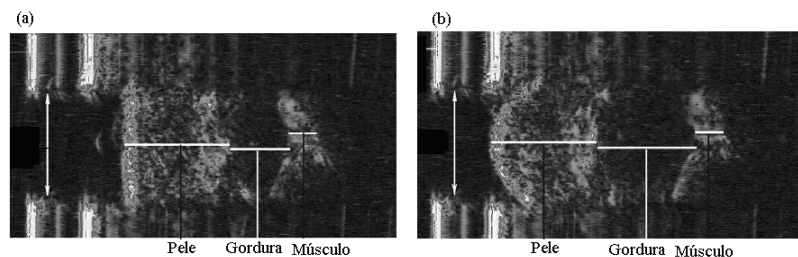


FIGURA 2.26 - Análises de comportamento da pele utilizando imagens de ultra-som (a) antes do experimento e (b) durante o experimento (HENDRIKS *et al.*, 2003).

Após a realização do experimento, um modelo numérico foi criado (FIG. 2.27a) utilizando as propriedades encontradas pelas curvas de tensão por deformação obtidas no experimento (HENDRIKS *et al.*, 2003). A espessura da pele foi obtida da imagem de ultra-som. Os autores concluíram que o resultado reproduziu o comportamento do modelo da pele (FIG. 2.27b).

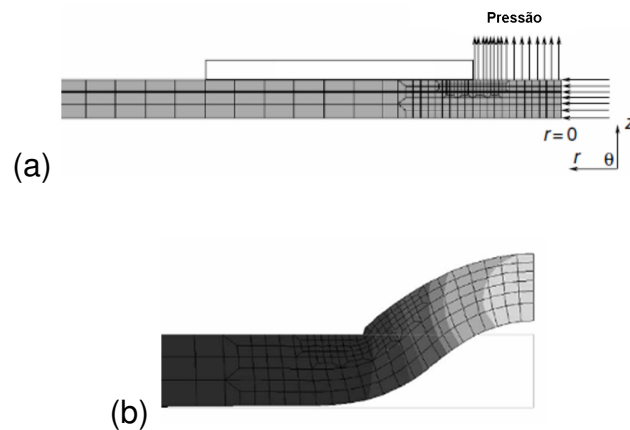


FIGURA 2.27 - Determinação das propriedades da pele. (a) Modelo da pele humana utilizando MEF; (b) Resultado da simulação (HENDRIKS *et al.*, 2003).

Wu e colaboradores (2007) propuseram um novo método para determinar o comportamento não linear elástico da pele e do tecido subcutâneo (FIG. 2.28). Amostras que continham pele e tecido subcutâneo foram retiradas de tecidos suínos. Os espécimes foram comprimidos entre duas placas cilíndricas de aço inoxidável. O deslocamento de compressão foi determinado usando sistema ótico e mecânico.

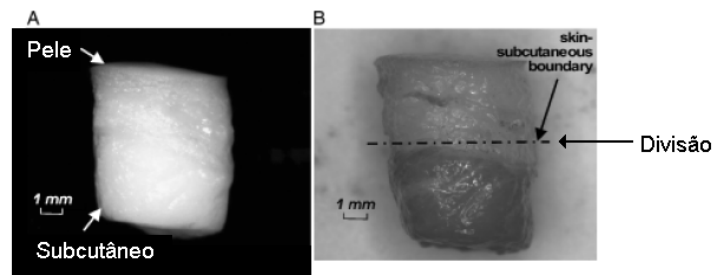


FIGURA 2.28 - Determinação de propriedades mecânicas do tecido subcutâneo (WU *et al.*, 2007).

2.2 – ÓRTESE DO MEMBRO SUPERIOR

O desenvolvimento de órteses dinâmicas se iniciou na década de 90. Estas órteses são conhecidas também como órteses funcionais. Um desafio a ser vencido é reproduzir a função sensorial e motora da mão, um sistema

complexo e adaptável capaz de manipular objetos com precisão (CHAO, 1989). Para a regulagem automática das propriedades de entrada e saída do movimento de preensão da mão, dois parâmetros físicos são de extrema importância: o ângulo de abertura da mão e a força exercida no objeto durante a preensão. Antes do seu contato com algum objeto, apenas a abertura será importante. Entretanto, após o contato com objetos rígidos apenas o retorno da força será importante, uma vez que não haverá variação do ângulo (CRAGO *et al.*, 1991).

Benjuya e Kenney (1990a) desenvolveram uma órtese de mão (HO-Hand Orthosis, FIG. 2.29), mioelétrica utilizada para restaurar a preensão tridigital. Esta órtese utiliza sistemas de transmissão de engrenagem e rosca sem fim, tornando o sistema robusto e com grandes dimensões. O sistema elétrico da órtese HO-Hand também possui um volume considerável.

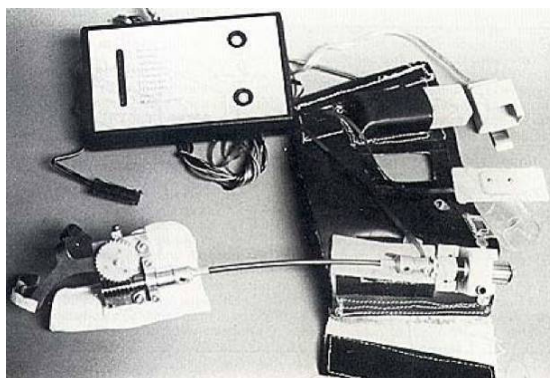


FIGURA 2.29 - Órtese de mão (BENJUJA e KENNEY, 1990a).

A preensão bidigital entre os dedos polegar e indicador é responsável por cerca de 20% da manipulação nas atividades da vida diária, sendo esta forma de preensão mais comum (MAGEE, 2007). Em 1990, Benjuya e Kenney, propuseram a órtese híbrida de braço, HAO - *Hybrid Arm Orthosis* (FIG. 2.30). Esta órtese possui dois sistemas de acionamento: o sistema mecânico e o sistema eletromecânico. No sistema mecânico, as articulações do ombro e do cotovelo são interconectadas por um cabo flexível, desta forma, quando o

usuário fizer a elevação contralateral do ombro, o sistema irá flexionar o cotovelo. No sistema eletromecânico, dois motores são responsáveis pelo movimento de pronação e supinação do pulso e da preensão da mão. A órtese é adaptada na cadeira de rodas, os controles dos motores se baseiam em portas lógicas que são comutadas para ativar os motores. A órtese não apresenta sensoriamento, com isso o retorno se faz de forma visual. A utilização de sistema mecânico limita a órtese para usuários que possuem algum movimento de ombro.



FIGURA 2.30 - Órtese Híbrida de Braço (BENJUYA e KENNEY, 1990b).

Em 1992, Slack e Berbrayer desenvolveram uma órtese mioelétrica de mão e punho, WHO - *Wrist Hand Orthosis* (FIG. 2.31) para indivíduos com lesão do plexo braquial unilateral. A função desta órtese era devolver o movimento de pinça. Esta órtese possuía um atuador linear capaz de exercer uma força de até 62 N. A utilização de atuadores lineares resultou em um aumento de peso e volume, pois o tamanho mínimo da base do atuador é o seu próprio deslocamento linear.



FIGURA 2.31 - Órtese de Mão e Punho (SLACK e BERBRAYER, 1992).

Em 1993, Makaran e colaboradores desenvolveram uma órtese funcional para pacientes quadriplégicos (FIG. 2.32). Esta órtese utiliza ligas com memória de forma, que quando aumentam sua temperatura mudam de forma, sendo utilizadas como atuadores. As ligas com memória de forma trabalham em altas temperaturas, gerando risco de queimaduras ao usuário. A presença de componentes metálicos robustos dificulta a interação social. Seu sistema mecânico torna a órtese pesada e esteticamente desagradável.

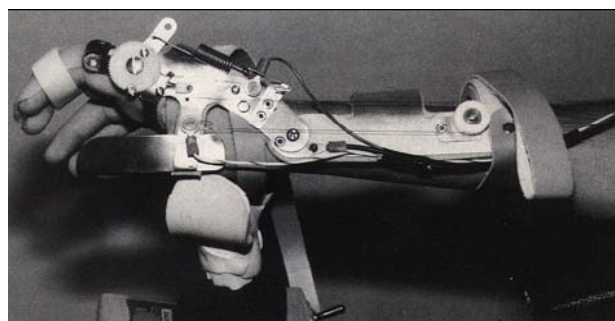


FIGURA 2.32 - Órtese funcional para pacientes quadriplégicos (Makaran *et al.*, 1993).

A utilização de materiais como termoplásticos moldáveis na estrutura de órteses funcionais de mão resultou em uma diminuição significativa no seu

peso (FIG. 2.33) (PINTO, 1999). O fechamento da pinça deve-se apenas ao movimento do dedo indicador. Isto foi feito pela atuação de um servomotor, de acordo com a “rotação” do punho que era medida pelo sensor de posição, um potenciômetro. O acionamento por rotação do punho limita a utilização desta órtese para usuários que não perderam os movimentos de flexão e extensão do punho. O servomotor aplica um torque na articulação correspondente à articulação do dedo indicador, o qual leva ao fechamento da pinça em torno do objeto. Por não possuir sensoriamento, o usuário utiliza a sua visão como retorno. O posicionamento do servomotor e o sistema elétrico na própria órtese a torna deselegante e pesada.

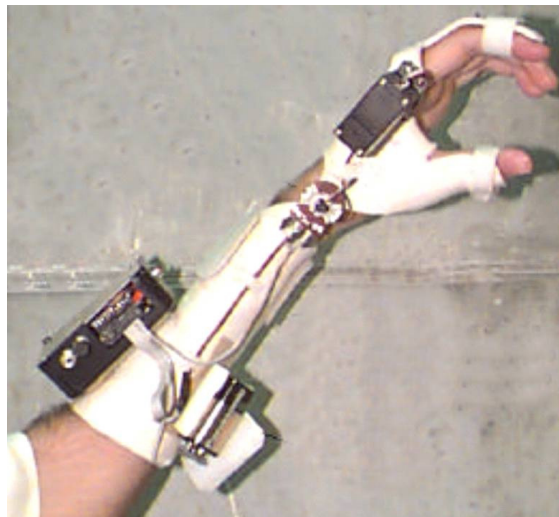


FIGURA 2.33 - Órtese funcional robotizada (PINTO, 1999).

Ögce e Özyalçın, em 2000, utilizaram órteses de ombro-cotovelo na reabilitação de pacientes com lesões do membro superior. As órteses foram fixadas ao tronco e membros superiores por uma bandagem. A parte proximal foi projetada para a fixação e estabilização do ombro, enquanto a parte distal abrigava a unidade de controle. Uma articulação foi incorporada para unir as duas partes. As órteses foram feitas de polietileno de 3 mm de espessura e as articulações foram produzidas em polietileno de alta densidade. Um motor com

uma bateria de 12 V foram usados em combinação com os sensores para realizar o seu acionamento.

Em 2004, Dicicco e colaboradores desenvolveram um exoesqueleto focado no movimento básico de preensão entre o dedo indicador e o polegar. Os autores consideravam esse movimento responsável por uma grande parte das tarefas diárias, como pegar pequenos objetos (FIG. 2.34). O exoesqueleto usa o sinal EMG processado para controlar a pressão nas válvulas pneumáticas que, por sua vez, acionam cilindros e, assim, promovem a flexão e extensão do dedo indicador. A utilização de atuadores pneumáticos em órteses tem limitações quanto ao armazenamento de ar comprimido, sendo estes reservatórios pesados e de volumes consideráveis. O sistema mecânico de transmissão de movimento, incluindo os atuadores pneumáticos, torna a órtese robusta e pesada. O equipamento não utiliza nenhum sensoriamento da força de preensão, sendo este apenas visual.

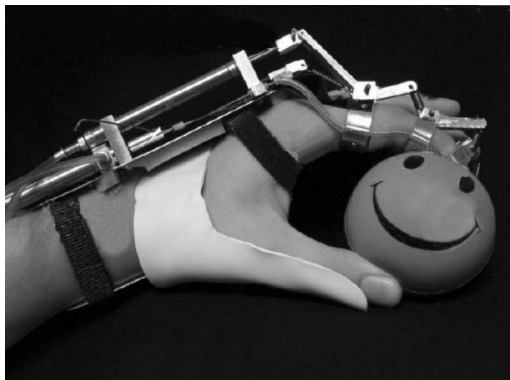


FIGURA 2.34 - Exoesqueleto (DICICCO *et al.*, 2004).

Andreasen e colaboradores, em 2005, desenvolveram um protótipo de sistema robótico para auxiliar pacientes que sofreram lesões do membro superior durante a sua reabilitação (FIG. 2.35). Um atuador é acionado por cabos, diminuindo assim o peso do mecanismo. Uma unidade base portátil contém um motor elétrico e células de carga para monitorar as forças nos cabos dos atuadores. Um conjunto de sensores de ângulo é utilizado para fornecer

informação da posição para o sistema de controle. A atuação resultante elástica tem a vantagem de que, mesmo para as entradas bruscas de torque do usuário, o sistema é, naturalmente, mecanicamente compatível. Dois grupos musculares são responsáveis pelos sinais EMG que ativam o protótipo. Os pesquisadores concluíram que o dispositivo tem grande potencial na reabilitação de pacientes com lesões do membro superior.

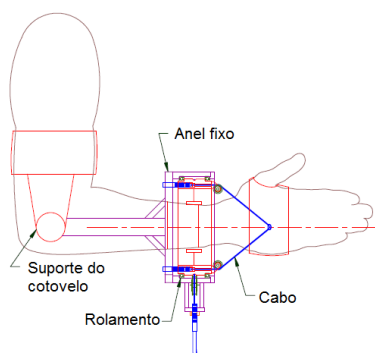


FIGURA 2.35 - Sistema robótico de reabilitação (ANDREASEN *et al.*, 2005).

Meneses e colaboradores (2005) descreveram uma órtese funcional para a mão. A grande contribuição desta órtese está em seu aspecto visual. A órtese utilizou tendões artificiais, mais leves e de dimensões reduzidas, no lugar de mecanismos mais robustos e, com isso, obteve-se uma órtese esteticamente agradável e confortável. Foram utilizados eletrodos ativos para acionamento por sinal EMG, circuito eletrônico e motor CC (FIG. 2.36).

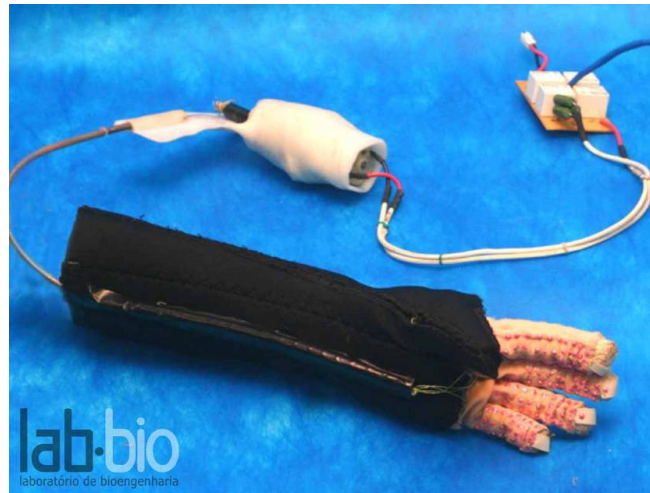


FIGURA 2.36 - Primeiro protótipo da órtese do Labbio/UFMG (MENESES *et al.*, 2005).

Em 2008, a órtese de mão desenvolvida no Labbio sofreu modificações significativas em seu projeto (FIG. 2.37). A luva foi otimizada para facilitar a sua vestimenta pelo usuário. O motor CC foi modificado para um servo motor, garantindo assim um melhor controle de posição, além da diminuição do peso do sistema de acionamento. O circuito elétrico se mostra simples e pequeno. O posicionamento do atuador fora da luva tornando-a leve (MENESES, 2008).



FIGURA 2.37 - Órtese de mão do Labbio/UFMG (MENESES, 2008).

Desde 2009, o Labbio/UFGM desenvolve uma órtese que faz parte da estratégia clínica de um sistema para reabilitação de pacientes com acidente vascular encefálico (AVE) (ARAÚJO, 2011). Este sistema consiste de um exoesqueleto e uma luva funcional para realizar movimentos do cotovelo e mão, respectivamente (FIG. 2.38). Ela é baseada na captura de sinais mioelétricos dos músculos flexores e extensor do cotovelo e mão, que produzem uma ação intencional dos seus membros, desde que o paciente seja capaz de controlar parcialmente os movimentos do membro afetado (CORRÊA JR *et al.* 2010).

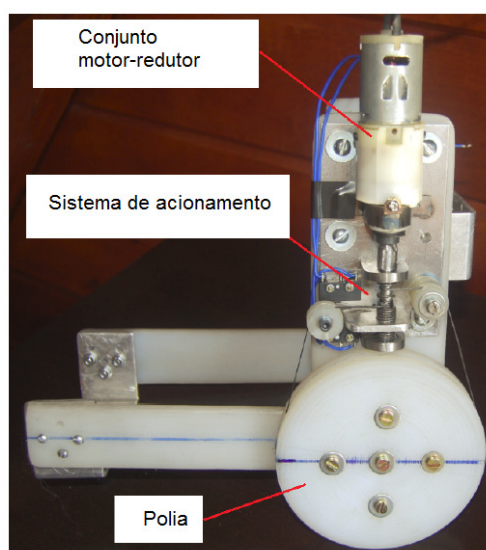


FIGURA 2.38 - Detalhe da órtese de cotovelo (CORRÊA JR *et al.*, 2010).

3. METODOLOGIA

Esse capítulo descreve a metodologia para a geração de modelos biomecânicos da mão e do cotovelo, as aplicações para os modelos criados e os métodos de validação para cada aplicação.

3.1- DESENVOLVIMENTO DE MODELOS BIOMECÂNICOS

Geração da geometria e caracterização do modelo são passos fundamentais para a análise biomecânica. Um modelo completo utilizando o método dos elementos finitos (MEF) com o objetivo de representar o comportamento biomecânico deve incluir as propriedades e as equações constitutivas dos tecidos humanos, tais como pele, ossos, músculos, tendões, ligamentos e tecido adiposo, além de suas propriedades morfológicas (MOES e HORVÁTH, 2002). Duas metodologias distintas para a criação de modelos biomecânicos serão descritas a seguir. Uma utiliza como base modelos geométricos fornecidos por empresas de animação gráfica e a outra cria modelos a partir de imagens médicas.

3.1.1 - Modelo geométrico 3D da mão humana

O modelo biomecânico da mão humana foi desenvolvido em conjunto com a Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) em Portugal.

A mão humana é uma ferramenta extremamente complexa, sendo a sua estrutura constituída por 27 ossos (FIG. 3.1). As estruturas de tendões, músculos, cartilagens e ligamentos que envolvem os ossos são responsáveis pela mobilidade e pela rigidez da mão.

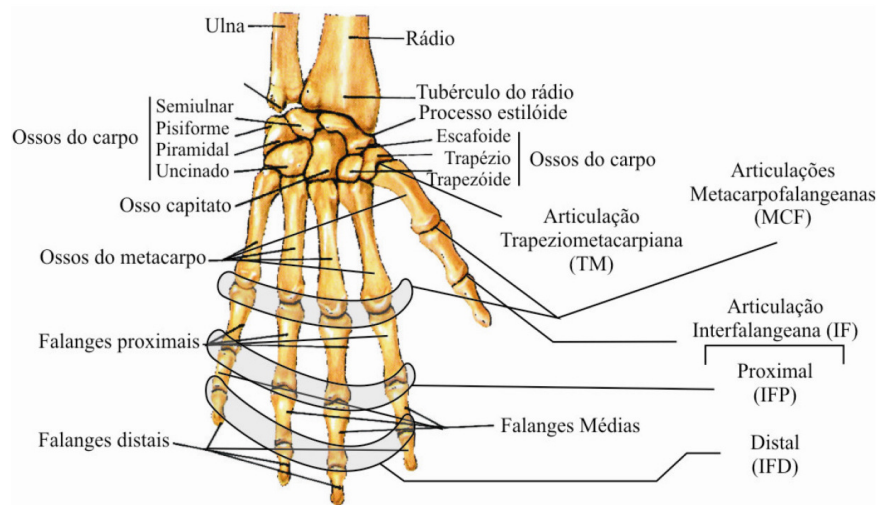


FIGURA 3.1 - Representação da estrutura óssea da mão humana
(Adaptado de OLSON, 1998).

Para o movimento do punho e da mão utilizam-se 39 músculos, que podem ser separados em dois grupos: músculos extrínsecos que se localizam no antebraço e tem seus movimentos transmitidos aos dedos por meio de uma rede de tendões e polias, e músculos intrínsecos que se localizam dentro da mão.

Além de músculos e ossos o mecanismo de sustentação e de movimentação da mão conta com diversos ligamentos e tendões. Os ligamentos fazem a conexão entre os ossos, estabilizando as articulações e os tendões entre os músculos e os ossos. Em muitos casos, um músculo pode atuar em vários dedos ao mesmo tempo através de diferentes tendões. O músculo extensor comum, o extensor profundo, o flexor profundo e o flexor superficial atuam em vários dedos ao mesmo tempo. Pode ser observado que os movimentos dos dedos estão intimamente ligados, pois não é possível movimentar um único dedo sem gerar uma movimentação de outro. Porém, existem também músculos que atuam somente em uma articulação, permitindo que, com a atuação conjunta de outros músculos, ocorra um movimento mais preciso.

Dentro da arquitetura da mão, pode-se destacar que, quando os dedos se separam voluntariamente, o eixo de cada dedo converge para um ponto correspondente aproximadamente ao tubérculo do escafoide (KAPANDJI, 1990). Quando a mão é fechada com as articulações interfalangeanas estendidas, os eixos das duas últimas falanges, com exceção da última falange do polegar, convergem para um ponto situado na parte inferior do punho.

As articulações responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão dos dedos são: articulação metacarpofalangeana (MCF), articulação interfalangeana proximal (IFP) e articulação interfalangeana distal (IFD). Essas são as articulações fundamentais para estudos biomecânicos da mão humana durante a preensão de objetos.

Para a criação do modelo da mão, os sólidos das geometrias foram baseados em um modelo dos ossos da mão humana (FIG. 3.2) adquirido em 2008 da empresa Anatomium (ANATOMIUM 3D, 2011).

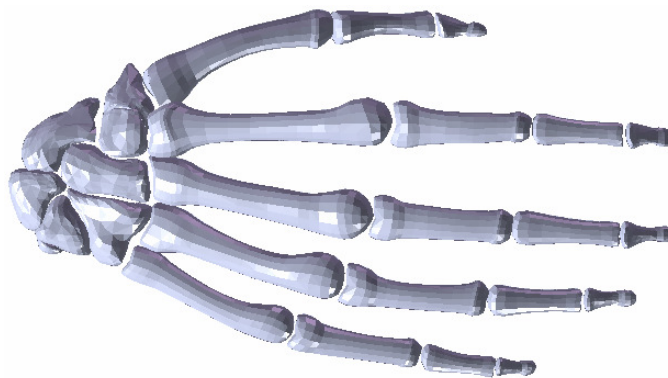


FIGURA 3.2 - Modelo geométrico da estrutura óssea da mão humana (ANATOMIUM 3D, 2011).

Como a empresa forneceu somente o modelo geométrico, foi necessário definir as estratégias para a criação da estrutura do modelo em 3D da mão humana. Devido à complexidade da tarefa do modelamento completo da mão humana, decidiu-se focar o trabalho em um modelo simplificado, porém que atenderia

adequadamente aos propósitos de estudar os movimentos dos dedos e das forças geradas por estes movimentos nas diferentes estruturas da mão. O modelo que foi criado é composto por 16 ossos dos dedos (4 metacarpos e 12 falanges), pelos ligamentos colaterais, pelas cápsulas articulares e pela geometria representativa da pele.

Durante a geração dos modelos tridimensionais dos ossos da mão, foram necessários ajustes para adequar a resolução dos modelos àquela adequada às simulações propostas. As geometrias dos ossos (FIG. 3.3a) foram importadas para o programa SolidWorks®, onde pontos de referências foram criados em cada geometria e posteriormente interligados por curvas polinomiais denominadas *splines*. Após a criação destas curvas, procedeu-se a sua interligação, gerando os novos sólidos. A utilização das curvas polinomiais para a reconstrução dos novos sólidos tornou as superfícies mais suaves, sendo mais adequadas às simulações pela supressão das arestas que existiam devido à baixa resolução utilizada para a geração dos modelos. Os sólidos suavizados adquiriram um aspecto mais próximo do real, como pode ser visto na FIG. 3.3b.

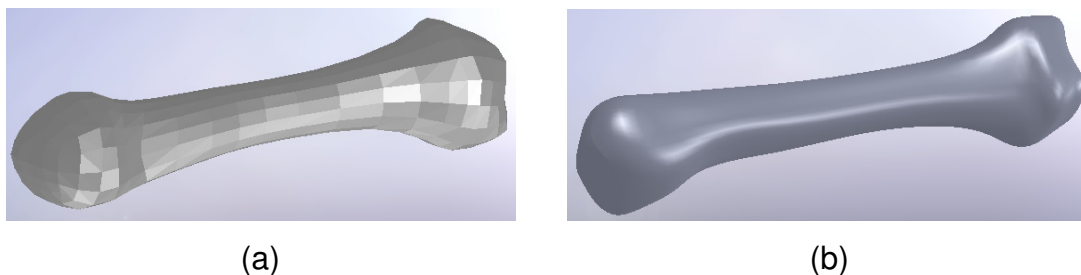


FIGURA 3.3 - Modelo geométrico do osso metacarpo: (a) Geometria base, (b) Reconstrução do Sólido.

Após a geração dos sólidos, os ossos, cartilagens e cápsulas foram organizados espacialmente. Com o auxílio de imagens de um atlas de anatomia (FIG. 3.4a) (NETTER, 2000), e com a disposição espacial das geometrias importadas do modelo base, foi possível programar a montagem

dos ossos, cartilagens e cápsulas (FIG. 3.4b). As articulações Metacarpofalangeanas (MCF), Interfalangeanas Proximal (IFP) e Interfalangeanas Distal (IFD) foram criadas para conectar os ossos. As articulações são constituídas por cápsula articular e cartilagens, ambas fixadas nas extremidades dos ossos (FIG. 3.4c).

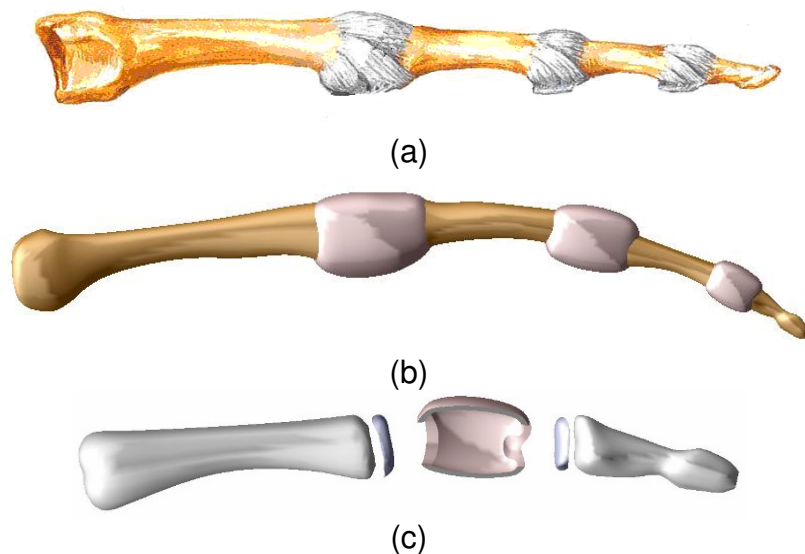


FIGURA 3.4 - Modelo geométrico do dedo indicador. (a) Imagem anatômica (NETTER, 2000); (b) Montagem das geometrias; (c) Articulação Interfalangeanas Distal (IFD).

Realizada a montagem dos sólidos, foi possível criar a última estrutura que representa os tecidos moles. Para a criação desta estrutura, foram utilizados planos transversais ao longo dos dedos (FIG. 3.5a). Em cada plano foram gerados novos pontos de referência, que foram afastados superficialmente de acordo com as espessuras dos tecidos moles. As espessuras utilizadas correspondem a valores experimentais (WU *et al.*, 2006). Estes pontos foram interligados por curvas polinomiais (FIG. 3.5b). A partir daí, foi possível criar o sólido mais superficial que representa a pele (FIG. 3.5c).

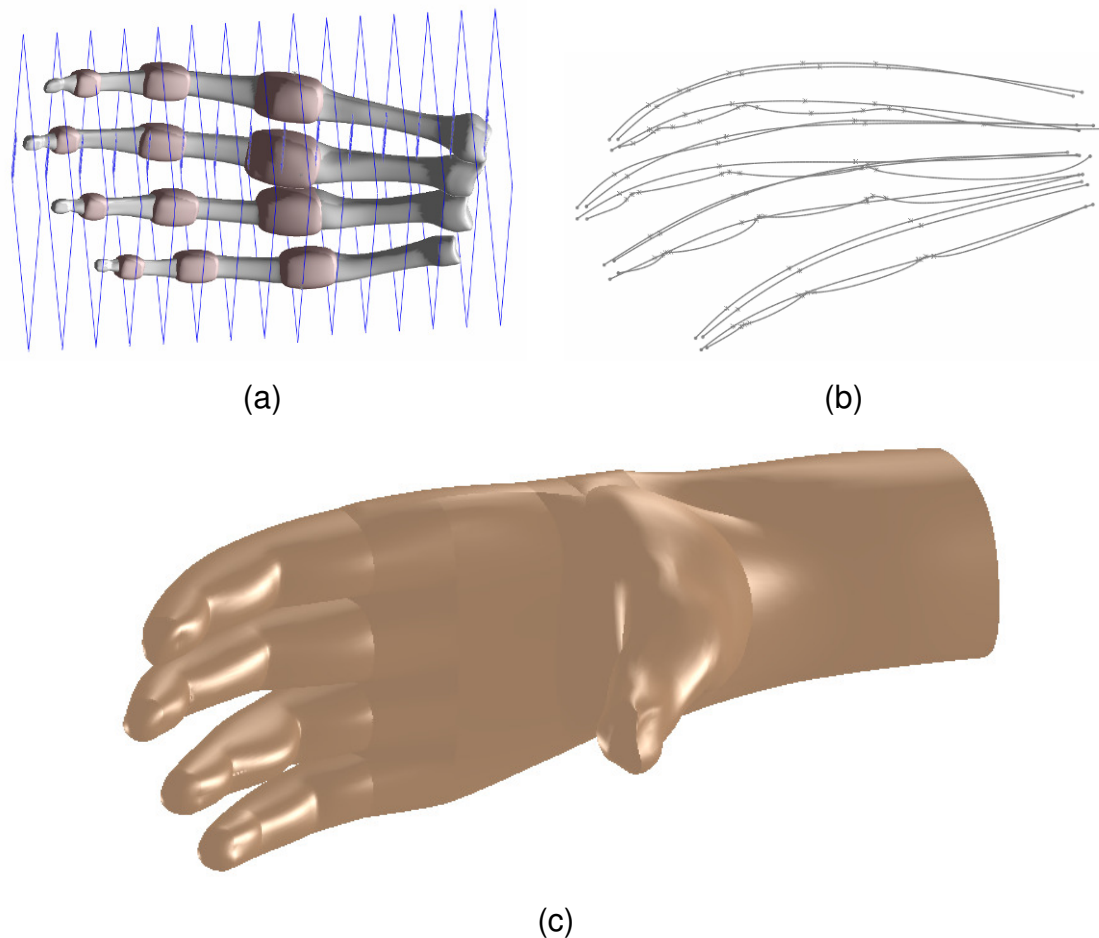


FIGURA 3.5 - Geração da geometria da mão: (a) Planos transversais; (b) Curvas de suavização; (c) Geometria final.

Construção do modelo de elementos finitos

As geometrias representativas dos sólidos foram exportadas para o programa Abaqus® com a finalidade de criar um modelo utilizando MEF, onde as análises biomecânicas foram realizadas. A utilização de elementos finitos implica em uma discretização do modelo em uma malha de nós. A natureza do material que constitui as geometrias é de extrema importância para descrever o comportamento do tecido a ser simulado. As geometrias podem ser caracterizadas como corpos deformáveis ou corpos rígidos.

Nos corpos deformáveis, todas as tensões a que estão submetidos provocam deformações. Tais deformações são mais pronunciadas ou não, dependendo da intensidade das cargas aplicadas, das características de deformação

prescritas àqueles elementos e das ações exercidas pelos elementos da vizinhança.

Os corpos rígidos, ao contrário dos corpos deformáveis não se deformam quando submetidos a esforços. Todos os seus elementos dependem apenas de um ponto, denominado ponto de referência. A vantagem na utilização destes corpos é a simplificação de cálculo do modelo, pois possuem apenas relações de deslocamentos. Por outro lado, a grande desvantagem na utilização é o fato de não incluir deformações, logo não calculam as tensões.

Uma vez escolhido o tipo de corpo, o próximo passo é caracterizá-lo quanto a sua forma, podendo ser de três tipos distintos:

Sólido: O corpo com forma sólida possui uma malha volumétrica, ou seja, o corpo no seu interior é preenchido por elementos. Esta característica é aplicada apenas para corpos deformáveis.

Casca: Corpos com a forma de casca não possui uma malha volumétrica e sim uma malha superficial, assim para o cálculo de deformações é necessário indicar a sua espessura.

Fio: Os elementos de corpos com esta forma possuem apenas dois nós. Posteriormente é possível aplicar perfis ao longo dos corpos.

O último passo da caracterização do modelo antes da geração das malhas foi a definição das superfícies dos pares de contato (*contact pair*) e das superfícies das uniões entre os sólidos (*tie*).

O contato é responsável por impedir a penetração dos nós da superfície escrava (*slave*) em uma superfície mestre (*master*). Esses pares de contato foram utilizados entre as cartilagens para permitir o deslizamento entre elas sem que houvesse penetrações (FIG. 3.6). Outros pares de contato foram criados entre os ossos e as cápsulas para garantir que a cápsula fique envolvida na articulação durante a simulação. Os contatos criados no modelo foram considerados sem atrito.

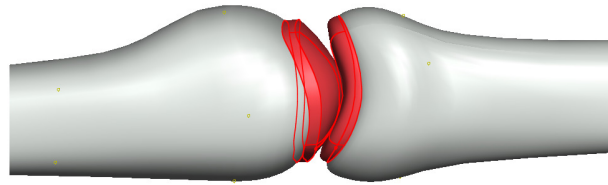


FIGURA 3.6 - Par de contato entre as cartilagens

As uniões entre os sólidos são utilizadas para garantir que os corpos fiquem unidos durante a simulação. As superfícies das uniões criadas receberam propriedades de restrições de deslocamentos entre elas, ou seja, os nós da superfície escrava assumiram os mesmos deslocamentos dos nós das superfícies mestres. No modelo, foram utilizadas uniões tanto entre as cápsulas e os ossos (FIG. 3.7), bem como entre os ossos e as cartilagens.

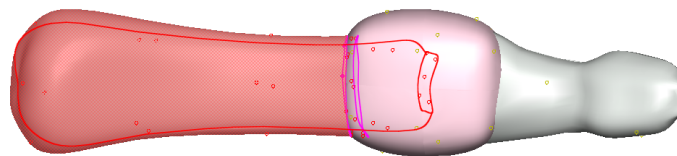


FIGURA 3.7 - Superfícies de união entre Cápsula e Osso.

Após as definições e caracterizações das geometrias do modelo, deu-se início à geração das malhas dos corpos representativos da mão humana e da órtese de mão. Considerando que os ossos não iriam deformar durante as análises biomecânicas de flexão e extensão dos dedos, eles foram considerados corpos rígidos com forma de casca (*shell*). Para a geração das malhas destes corpos foram utilizados elementos triangulares rígidos de 3D (R3D3). Uma vez que estes não deformam por serem corpos rígidos, não houve a necessidade de aplicar propriedades mecânicas. A FIG. 3.8a mostra a malha do metacarpo do dedo indicador, sendo apenas uma malha de superfície (FIG. 3.8b). A utilização

de corpos rígidos na representação dos ossos resulta na ausência de cálculos de deformações dos elementos de sua malha e assim diminuiu o tempo computacional.

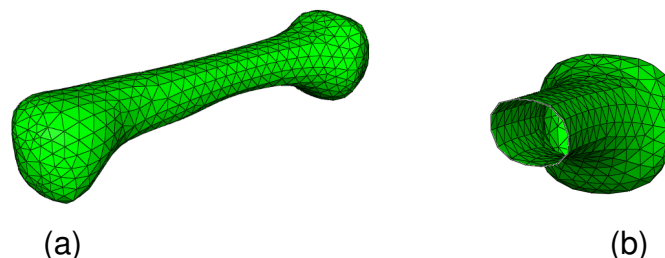


FIGURA 3.8 - Modelo do metacarpo. (a) Malha 3D de um metacarpo; (b) Detalhe da malha.

As cápsulas (FIG. 3.9a) e as cartilagens (FIG. 3.9b) foram consideradas corpos deformáveis com formas sólidas. A malha volumétrica utilizou elementos tetraédricos deformáveis 3D (C3D4). Devido a ausência de estudos de determinação das propriedades dos tecidos presentes na mão humana, as cápsulas e as cartilagens das articulações interfalangeanas e metacarpofalangeanas receberam propriedades dos tecidos similares da articulação do cotovelo. As cápsulas receberam propriedades elásticas do ligamento colateral medial do cotovelo (modulo de elasticidade de 125 MPa e coeficiente de Poisson de 0,4). As cartilagens também receberam propriedades elásticas com módulo de elasticidade de 20 MPa e coeficiente de Poisson de 0,4 (JIA, 2009).

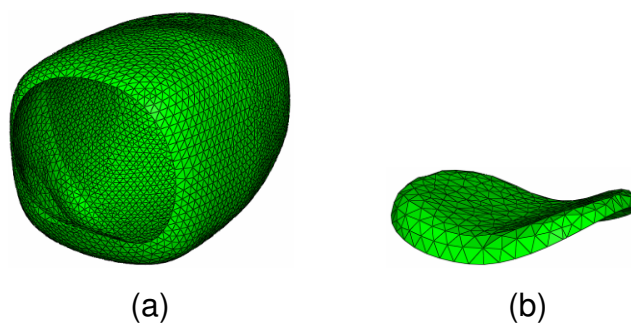


FIGURA 3.9 - Malhas volumétricas: (a) Malha da cápsula; (b) Malha da cartilagem.

O tamanho dos elementos foi limitado de acordo com os seguintes parâmetros: **Representatividade geométrica**. Quanto maior o nível de detalhes da geometria, como curvas e espessuras, menores foram os elementos;

Pares de contatos. Para garantir uma menor penetração entre os corpos envolvidos no contato, o tamanho dos elementos das superfícies escravas foi definido como a metade do tamanho dos elementos das superfícies mestres;

Região de interesse. Com a proposta de obter uma melhor análise dos resultados, regiões de interesse tiveram seus elementos reduzidos quanto ao tamanho. É possível verificar na FIG. 3.10, a diferença no tamanho dos elementos dos diferentes corpos (ossos, cápsulas e cartilagens) devido a suas geometrias e pares de contato que estão submetidos.

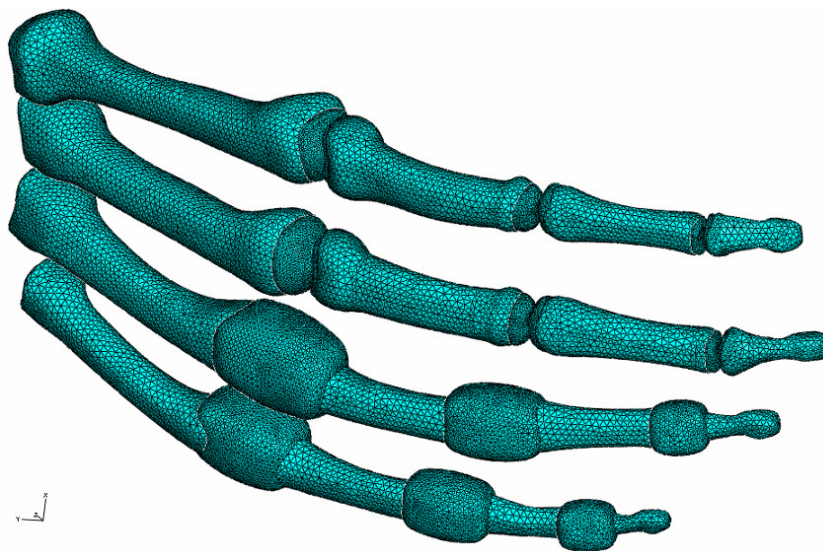


FIGURA 3.10 - Malha representativa dos ossos, cápsulas e cartilagens.

A pele também foi considerada um corpo deformável com forma sólida, sendo possível uma análise de todo o seu volume. Para a geração volumétrica da malha, foram utilizados elementos tetraédricos deformáveis de três dimensões (C3D4). Na FIG. 3.11 pode ser observado que os elementos da região dos

dedos são menores em tamanho quando comparados com os elementos do punho, visto que a proposta deste estudo foi a análise biomecânica dos dedos.

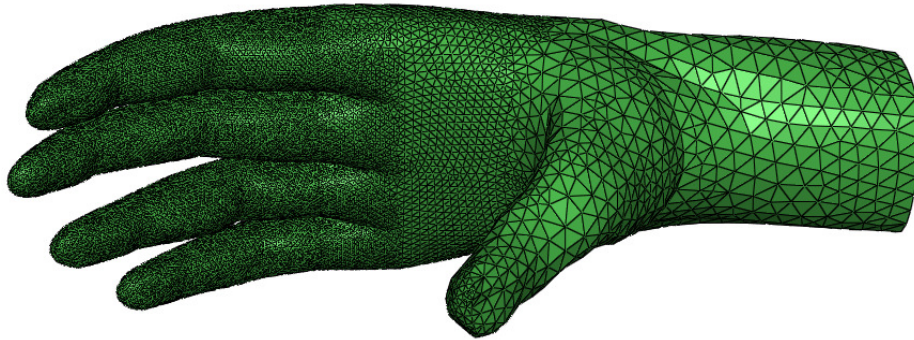


FIGURA 3.11 - Malha volumétrica representativa da pele.

No presente trabalho realizaram-se duas simulações a fim de verificar o comportamento da força necessária para ocasionar a flexão do dedo indicador em função de diferentes propriedades mecânicas aplicadas na geometria representativa da pele.

O modelo constitutivo hiperelástico de Mooney-Rivlin foi utilizado para representar as características não lineares dos tecidos macios biológicos do modelo geométrico de pele. Na primeira simulação, utilizou-se as constantes $C_{10} = 9,4$ kPa e $C_{11} = 82$ kPa (HENDRIKS *et al.*, 2003). Na segunda simulação, foram atribuídas as seguintes constantes: $C_{10} = 1,7$ kPa e $C_{11} = 1$ kPa (COX *et al.*, 2007). Os metacarpos receberam restrições de deslocamento em todas as direções como condição inicial. Como condição de contorno, foi aplicado um deslocamento de 20 mm na ponta do dedo indicador em direção ao centro da mão com a finalidade de ocasionar a rotação de todas as articulações (FIG. 3.12).

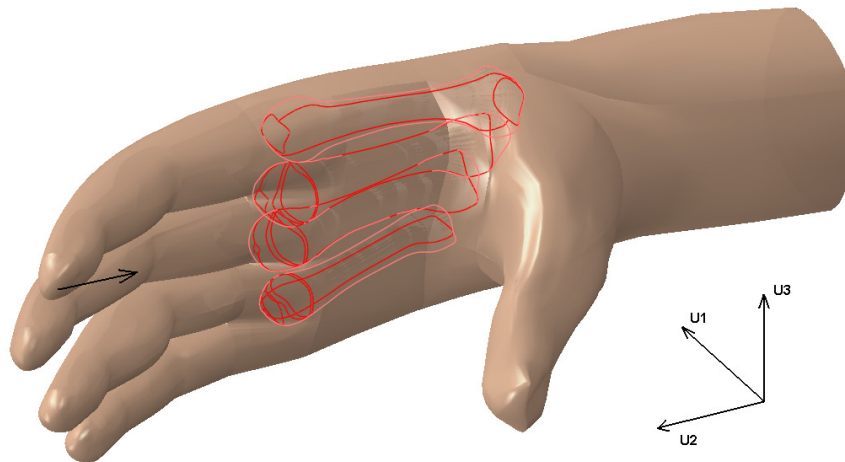


FIGURA 3.12 - Simulação biomecânica da mão. Detalhe da malha.

3.1.2 - Modelo geométrico 3D do cotovelo

O complexo do cotovelo é constituído por três ossos: o úmero, a ulna e o rádio. A articulação do cotovelo envolve três articulações separadas, que compartilham uma mesma membrana sinovial. As articulações entre a ulna e o úmero (úmero-ulnar) e entre a cabeça do rádio e o úmero (úmero-radial) estão relacionadas com os movimentos de extensão e flexão do antebraço sobre o braço. Juntas, são as principais articulações do cotovelo. Já a articulação entre a cabeça do rádio e a ulna (radiulnar proximal), é responsável pela pronação e supinação do antebraço. Essas articulações estão envolvidas por uma cápsula articular que é reforçada pelos ligamentos colaterais ulnar e radial (que dão suporte aos movimentos de extensão e flexão) e pelo ligamento anular do rádio (que reforça a cápsula lateralmente). Esses ligamentos estão representados na FIG. 3.13.

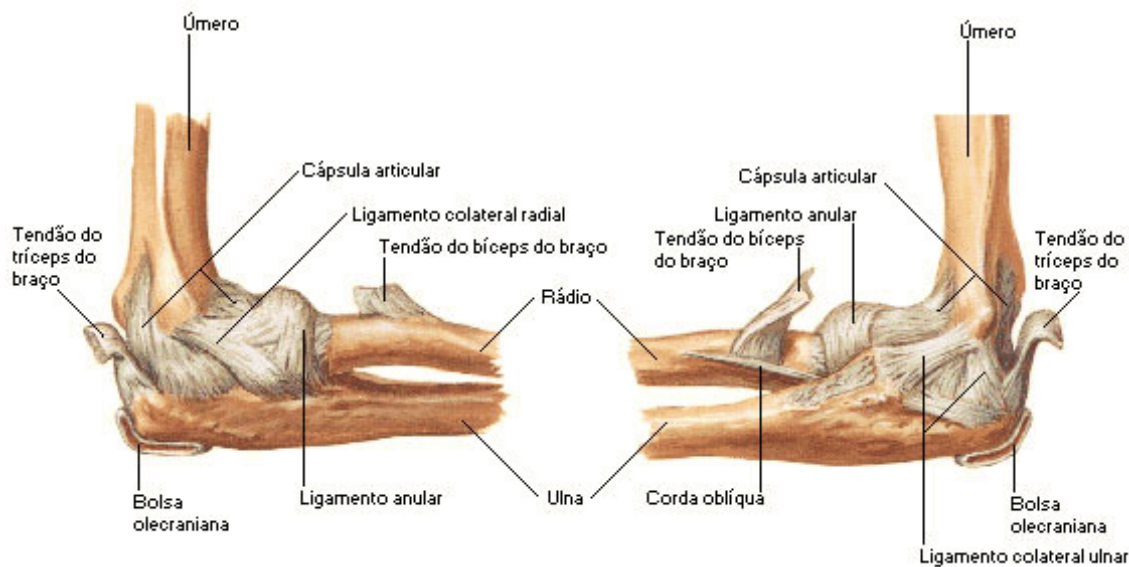


FIGURA 3.13 - Representação dos ligamentos da articulação do cotovelo (NETTER, 2000)

Essa articulação é definida como sendo do tipo gínglimo (articulação com presença de líquido sinovial lubrificante) ou dobradiça capaz de realizar movimentos uniaxiais (um eixo, dois movimentos) de flexão e extensão cotovelo. Entretanto, o termo dobradiça modificada é mais apropriado, uma vez que a ulna permite um leve movimento de rotação axial verificado à medida que se realiza os movimentos de flexão e extensão do cotovelo (MORREY *et al.*, 1981).

Para executar as atividades diárias, a faixa da variação angular da articulação do cotovelo durante o movimento de flexão deve ser de 30 a 130°. As medidas do limite de arco funcional relativo aos movimentos de pronação e supinação do antebraço também foram realizadas considerando a posição neutra como referência (0 grau) e as faixas obtidas foram de 0 a 70 graus para pronação e 0 a 85 graus para supinação. Esses valores foram determinados experimentalmente (FIG. 3.14) (MORREY *et al.*, 1981).

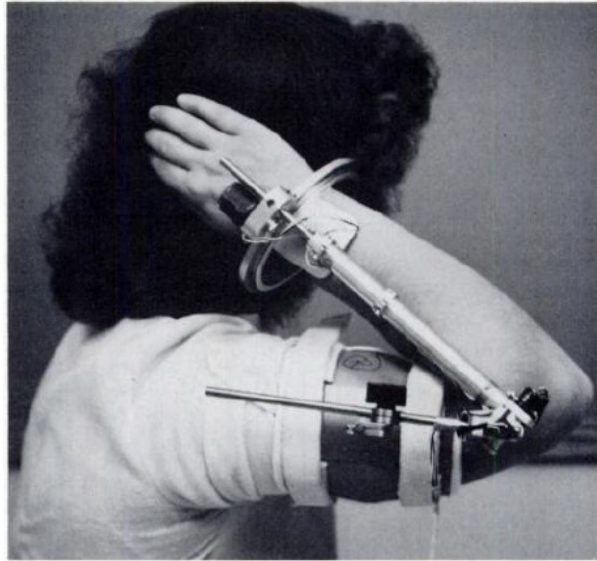


FIGURA 3.14 - Experimento para determinação da variação angular do cotovelo (MORREY *et al.*, 1981).

Diversos autores têm utilizado técnicas avançadas de captação de imagens para a geração das geometrias dos modelos biomecânicos. Utilizam-se exames com imagens como a tomografia computadorizada (TC) e a ressonância magnética (RM) para a aquisição de imagens. Posteriormente, essas imagens são importadas em programas de desenho auxiliado por computador (CAD) para a criação das geometrias dos modelos em 3D (ALEXANDRE *et al.*, 2006; PIMENTA *et al.*, 2006).

Neste trabalho foram utilizadas imagens reais obtidas de cortes transversais de cadáveres. As imagens foram fornecidas pelo Visible Human Project® (VHP) mediante um acordo de licença entre o Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e o *National Library of Medicine* (NLM) (*The Visible Human Project*, 2009).

As imagens do VHP possuem excelente resolução (podem produzir modelos muito semelhantes aos diversos tecidos humanos) e a identificação das diversas camadas é facilitada pelo fato de serem coloridas. O projeto constitui de um banco de dados contendo imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética e imagens das seções transversais congeladas reais de

cadáveres do sexo masculino e feminino (FIG. 3.15). A resolução das imagens da tomografia computadorizada, da ressonância magnética e das seções transversais são 512 x 512, 256 x 256 e 2048 x 1216 pixels, respectivamente.

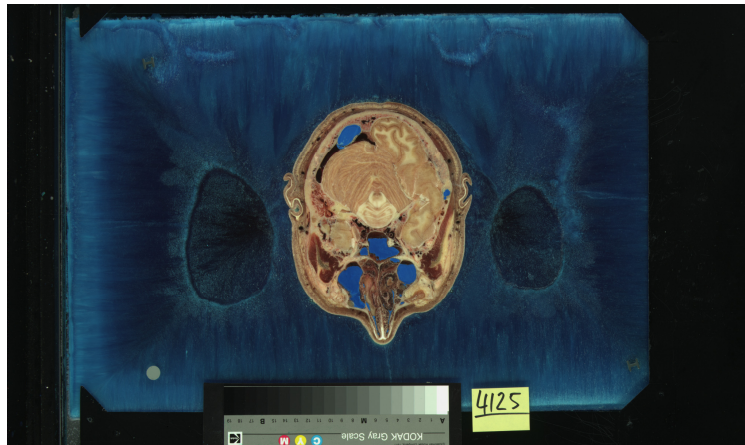


FIGURA 3.15 - Visible Human Project (*The Visible Human Project*, 2009)

Além da alta resolução das imagens das seções reais dos cadáveres, cada pixel possui 24 bits para representar o sistema de cor RGB. O espaçamento do pixel no plano “XY” para as imagens dos cadáveres do homem e da mulher é de 0,33 mm para ambas coordenadas. O espaçamento na direção “Z” é dado pela espessura do corte dos cadáveres, sendo que o cadáver do homem foi seccionado em intervalos de 1 mm e o da mulher em intervalos de 0,33 mm. O número de imagens por cadáver é inversamente proporcional à espessura do corte, totalizando assim 1871 imagens para o homem e 5000 imagens para a mulher.

Para gerar os modelos biomecânicos tridimensionais é necessário traduzir a informação do segmento corporal de interesse, que está disponível em dezenas (às vezes centenas) de seções transversais, em sólidos tridimensionais. Para realizar esta tarefa, foram utilizados os seguintes passos:

- Identificação das seções transversais que contêm a informação completa do segmento corporal a ser modelado;

- Delineamento dos contornos dos tecidos e/ou estruturas de interesse em cada seção transversal;
- Alinhamento das seções ao longo do eixo vertical, posicionando-as nas coordenadas em que os cortes foram obtidos;
- Interpolação dos contornos delineados em cada seção transversal para obtenção de sólidos tridimensionais.

Identificação das seções transversais que contêm a informação completa do segmento corporal a ser modelado. No presente estudo utilizou-se as imagens da mulher para criar o modelo geométrico do cotovelo, em virtude da sua grande complexidade anatômica. Selecionaram-se todas as seções transversais que continham as imagens referentes à região da articulação do cotovelo, sendo essa limitada por dois terços do comprimento total do úmero e do rádio. Este processo implica na análise detalhada das imagens referentes à região do cotovelo. As imagens selecionadas foram posteriormente editadas em um programa de edição de imagens.

Delineamento dos contornos dos tecidos e/ou estruturas de interesse em cada seção transversal. Este passo representa a identificação nas imagens das geometrias a serem criadas. Essas são analisadas individualmente em um programa de edição de imagens, possibilitando assim delimitar as geometrias os ossos (rádio, ulna e úmero) por meio de pontos. A FIG. 3.16 mostra em detalhe a região da articulação do cotovelo com a identificação dos ossos. O úmero está marcado em azul, o rádio em verde e a ulna em vermelho.

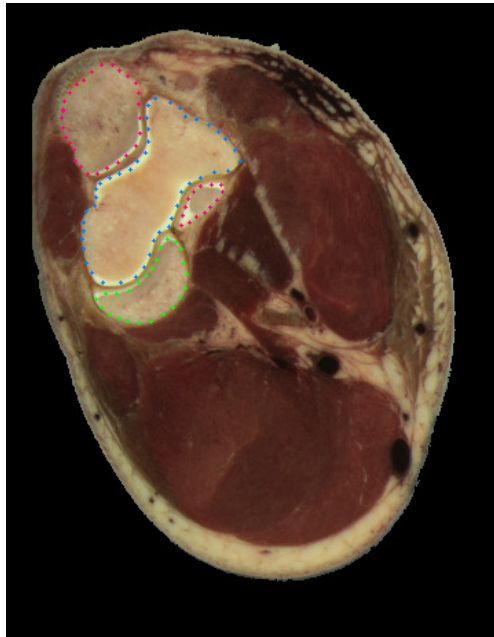


FIGURA 3.16 - Identificação e delineamento das geometrias.

O processo de delimitação dos tecidos é essencial para a geração do modelo geométrico tridimensional.

Alinhamento das seções ao longo do eixo vertical, posicionando-as nas coordenadas em que os cortes foram obtidos. As imagens do VHP são cortes transversais do corpo humano, ou seja, imagens bidimensionais. Para criar as geometrias em 3D, foi necessário sobrepor as imagens em planos paralelos, utilizando o programa SolidWorks®. A distância entre os planos estavam de acordo com as espessuras físicas dos cortes transversais. As imagens foram importadas nos seus respectivos planos criando assim uma matriz de imagens.

Interpolação dos contornos delineados em cada seção transversal para obtenção de sólidos tridimensionais. Nesse passo, em cada plano foi criado um esboço contendo curvas polinomiais (FIG. 3.17). Essas foram responsáveis pela união dos pontos criados anteriormente e assim representar o perfil anatômico de cada tecido biológico do modelo geométrico.



FIGURA 3.17 - Posicionamento das imagens dos ossos.

Após a criação das curvas polinomiais, as imagens foram removidas para uma pré-visualização das geometrias (FIG. 3.18).

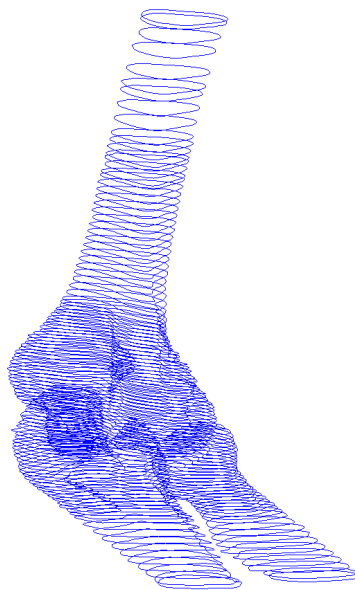


FIGURA 3.18 - Curvas referentes às geometrias dos ossos

A última etapa deste passo implica na união das curvas polinomiais dos tecidos para geração dos sólidos geométricos do úmero (FIG. 3.19a), da ulna (FIG. 3.19b) e do rádio (FIG. 3.19c).

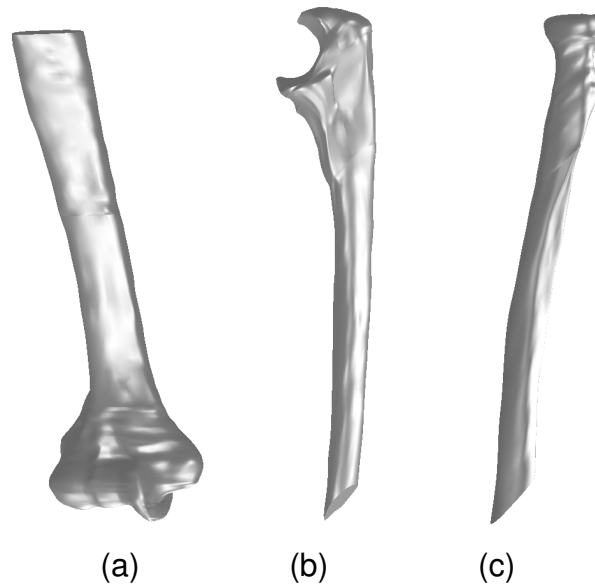


FIGURA 3.19 - Modelo geométrico do tecido ósseo; (a) úmero; (b) ulna; (c) rádio.

Neste estudo, foram incluídos, além das geometrias dos ossos, os ligamentos (colateral radial, colateral ulnar e anular do rádio) e a cápsula articular (FIG. 3.20). O mesmo processo para gerar os sólidos tridimensionais dos ossos descrito anteriormente foi aplicado para os ligamentos e cápsula.



FIGURA 3.20 - Modelo geométrico do cotovelo com a cápsula articular e os ligamentos.

A última geometria do modelo representa os demais tecidos moles contidos na região do cotovelo. O mesmo processo para gerar os sólidos tridimensionais descrito anteriormente foi aplicado (FIG. 3.21).



FIGURA 3.21 - Modelo geométrico da pele.

No que se refere ao modelo geométrico da mão, a mesma metodologia descrita anteriormente foi utilizada. As seções transversais que contêm a informação completa da mão foram identificadas e, posteriormente, o delineamento dos contornos da pele foi realizado em cada seção transversal. As seções foram alinhadas ao longo do eixo vertical (FIG. 3.22a) e a obtenção do sólido tridimensional da mão foi possível a partir da interpolação dos contornos delineados em cada seção transversal (FIG. 3.22b).

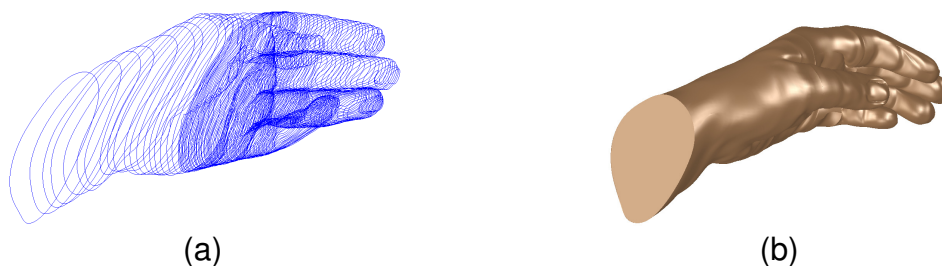


FIGURA 3.22 - Construção do modelo da mão; (a) Alinhamento das seções transversais; (b) Sólido tridimensional da mão.

O delineamento dos contornos das falanges e metacarpos também foi realizado e as seções transversais foram alinhadas ao longo do eixo vertical (FIG. 3.23). Durante o processo de obtenção dos sólidos tridimensionais das falanges e metacarpos, verificou-se que não foi possível finalizar o modelo geométrico a partir das seções transversais. Neste modelo, as seções transversais não forneceram detalhes anatômicos das articulações interfalangeanas devido ao posicionamento das falanges e suas dimensões.

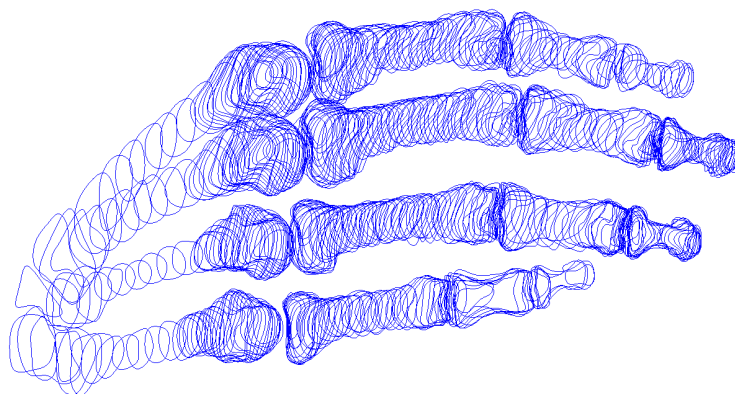


FIGURA 3.23 - Alinhamento das seções transversais delineadas.

Dada a limitação no uso das seções transversais para a obtenção de sólidos tridimensionais das falanges, foi necessário o desenvolvimento de uma nova metodologia para obtenção de seções sagitais e frontais.

Um algoritmo foi implementado no programa MatLab para criar as novas seções a partir das imagens do VHP. Cada seção transversal representa uma matriz bidimensional de pixels formada por linhas e colunas (FIG. 3.24a). O algoritmo realiza o empilhamento das seções transversais em planos paralelos, de tal forma que uma nova dimensão denominada "nível" foi acrescentada, formando, assim, uma matriz tridimensional de pixels (FIG. 3.24b). Dessa forma, a união de uma mesma coluna de todos os níveis representa uma seção frontal (FIG. 3.24c), enquanto que a união de uma mesma linha de todos os níveis representa a seção sagital. Assim, uma nova matriz bidimensional é

criada a partir da coluna (FIG. 3.24d) ou linha selecionada e posteriormente convertida em imagem (FIG. 3.24e).

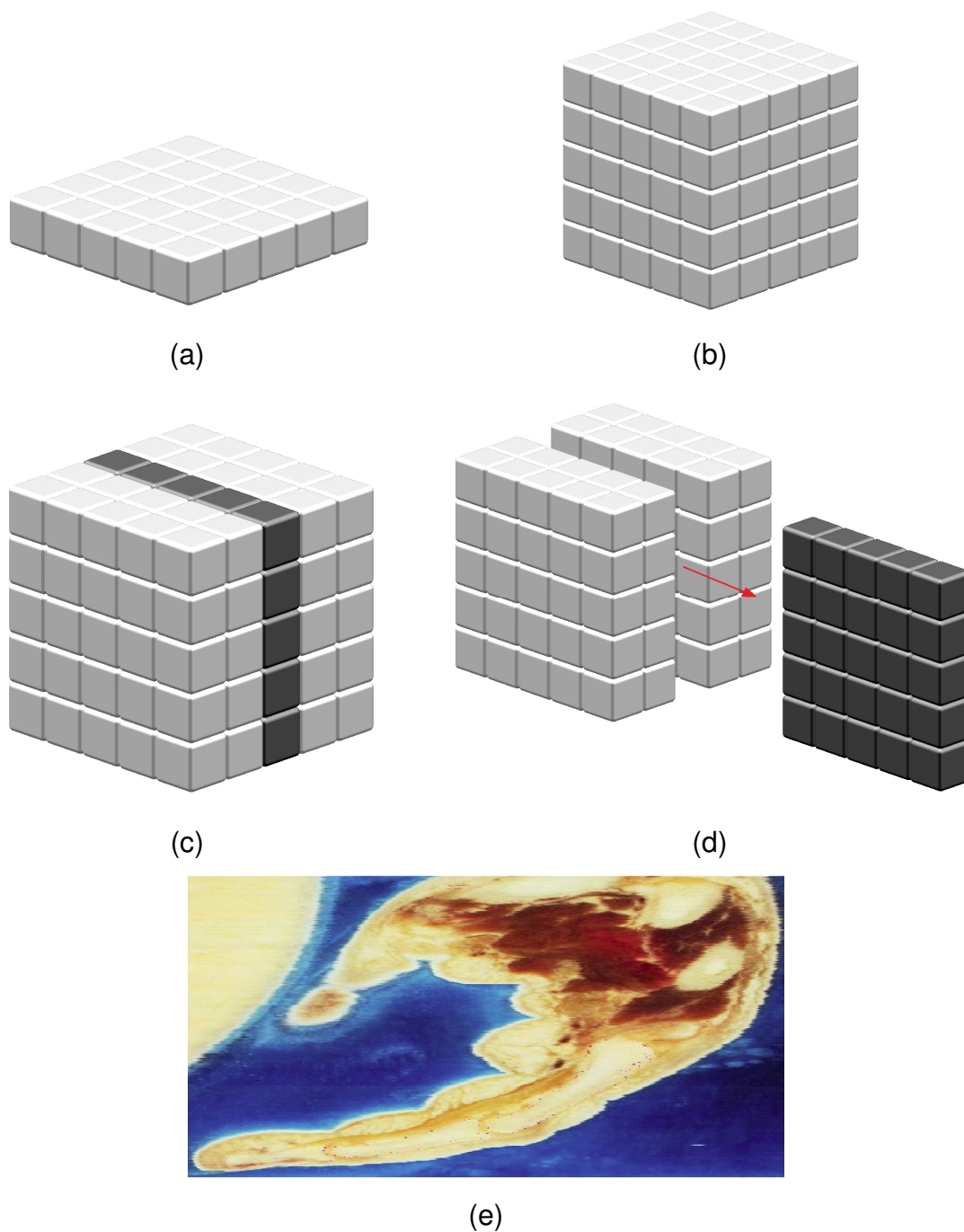


FIGURA 3.24 - Geração das seções frontais: (a) Matriz bidimensional; (b) Matriz tridimensional; (c) Seção frontal; (d) Nova matriz bidimensional; (e) Imagem frontal.

Criadas as novas seções frontais, a mesma metodologia de delineamento dos contornos das falanges e metacarpos e de posicionamento das seções foi

realizada. A FIG. 3.25a mostra a seção transversal na altura da articulação interfalangeana distal do dedo indicador, enquanto a FIG. 3.25b mostra a seção frontal perpendicular da mesma articulação onde é possível visualizar toda sua extensão. Uma visível diferença na representação anatômica das falanges pode ser vista quando comparado o alinhamento dos contornos das seções transversais (FIG. 3.24c) com o alinhamento dos contornos das seções frontais (FIG. 3.25d).

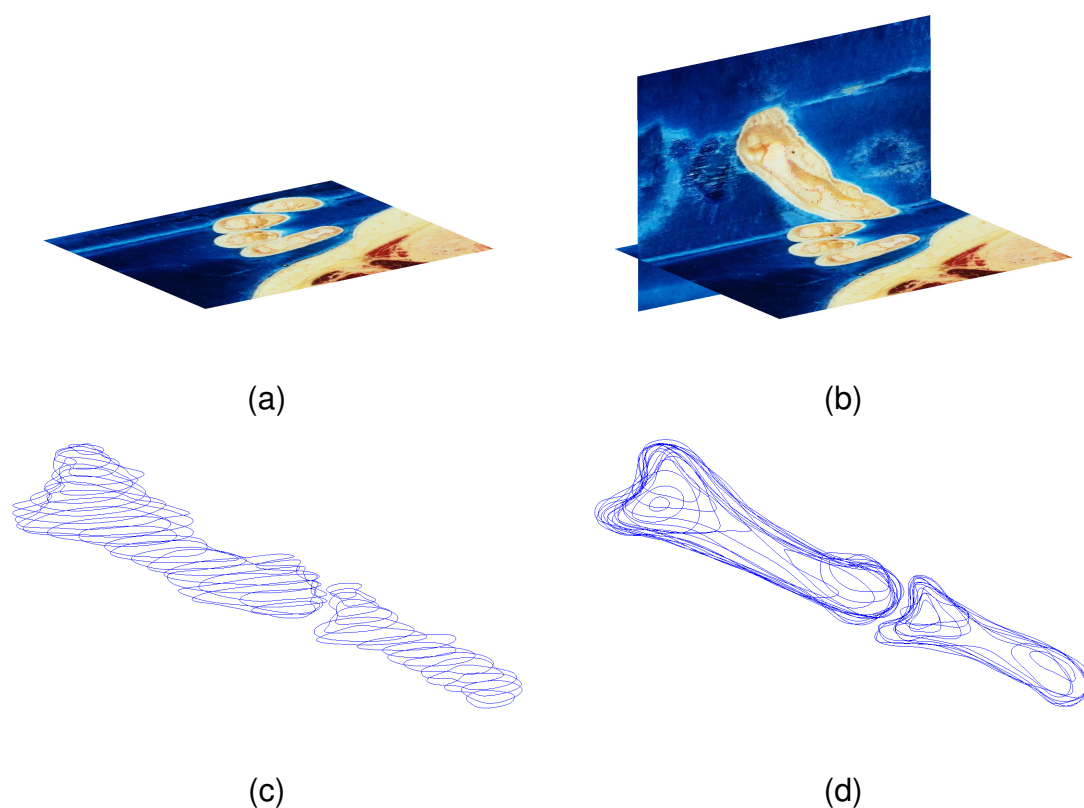


FIGURA 3.25 - Comparação dos delineamentos; (a) Seção transversal; (b) Posicionamento da seção frontal; (c) Contornos das seções transversais; (d) Contornos das seções frontais.

A metodologia utilizando diferentes seções forneceu um melhor detalhamento das articulações interfalangeanas e possibilitou a obtenção dos sólidos tridimensionais das falanges e dos metacarpos.

A metodologia utilizando seções transversais, frontais e/ou sagitais é utilizada atualmente no Labbio/UFMG para o desenvolvimento de modelos geométricos

de diversas partes do corpo humano, tais como: olho, pé, joelho, sistema respiratório, sistema arterial, entre outros (FIG. 3.26).

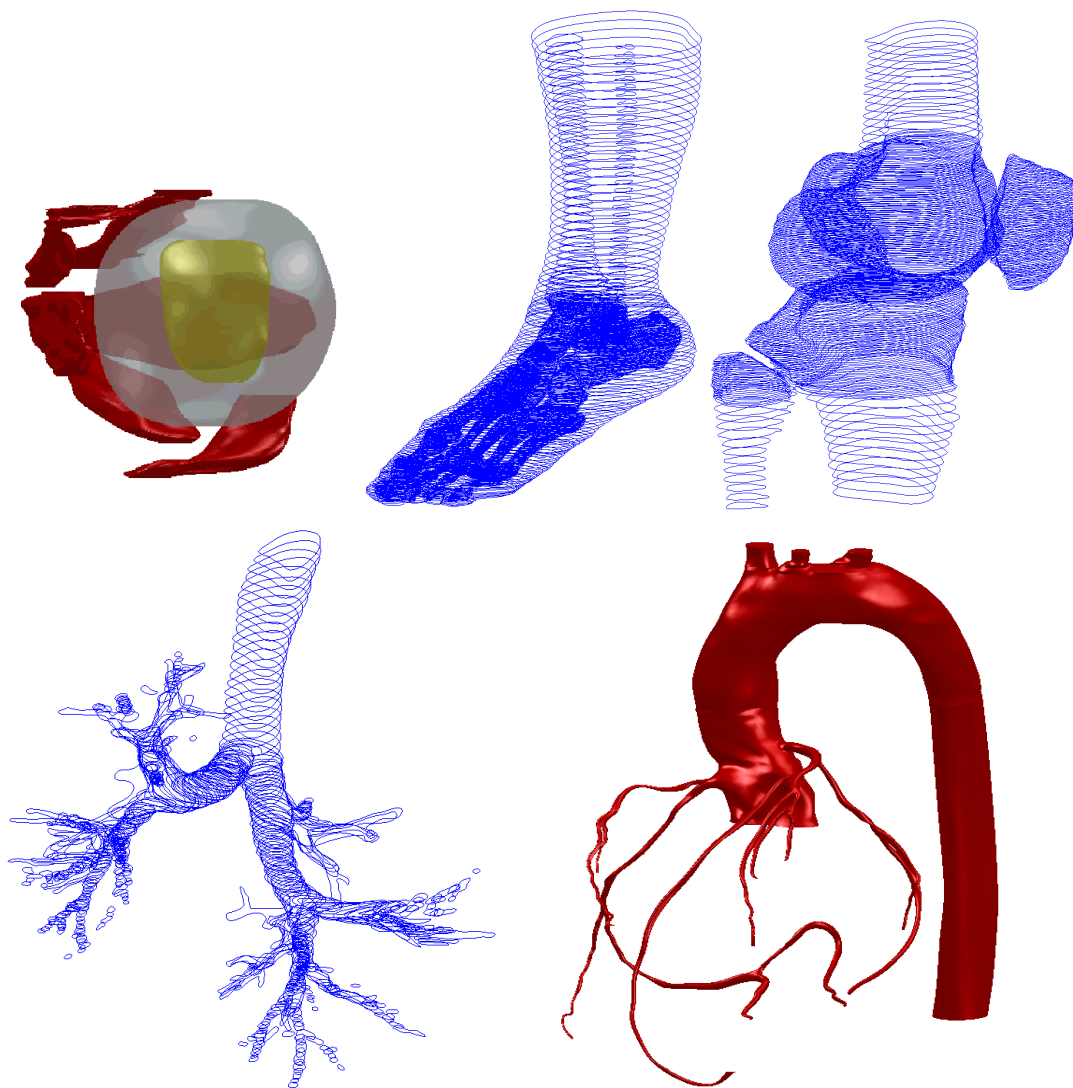


FIGURA 3.26 - Modelos geométricos em desenvolvimento no Labbio/UFMG.

Construção do modelo de elementos finitos. Uma vez gerados os sólidos tridimensionais que representam os segmentos corporais, esses foram exportados para o programa Abaqus com a finalidade de criar um modelo utilizando MEF, onde as análises biomecânicas foram realizadas. Considerando que os esforços aplicados no modelo, que representam as condições que se deseja simular, os ossos foram considerados corpos rígidos e, para diminuir o esforço computacional, foram modelados em forma de casca

(*shell*). Para a geração das malhas foram utilizados elementos triangulares rígidos tridimensionais (R3D3) e, portanto, não houve a necessidade de aplicar as propriedades mecânicas. Os ligamentos e a cápsula articular foram considerados corpos deformáveis com formas sólidas. A malha volumétrica utilizou elementos híbridos tetraédricos deformáveis tridimensionais (C3D4H). A FIG. 3.27 mostra as malhas que foram geradas para representar os sólidos tridimensionais.

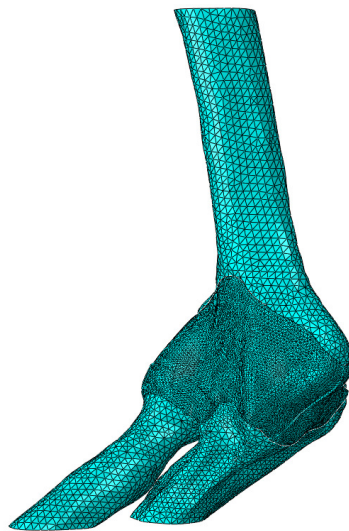


FIGURA 3.27 - Malha do modelo de elementos finitos.

Uma vez que a pele sofre grande deformação durante o movimento de flexão, também foi considerada um corpo deformável com forma sólida. A malha volumétrica da pele (FIG. 3.28a) utilizou elementos híbridos tetraédricos deformáveis tridimensionais (C3D4H). A montagem final das malhas das geometrias da pele, ossos, cápsula e ligamentos é apresentada na FIG. 3.28b.



FIGURA 3.28 - Modelo do cotovelo utilizando FEM; (a) Malha da pele; (b) Montagem das malhas.

As propriedades mecânicas utilizadas para a cápsula articular foram as propriedades da derme. Este sólido foi considerado um material hiperelástico com constantes de Mooney-Rivlin, sendo $C_{10} = 9,4$ kPa e $C_{11} = 82$ kPa (HENDRIKS *et al.*, 2003). Os ligamentos receberam propriedades mecânicas do ligamento colateral medial do cotovelo, sendo um material elástico com módulo de elasticidade de 125 MPa (JIA, 2009). A cápsula e os ligamentos foram considerados materiais isotrópicos e suas propriedades não variaram nas interfaces com os ossos.

3.2 – UTILIZAÇÃO DOS MODELOS BIOMECÂNICOS DA MÃO E DO COTOVELO

No intuito de ilustrar a possibilidade de aplicação, a metodologia de geração dos modelos foi utilizada para o aperfeiçoamento da órtese de membro superior (integração das órteses de mão e de cotovelo) e para analisar, do ponto de vista de esforços transferidos aos fragmentos ósseos, as alternativas

de utilização de diferentes configurações de inserção de pinos para reduzir fratura que ocorre na região do cotovelo.

3.2.1 – Modelo da órtese de mão

A órtese de mão é composta por uma luva de proteção, que envolve a mão do usuário, tendões artificiais e um músculo artificial eletromecânico (MENESES *et al.*, 2005, MENESES, 2008). A luva é confeccionada com um tecido maleável e antialérgico, pois está em contato direto com a mão do usuário (FIG. 3.29a). Tendões artificiais que conectam as pontas dos dedos a um tendão artificial central localizado no antebraço são implementados na luva. Os tendões artificiais reproduzem a função dos tendões da mão humana (ROCHA, 2007). Eles transmitem o movimento do músculo artificial eletromecânico para os dedos, gerando os movimentos de flexão e extensão. No interior da luva há uma órtese estática, responsável pela imobilização do polegar e do punho (FIG. 3.29b).

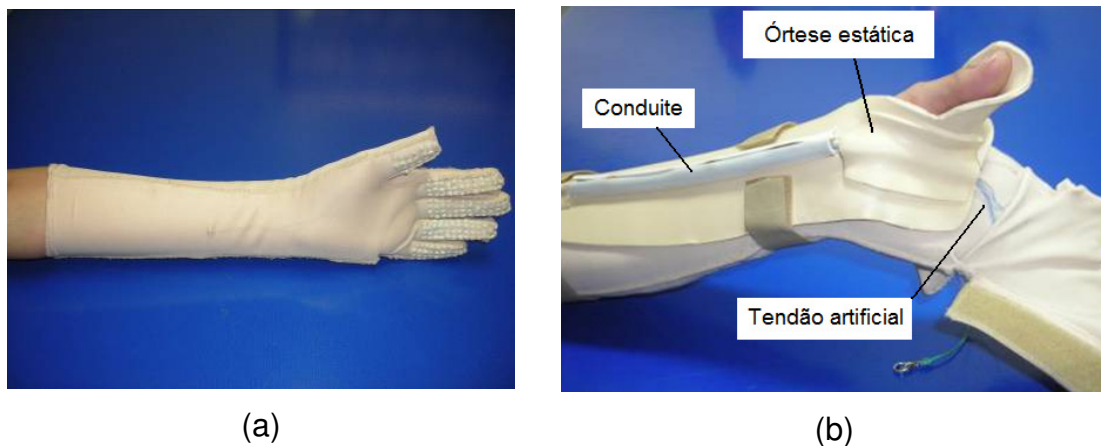


FIGURA 3.29 - Órtese de mão do Labbio/UFMG; (a) Luva; (b) Órtese estática (MENESES, 2008).

O acionamento da órtese é feito por sinais eletromiográficos (EMG) captados por dois pares de eletrodos passivos superficiais, onde cada um deles está

posicionado em um grupo muscular ativo do usuário (FIG. 3.30). Um desses grupos musculares é responsável pelo comando de flexão dos dedos e o outro pela extensão. Quando o usuário deseja acionar a órtese, ele contrai o grupo muscular, gerando um sinal EMG que será captado por um dos pares de eletrodos (MENESES, 2008).



FIGURA 3.30 - Posicionamento dos eletrodos passivos (MENESES, 2008).

Para realizar a simulação do uso da órtese de mão durante os movimentos de flexão e extensão dos dedos, foi necessário adicionar o modelo geométrico da mão, desenvolvido anteriormente. O modelo geométrico da órtese é composto pela geometria da luva e dos tendões.

A geometria da luva foi construída a partir da utilização do modelo geométrico da mão. As superfícies da mão que estão envolvidas pela luva foram selecionadas e posteriormente espaçadas superficialmente em 0,5 mm gerando a geometria da luva. Esse método foi aplicado pelo fato de a luva se ajustar ao formato da mão do usuário, por ser confeccionada de um material elástico (FIG. 3.31).

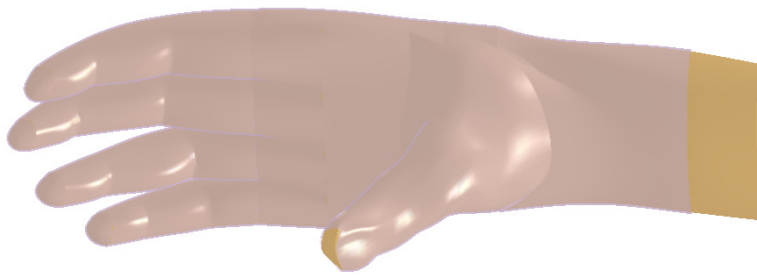


FIGURA 3.31 - Geometria da luva da órtese da UFMG

O modelo geométrico da órtese foi finalizado com a criação dos tendões artificiais. O primeiro passo para a criação da geometria do tendão foi determinar o seu plano de deslocamento. O plano foi criado a partir de três pontos da superfície do dedo que coincidem com a região de fixação dos tendões no dedo da luva (FIG. 3.32a). Considerando que o tendão se ajusta ao dedo da mão e segue o plano de deslocamento, foi possível determinar o seu perfil (FIG. 3.32b). O perfil gerado pela intercessão do plano de deslocamento com a superfície do dedo representou a geometria do tendão artificial (FIG. 3.32c).

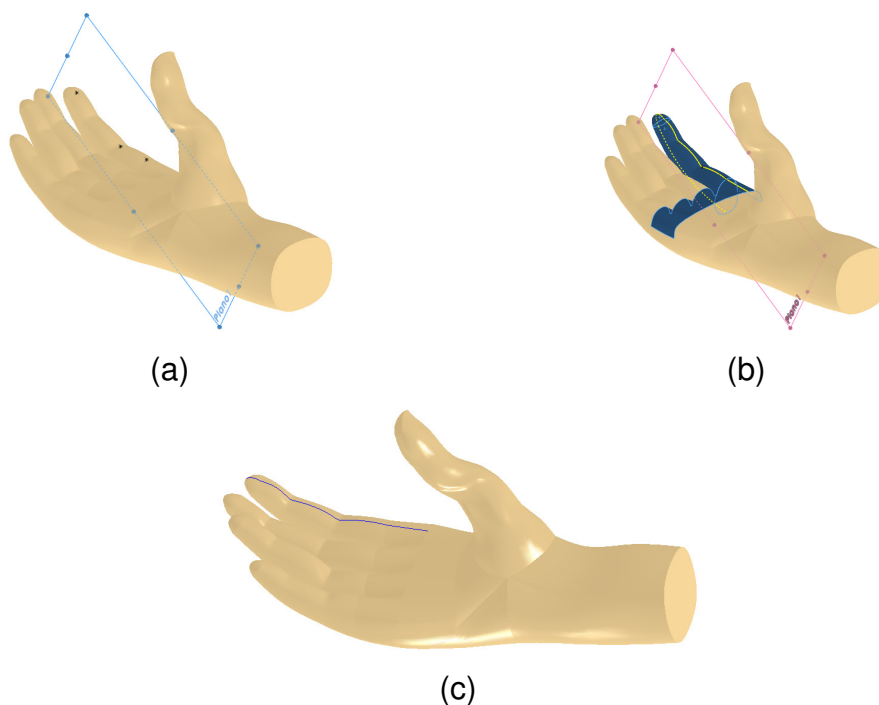


FIGURA 3.32 - Geometria do tendão artificial: (a) Plano de deslocamento; (b) Perfil do tendão artificial; (c) Geometria final.

O mesmo procedimento utilizado anteriormente foi aplicado para a criação das geometrias dos outros tendões artificiais.

Geradas as geometrias da órtese de mão, o próximo passo foi a geração da sua malha. Para a caracterização dos elementos da malha da luva da órtese foi considerada que ela é feita de tecido, ou seja, pequena espessura e apresenta grande deformação em relação às outras geometrias. Assim, a luva foi caracterizada como um corpo deformável com forma de casca.

Na utilização de elementos de casca, é necessário a caracterização dos elementos quanto à sua espessura e aos graus de liberdade. Tais elementos são caracterizados como:

Membrana - Os elementos de membrana possuem como característica principal apenas a transmissão de tração e compressão entre eles, não transmitindo momentos (FIG. 3.33a);

Casca Homogênea – Durante a simulação, estes corpos consideram a resistência de rotação entre os elementos, transmitindo, assim, momentos (FIG. 3.33b).

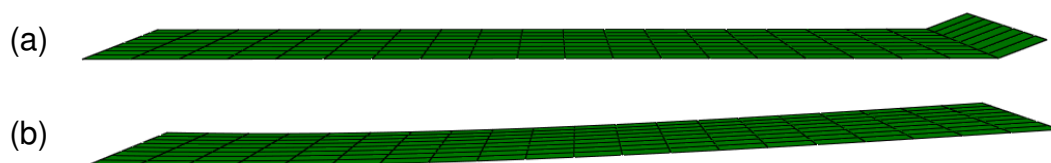


FIGURA 3.33 - Comportamento de: (a) Elementos de membrana; (b) Elementos de Casca homogênea.

Para a geração da malha da luva da órtese (FIG. 3.34) foram utilizados elementos deformáveis triangulares com forma de casca homogênea (S3).

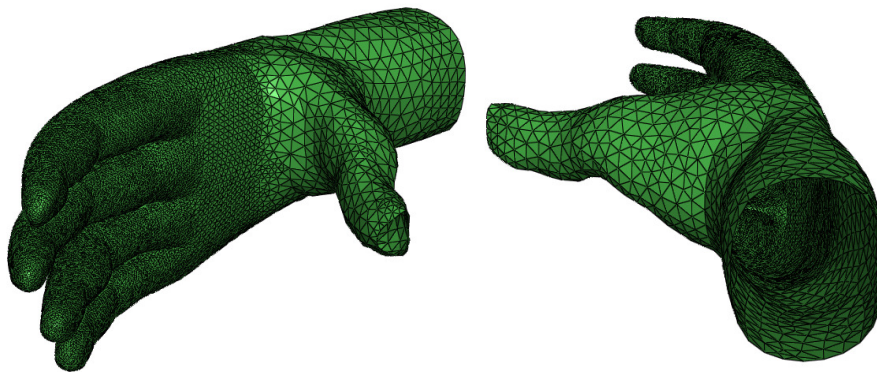


FIGURA 3.34 - Malha a luva da órtese de mão.

Os tendões artificiais foram considerados como corpos deformáveis com formas de fios. A utilização destes corpos necessita de uma caracterização dos seus elementos quanto ao comportamento e grau de liberdade. Estes podem ser caracterizados como:

Treliça. Os elementos apenas transmitem trações e compressões, não transmitindo momentos entre eles. Como exemplo, a FIG. 3.35a mostra uma simulação onde foi aplicado um deslocamento na extremidade direita do corpo, e devido a utilização de elementos de treliça, apenas o primeiro elemento rotacionou;

Viga. Estes elementos transmitem forças e momentos, sendo necessário definir o perfil do corpo. A FIG. 3.35b mostra uma simulação com as mesmas condições da anterior, mas, agora, com a utilização de elementos de barra. O deslocamento imposto no primeiro elemento resultou na rotação de todos os demais devido ao momento gerado.

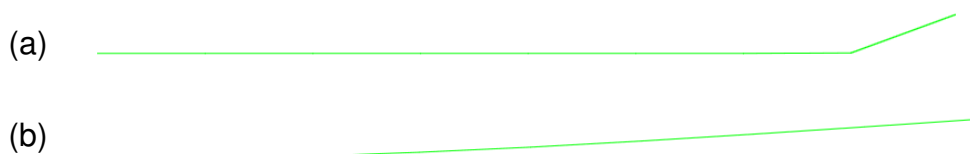


FIGURA 3.35 - Comportamento de: (a) Elementos de Treliça; (b) Elementos de Barra.

Uma combinação de elementos de treliça e elementos de barra foi necessária para modelar o comportamento dos tendões artificiais (FIG. 3.36). Os elementos de treliça garantiram a resistência do tendão quanto a tração, enquanto os elementos de barra impuseram uma pequena resistência quanto a sua flexão.

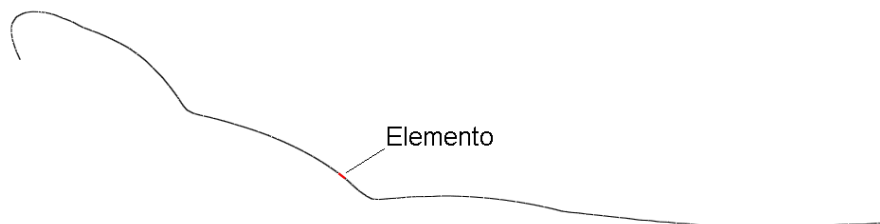


FIGURA 3.36 - Malha de um tendão artificial.

Finalizado o modelo biomecânico da órtese utilizando MEF, uma análise da sua ação sobre o modelo da mão foi realizada. A finalidade foi comparar o seu comportamento com resultados obtidos em testes clínicos por Meneses (2008) na aplicação clínica da órtese em usuários.

Considerando que a força de preensão nos dedos da órtese está relacionada diretamente à força aplicada nos tendões artificiais (ROCHA *et al.*, 2009), foi proposta uma simulação numérica para determinar a força de tração aplicada nos tendões artificiais.

Nesta simulação, o modelo computacional da mão e da órtese estavam presentes. Com o objetivo de representar a imobilização do punho realizada pela órtese estática, restrições de deslocamentos para os ossos metacarpos foram impostas em todas as direções (U_1 , U_2 e U_3) como condições de contorno, deixando-os imóveis durante toda a simulação (FIG. 3.37).

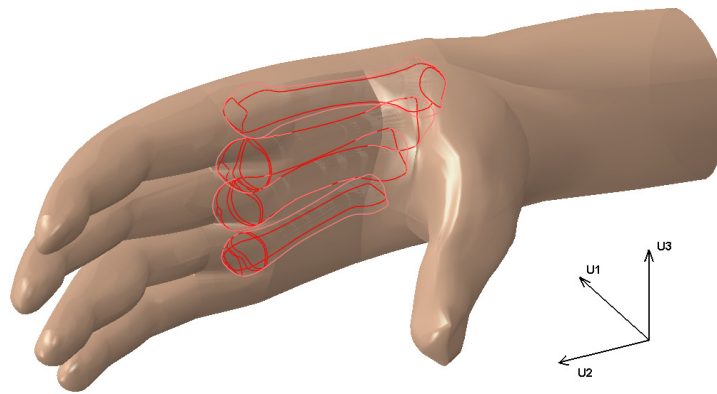


FIGURA 3.37 - Restrição de deslocamentos.

Para simplificação do modelo e diminuição do tempo computacional, a geometria da luva foi limitada apenas ao revestimento do dedo indicador. Um deslocamento de 20 mm foi aplicado no tendão artificial na direção e no sentido da palma da mão (FIG. 3.38). O deslocamento representa a ação do conjunto motor-redutor utilizado na órtese de mão.

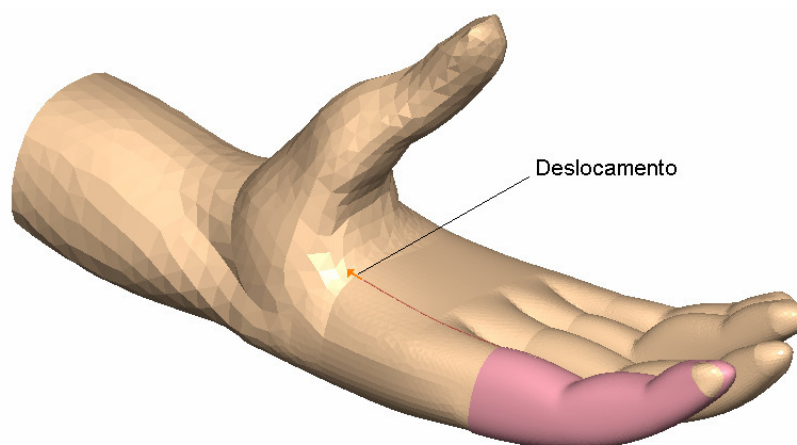


FIGURA 3.38 - Condição de contorno aplicada ao tendão artificial.

3.2.2 – Modelo da órtese de cotovelo

A órtese de cotovelo é composta por uma estrutura articulável, apoios para o braço e antebraço e um sistema de acionamento. A estrutura é composta por duas partes articuláveis (superior e inferior) confeccionada em aço carbono

1020 e suas dimensões correspondem à anatomia do usuário. Os apoios são confeccionados por materiais termo moldáveis denominados termoplásticos, os quais são moldados no braço do usuário. Esses são fixados na estrutura articulável da órtese, sendo o do braço fixado por parafuso na parte superior, enquanto o do antebraço fixado na parte inferior apenas por velcro, permitindo assim o seu deslizamento (CORRÊA JR *et al.*, 2010) (FIG. 3.39).

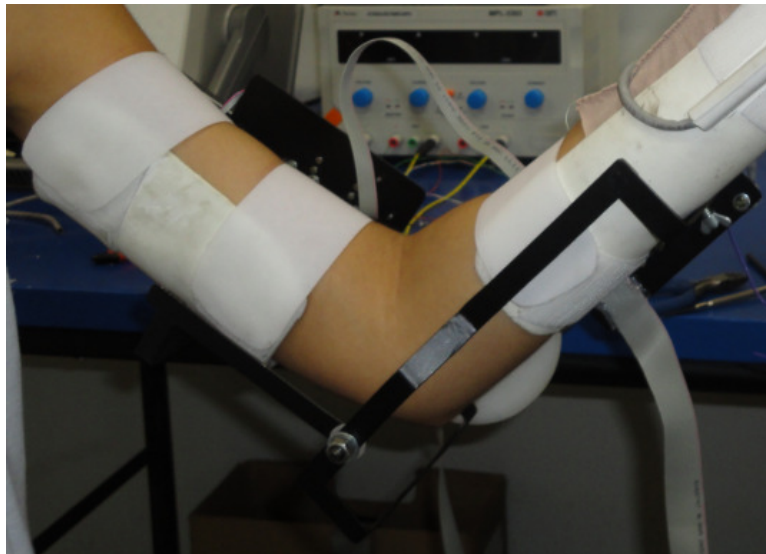


FIGURA 3.39 - Órtese de cotovelo do Labbio/UFMG.

O sistema de acionamento contém um conjunto motor-redutor fixado na parte superior da estrutura articulável, além de uma polia fixada na parte inferior (FIG. 3.40). A polia é responsável por converter a ação do motor, por meio de cabos, em movimentos de flexão e extensão do cotovelo, uma vez que o seu centro coincide com o eixo de rotação da articulação.

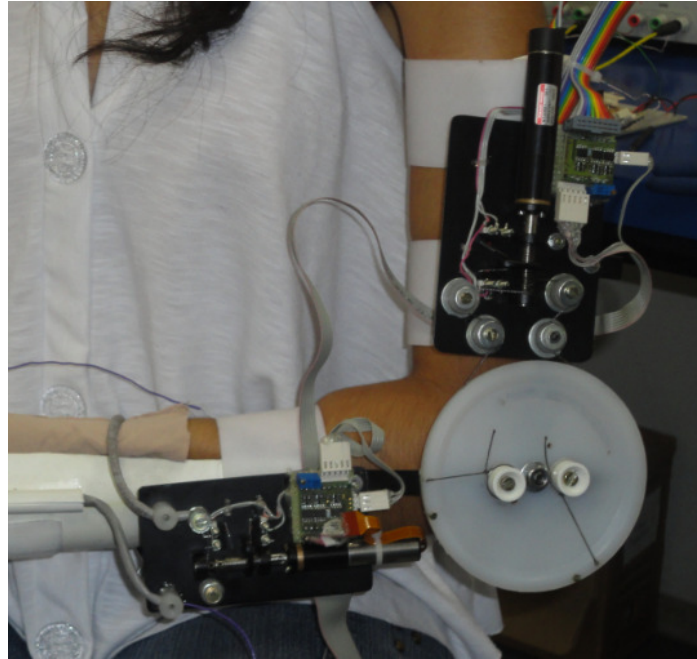


FIGURA 3.40 - Sistema de acionamento da órtese de cotovelo.

O controle da órtese de cotovelo é realizado voluntariamente pelo usuário por meio de sinais eletromiográficos (EMG) captados por dois pares de eletrodos passivos superficiais posicionados em grupos musculares ativos. Um desses grupos é responsável pelo comando de flexão do cotovelo e o outro pela sua extensão (ARAÚJO, 2011).

Para realizar a simulação do uso dessa órtese durante os movimentos de flexão e extensão do cotovelo, foi necessário adicionar ao modelo geométrico do cotovelo, desenvolvido anteriormente, o modelo geométrico da órtese de cotovelo. O modelo geométrico da órtese de cotovelo contém as geometrias dos apoios, da estrutura articulável e da polia do sistema de acionamento.

Considerando que os apoios são moldados diretamente no braço dos usuários, as geometrias dos apoios foram construídas a partir da geometria do braço do modelo geométrico do cotovelo. Inicialmente, identificou-se na superfície da geometria do braço as regiões nas quais os apoios do braço e antebraço ficam em contato. Posteriormente, a partir dessas regiões foram criadas as superfícies de contato (FIG. 3.41).



FIGURA 3.41 - Superfícies de contato entre os apoios e a geometria do braço.

Para a construção geométrica de cada apoio, foi criada uma nova superfície espaçada de 2 mm a partir da superfície de contato (FIG. 3.42a). As geometrias dos apoios foram criadas pela união das superfícies de contato com as superfícies espaçadas (FIG. 3.42b).

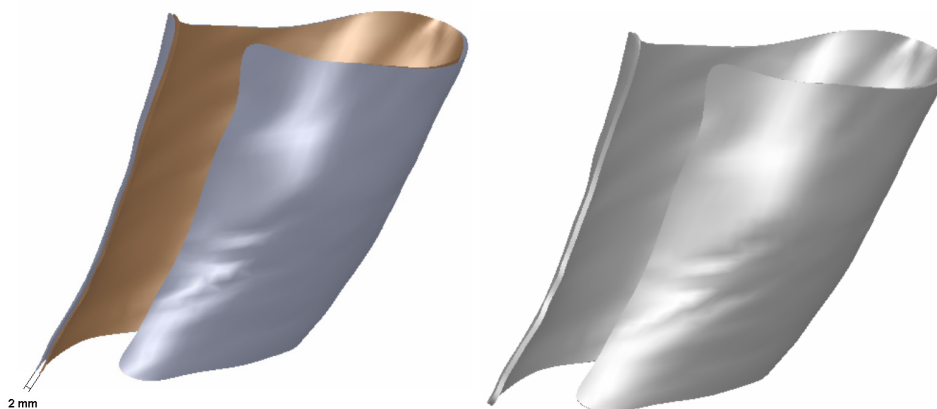


FIGURA 3.42 - Geometria do apoio do ante-braço; (a) Superfície espaçada; (b) Sólido tridimensional.

O modelo geométrico da estrutura articulável da órtese bem como o da polia, aqui utilizados, foram criados durante o desenvolvimento do projeto da órtese de cotovelo (FIG. 3.43).

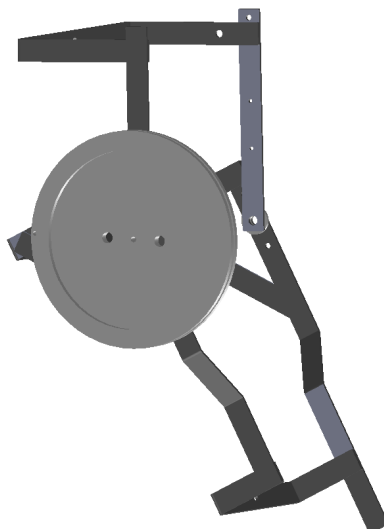


FIGURA 3.43 - Modelo geométrico da estrutura articulável.

A finalização do modelo geométrico se deu a partir da união das geometrias do modelo do cotovelo com as geometrias dos apoios, da estrutura articulável e da polia (FIG. 3.44).

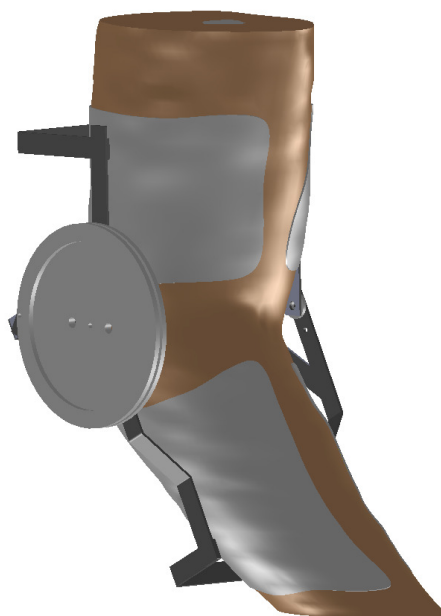


FIGURA 3.44 - Modelo geométrico da órtese de mão e do cotovelo.

Criada as geometrias da órtese de cotovelo, iniciou-se o processo de geração da sua malha. As geometrias dos apoios foram caracterizadas como corpos

deformáveis com formas sólidas e elementos tetraédricos deformáveis tridimensionais (C3D4) foram utilizados para a criação das malhas (FIG. 3.45). Propriedades mecânicas do polipropileno (PP) foram aplicadas aos apoios (módulo de elasticidade de 1,03 GPa e coeficiente de Poisson de 0,43) (CHU *et al.*, 1995).

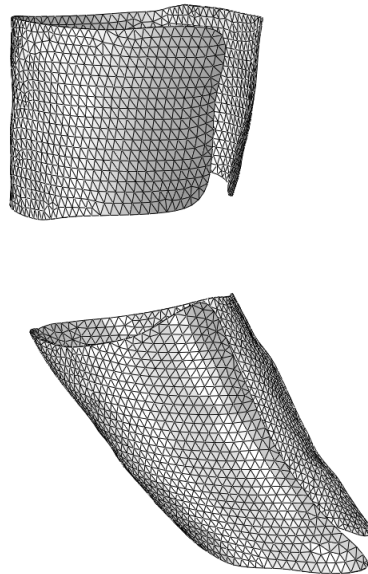


FIGURA 3.45 - Malha dos apoios.

A geometria da estrutura articulável foi considerada como corpos deformáveis com formas sólidas e sua malha foi gerada por elementos tetraédricos deformáveis tridimensionais (C3D4) (FIG. 3.46). A estrutura articulável recebeu propriedades mecânicas do aço 1020: módulo de elasticidade de 200 GPa e coeficiente de Poisson de 0,33 (WALKE *et al.*, 2005).

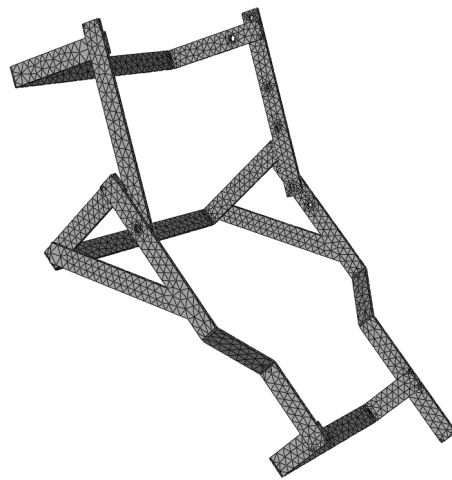


FIGURA 3.46 - Malha da estrutura articulável.

A polia foi considerada um corpo rígido, uma vez que sua deformação não é importante para este modelo. O ponto de referência foi posicionado no centro geométrico da polia (FIG. 3.47a). Elementos triangulares tridimensionais (R3D3) foram utilizados para gerar a malha da polia (FIG. 3.47b).

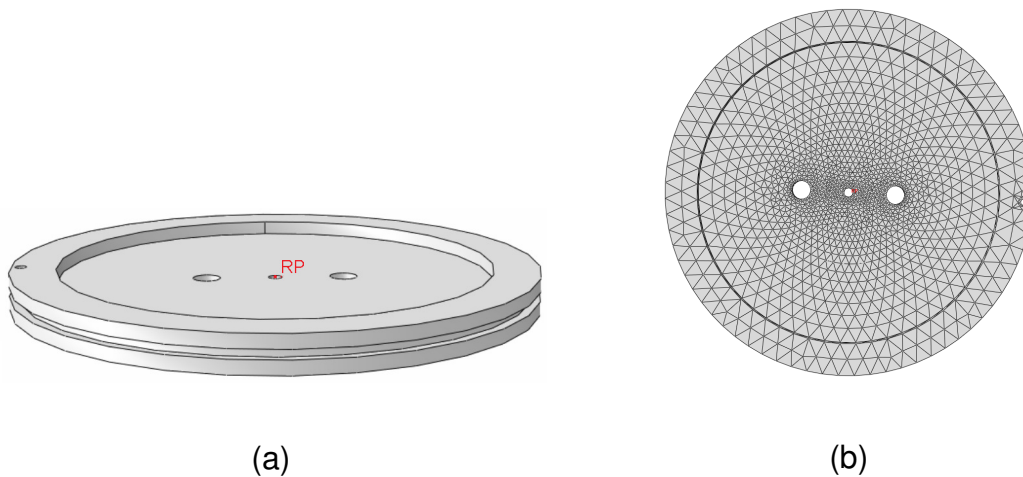


FIGURA 3.47 - Polia; (a) Ponto de Referência; (b) Malha da polia.

A FIG. 3.48 mostra as malhas do modelo da órtese adicionadas às do modelo do cotovelo.

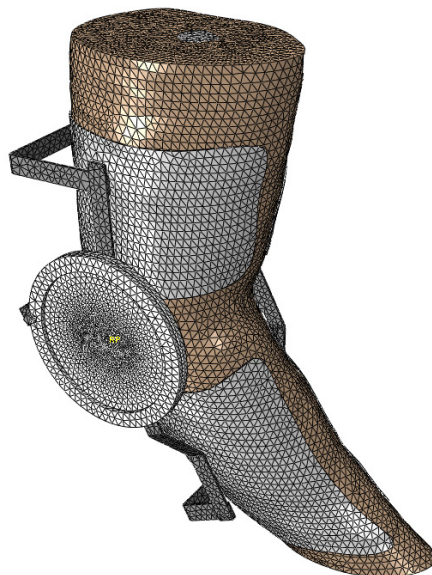


FIGURA 3.48 - Malha do modelo da órtese de cotovelo.

Finalizado o modelo biomecânico da órtese utilizando MEF, uma análise da sua ação sobre o modelo do cotovelo foi realizada com a finalidade de verificar o comportamento do modelo do cotovelo quando ocorre a ação do modelo da órtese.

Para manter o modelo fixo durante a simulação, uma condição de contorno foi imposta na superfície superior do úmero para restringir os deslocamentos nas direções U_1 , U_2 e U_3 (FIG. 3.49a). Como condição de entrada, uma rotação de 90° foi aplicada na polia com a finalidade de produzir o movimento de flexão do cotovelo (FIG. 3.49b).

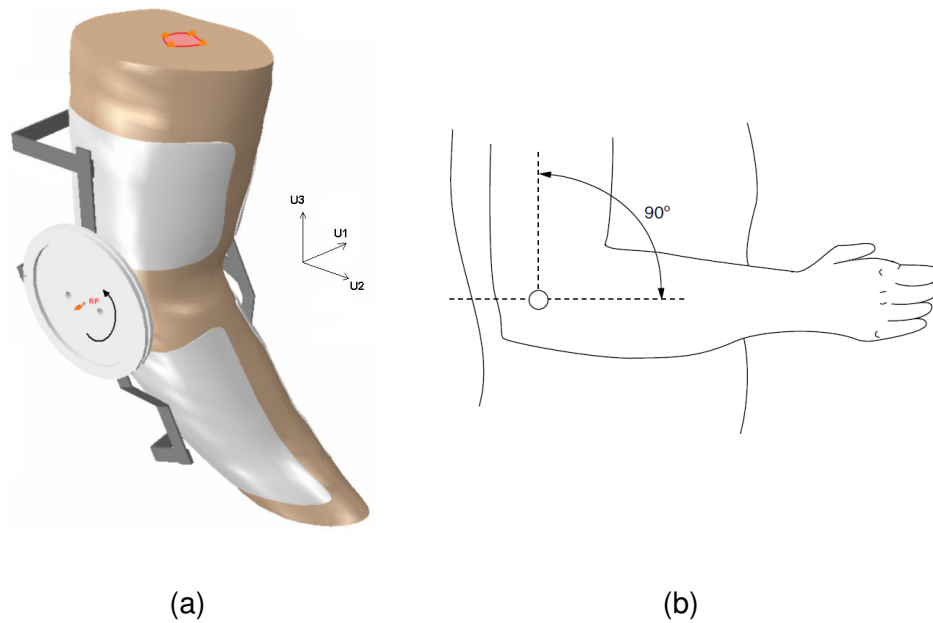


FIGURA 3.49 - Simulação biomecânica da órtese de cotovelo; (a) Condições de contorno; (b) Movimento de flexão do cotovelo (FREIVALDS, 2004).

Uma segunda simulação, com a finalidade de determinar a relação do torque na polia em função do ângulo da articulação para diferentes cargas aplicadas na extremidade inferior da órtese, foi proposta. Essa simulação corresponde à força que o motor deverá aplicar na polia durante o movimento de flexão da órtese de cotovelo e as cargas aplicadas na extremidade distal que representam possíveis pesos que o usuário poderá carregar utilizando o dispositivo. Para esta simulação, apenas o modelo computacional da órtese de cotovelo foi utilizado. Os deslocamentos (U_1 , U_2 e U_3) da extremidade superior da estrutura articulável foram restringidos como condição de contorno inicial (FIG. 3.50).

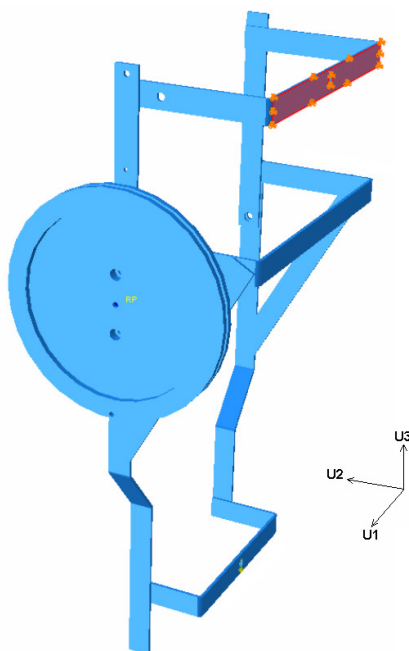


FIGURA 3.50 - Condição de contorno aplicada a simulação da órtese.

A simulação foi dividida em duas etapas. A primeira etapa corresponde à aplicação de uma carga na extremidade distal da órtese e a segunda corresponde ao movimento de flexão do cotovelo. Na primeira etapa, forças conhecidas foram aplicadas na região central do espaçador da extremidade distal da órtese (FIG. 3.51). Essa carga representa o peso do antebraço somado à carga que o usuário irá segurar.

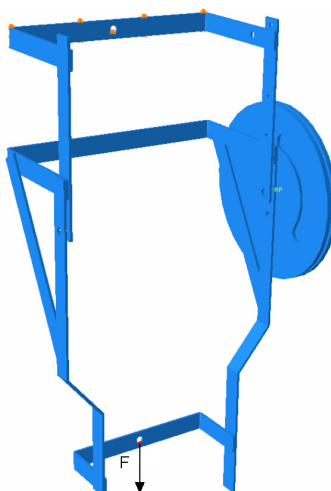


FIGURA 3.51 - Aplicação da força na extremidade inferior da estrutura articulada.

Para realizar o movimento de flexão do cotovelo, durante a segunda etapa, foi aplicada uma rotação de 180° no ponto de referência da polia na direção UR1 (FIG. 3.52). As condições da primeira etapa foram mantidas durante a segunda etapa.

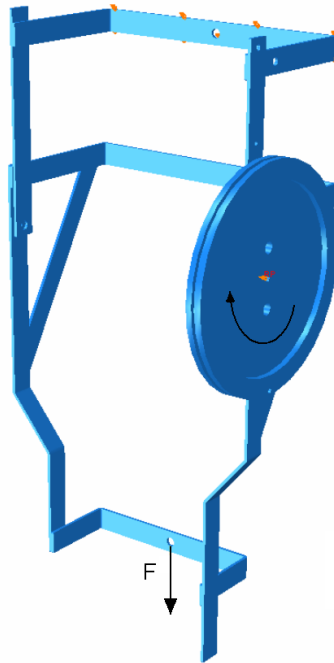


FIGURA 3.52 - Condição de rotação aplicada na polia.

3.2.3 – Análise da fixação da fratura supracondilar do úmero

As colunas medial e lateral do úmero distal são conectadas por uma delgada área de osso entre a fossa do olécrano e a fossa coronóide (FIG. 3.53). As fraturas supracondilares são classificadas quanto ao mecanismo de trauma em extensão e flexão. O mecanismo de trauma mais comum é em extensão (97 a 99%) (SKAGGS; FLYNN, 2009), no qual o cotovelo é forçado em hiperextensão e o olécrano colide de encontro à fossa do olécrano, determinando o traço de fratura (TOPPING *et al.*, 1995; SANDOR *et al.*, 2005).

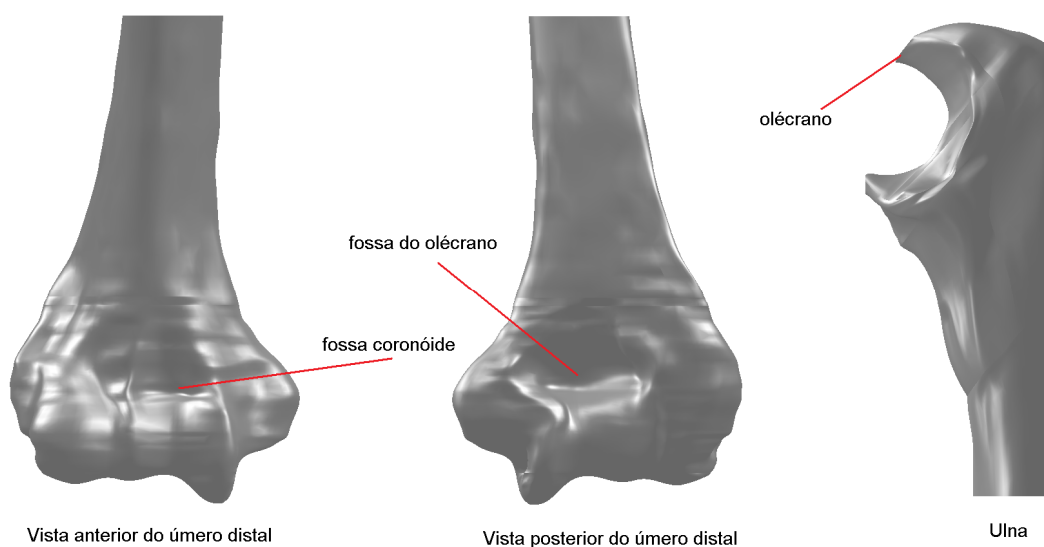


FIGURA 3.53 - Identificação da fossa coronóide, fossa do olécrano e olécrano.

O posicionamento dos pinos para a estabilização da fratura ainda é um ponto controverso, no tocante ao ponto de entrada e a possibilidade da lesão do nervo ulnar medialmente e também quanto a estabelecer qual delas é mais estável ao stress antero-posterior e rotacional (LARSON *et al.*, 2006).

Diante da necessidade de estudos mais aprofundados para avaliar a estabilidade das diversos tipos de fixação das fraturas supracondilar, foi realizada uma parceria entre o Laboratório de Bioengenharia (Labbio) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) com Serviço de Ortopedia e Traumatologia Pediátrica do Hospital Maria Amélia Lins (HMAL) da Fundação Hospitalar do Estado de Minas Gerais (FHEMIG) com o intuito de criar um modelo biomecânico em 3D do úmero utilizando o MEF.

O modelo geométrico do úmero, desenvolvido a partir das imagens do VHP, foi utilizado para realizar a simulação biomecânica da fixação da fratura supracondilar. A fratura simulada em todos os modelos de fixações foi criada no programa SolidWorks®, onde o traço de fratura foi construído horizontalmente a 26 mm da borda distal do úmero (FIG. 3.54), sendo este o parâmetro utilizado por Larson e colaboradores (2006).

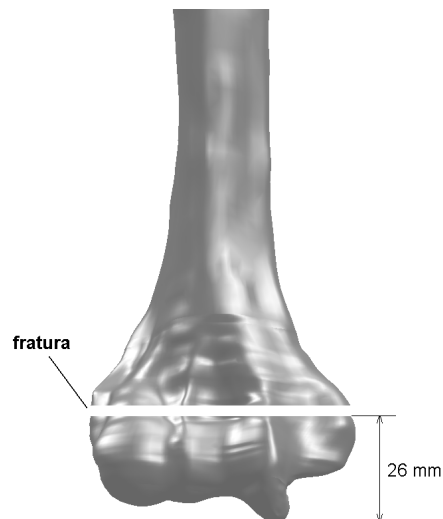


FIGURA 3.54 - Geometria do úmero fraturado.

As simulações biomecânicas reproduziram os métodos de fixação realizados nos estudos de Zions e colaboradores (1994) e Larson e colaboradores (2006) totalizando sete tipos distintos de posicionamento dos pinos (FIG. 3.55). Os pinos e foram criados e posicionados no programa SolidWorks®.

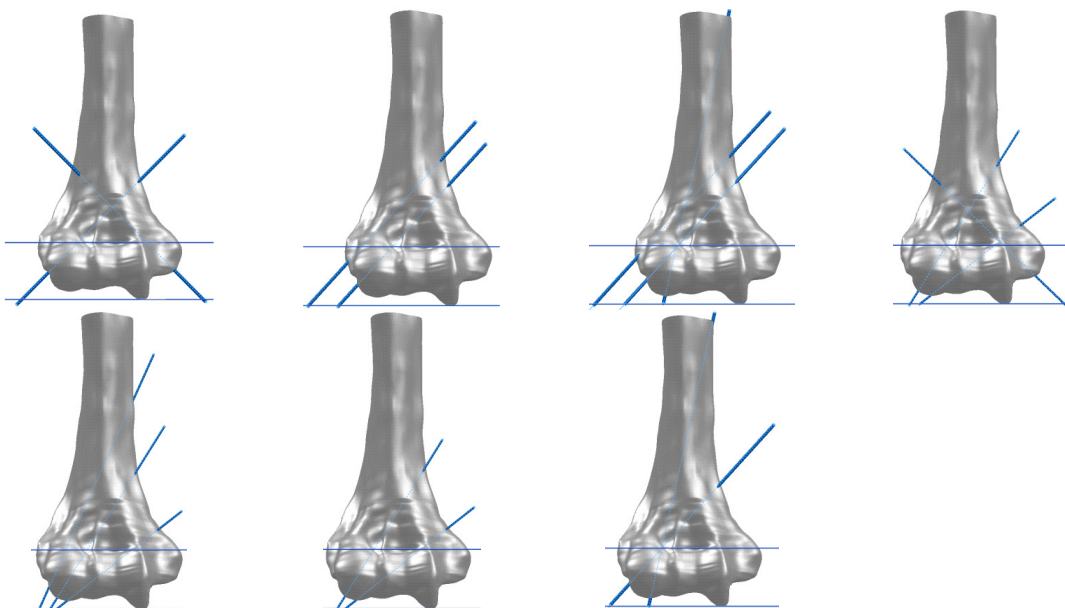


FIGURA 3.55 - Posicionamento dos pinos para análise da estabilização da fratura supracondilar.

Ao contrário das demais simulações, as quais os ossos foram considerados corpos rígidos, nesse modelo de fixação da fratura supracondilar o úmero foi considerado um corpo deformável. Diante da sua complexa geometria, foi necessário utilizar elementos tetraédricos tridimensionais (C3D4) para a geração da sua malha. Os pinos também foram considerados corpos deformáveis e para a construção de suas malhas elementos hexaédricos tridimensionais (C3D8) foram utilizados (FIG. 3.56).

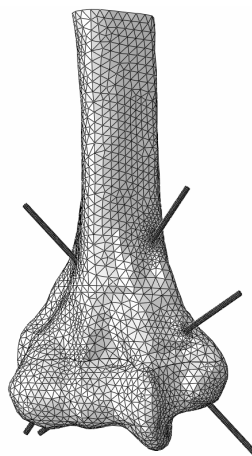


FIGURA 3.56 - Malha do modelo da fixação da fratura supracondilar.

As malhas das geometrias receberam propriedades mecânicas referentes aos materiais a qual representam. Uma vez considerados corpos deformáveis nessa aplicação, os ossos receberam propriedades lineares elásticas com modulo de elasticidade de 100 MPa e coeficiente de Poisson de 0,32 (WAKE *et al.*, 2004). Propriedades mecânicas do aço inox foram atribuídas aos pinos, sendo o modulo de elasticidade de 200 GPa e o coeficiente de Poisson de 0,33 (WALKE *et al.*, 2005).

Como condição de contorno inicial, a extremidade inferior do úmero recebeu restrições de deslocamentos em todas as direções (FIG. 3.57a), ficando essa imóvel durante toda a simulação. Pares de contato sem atrito foram criados

entre os pinos e as superfícies internas do úmero para evitar a penetração entre os corpos (FIG. 3.57b).

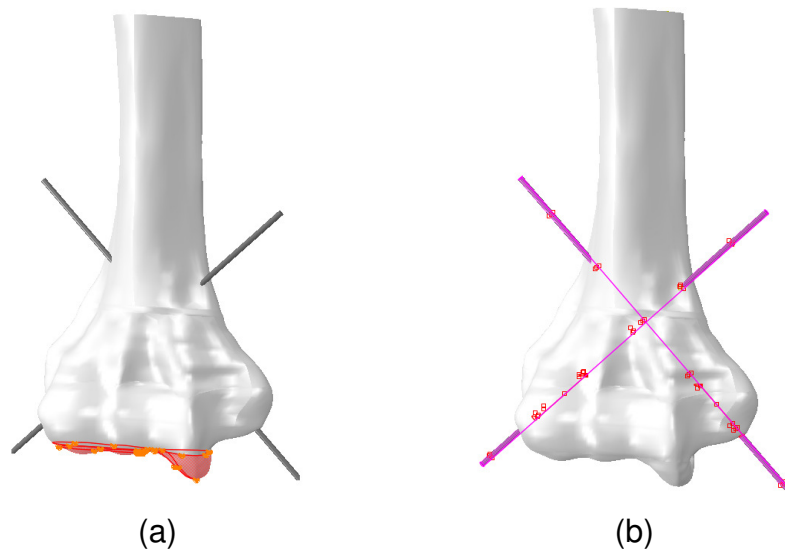


FIGURA 3.57 - Simulação biomecânica da fratura supracondilar. (a) Restrição de deslocamento; (b) Pares de contatos.

Finalizada a configuração das condições iniciais do modelo, foi aplicado como entrada uma rotação de 30° na extremidade superior do úmero (FIG. 3.58). Esse processo foi aplicado nos sete tipos de fixação.



FIGURA 3.58 - Rotação aplicada na extremidade superior do úmero.

3.3 – VALIDAÇÕES DOS MODELOS

Pelo fato dos modelos biomecânicos criados serem modelos computacionais, foi necessário validá-los experimentalmente. Neste estudo, os modelos computacionais da órtese de mão e o modelo da fixação de fratura supracondilar foram validados por valores experimentais obtidos da literatura, enquanto o modelo da órtese de cotovelo foi validado por experimento realizado no Labbio/UFMG.

3.3.1 – Análise experimental da órtese de mão

Em estudo preliminar, Rocha (2007) teve como objetivo determinar a força de tração no tendão artificial em função da força de preensão de objetos para cada ângulo de flexão e extensão dos dedos da órtese de mão. A FIG. 3.59 mostra o esquema da bancada utilizada neste experimento.

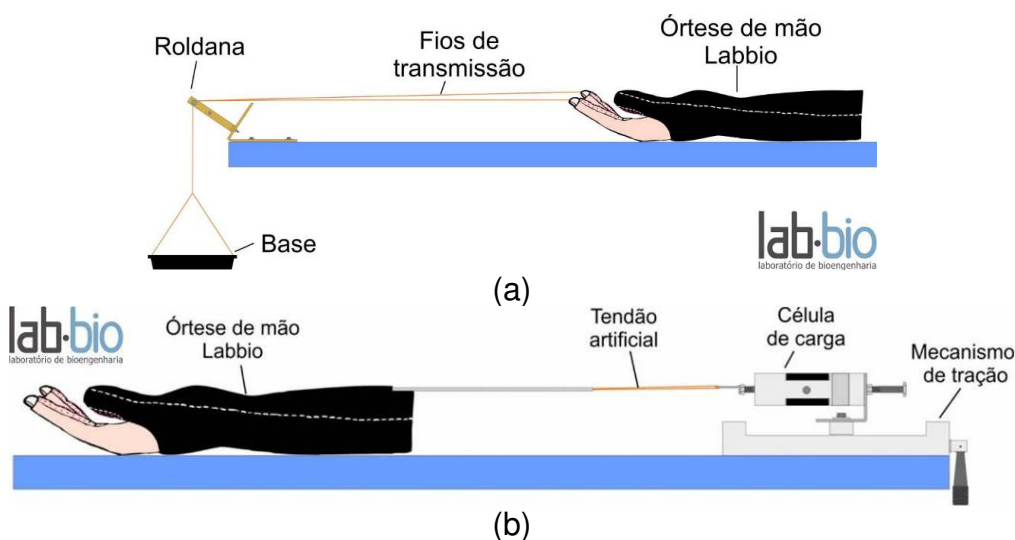


FIGURA 3.59 - Experimento para determinar a relação entre a força no tendão artificial e o ângulo de flexão dos dedos da órtese (ROCHA, 2007).

3.3.2 – Solução analítica e análise experimental da órtese de cotovelo

Os resultados obtidos na segunda simulação do modelo numérico da órtese de cotovelo, referentes à determinação do torque na polia em função do ângulo da articulação, foram comparados com os resultados obtidos de solução analítica e com dados experimentais.

Uma solução analítica bidimensional foi realizada considerando as dimensões da estrutura da órtese de cotovelo. A origem das coordenadas do modelo analítico foi considerada coincidente com o centro de rotação da articulação da estrutura da órtese. A força (F) que representa as cargas a serem suportadas foi aplicada na extremidade distal da estrutura da órtese. Para facilitar o modelo analítico, o comprimento da haste (h) e o deslocamento (l) podem ser associados em um novo comprimento (L) com um ângulo inicial (θ_i) (FIG. 3.60).

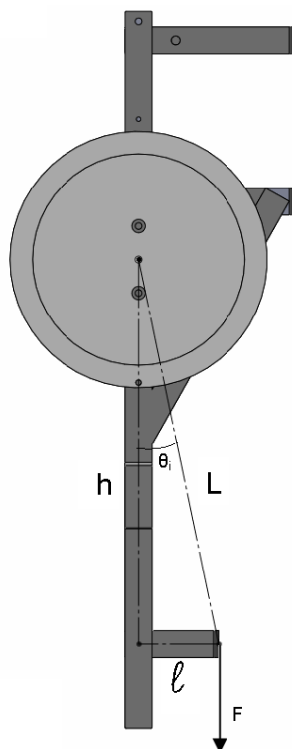


FIGURA 3.60 - Solução analítica para a órtese de cotovelo.

O torque resultante (T) a ser aplicado na polia para realizar o movimento de rotação da articulação pode ser expresso pela EQ. 3.1:

$$T = F \cdot L \cdot \text{sen}(\theta - \theta_i) \quad (3.1)$$

T é o torque aplicado na polia [N.m];

F é a carga aplicada na extremidade inferior da órtese [N];

L é a distância entre o ponto de rotação e o ponto onde será aplicada a carga [m];

θ_i é o ângulo inicial [graus];

θ é o ângulo da articulação desejado [graus].

Os parâmetros h e ℓ (FIG. 3.60) foram obtidos das dimensões da estrutura da órtese, com valores de 180 mm e 37 mm, respectivamente. Assim os valores calculados para L e θ_i foram 183,76 mm e 11,61 °, respectivamente.

Um experimento utilizando a órtese de cotovelo foi proposto para validar o modelo computacional. Para realizar o experimento, foi construída uma bancada de testes a qual a órtese foi fixada. O torque na polia da órtese foi mensurado utilizando uma célula de carga (Kratos modelo MM20K). A célula de carga foi fixada em uma guia linear posicionada na extremidade superior do suporte da bancada. Pesos conhecidos foram posicionados em uma base presa na célula de carga com a finalidade de ajustar as medidas de força do sistema (FIG. 3.61).

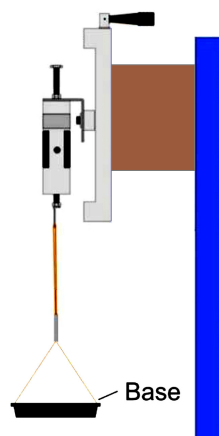


FIGURA 3.61 - Experimento de calibração da célula de carga.

O ângulo da articulação foi mensurado por um potenciômetro adaptado na articulação da estrutura. Entretanto, como o sinal de saída do circuito eletrônico do potenciômetro é dado em valores de tensão, foi necessário criar uma relação entre os valores de tensão com o ângulo da articulação. Essa relação foi determinada por um experimento, onde valores de um goniômetro (DASCO PRO AF100M), fixado na extremidade inferior da órtese, e valores de tensão do potenciômetro foram amostrados para diferentes ângulos da articulação (FIG. 3.62).

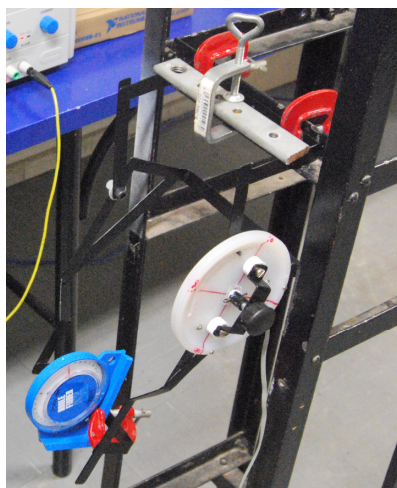


FIGURA 3.62 - Experimento para calibração do potenciômetro.

Nesse experimento, a ação do conjunto motor-redutor no cabo fixado na polia responsável pelo movimento de flexão e extensão da órtese de cotovelo foi substituída no experimento pelo movimento da célula de carga conectada na guia linear (FIG. 3.63a). Dessa forma, o deslocamento para cima da célula de carga pela guia linear resulta no movimento de flexão da órtese de cotovelo (FIG. 3.63b). Analogamente, o deslocamento contrário produz o movimento de extensão da órtese de cotovelo.

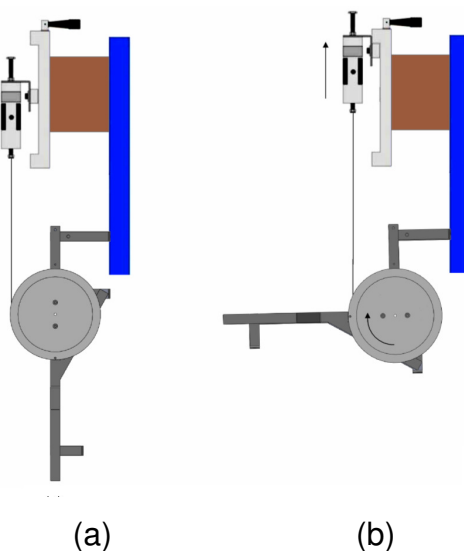


FIGURA 3.63 - Experimento de validação da órtese de mão; (a) órtese em 0° de flexão; (b) órtese em 90° de flexão.

Foi realizado o movimento de flexão da órtese entre os ângulos de 30° e 110° aplicando cargas de 5 N, 10 N e 20 N na sua extremidade inferior.

Os valores de força obtidos da célula de carga e os valores de ângulo obtidos pelo potenciômetro foram adquiridos por uma placa de aquisição da *National Instruments* modelo USB-6009. Um algoritmo foi desenvolvido no programa *Labview* para a visualização e armazenamento dos resultados (FIG. 3.64). Os dados foram processados no programa *MatLab*.

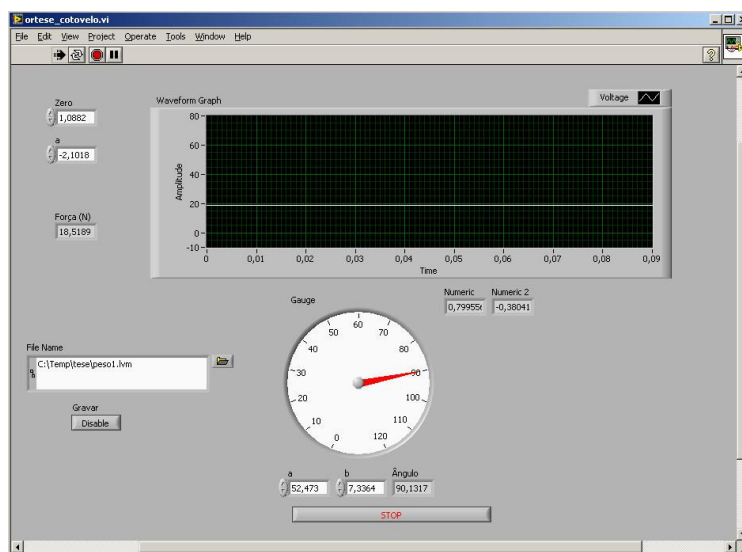


FIGURA 3.64 - Tela do aplicativo desenvolvido no programa *Labview*.

Para a validação do modelo da órtese de cotovelo foi realizada uma comparação entre os resultados numéricos e os resultados analíticos por meio da diferença percentual relativa ($Dif_{.1}$), representada por (EQ. 3.2):

$$Dif_{.1} = \left(\frac{V_a - V_n}{V_a} \right) \cdot 100\% \quad (3.2)$$

onde V_a (N) é o valor analítico e V_n (N) é o valor numérico.

Considerando que o modelo computacional criado nesse trabalho tem como finalidade representar o comportamento da órtese de cotovelo, outra comparação realizada para a validação do modelo foi entre os resultados numéricos e os resultados experimentais por meio da diferença percentual relativa ($Dif_{.2}$), representada por (EQ. 3.3):

$$Dif_{.2} = \left(\frac{V_e - V_n}{V_e} \right) \cdot 100\% \quad (3.3)$$

onde V_e (N) é o valor experimental e V_n (N) é o valor numérico.

3.3.3 – Análise experimental de fixação da fratura

A validação do modelo de fixação da fratura supracondilares foi realizado pela comparação dos resultados numéricos da simulação com os resultados de estudos experimentais obtidos por Zions e colaboradores (1994) e Larson e colaboradores (2006).

Zions e colaboradores (1994) realizaram um estudo biomecânico em modelo de cadáver humano, no qual diferentes fixações da fratura supracondilar foram testadas. Na primeira etapa, a linha da fratura foi reproduzida, posteriormente reduzida e fixada por fios de Kirschner em diferentes configurações: um medial e um pino lateral cruzado (marcado como ZL_1 na FIG. 3.65a), três pinos laterais (dois paralelos e um cruzado) (marcado como Z_2 em FIG. 3.65b), dois pinos laterais paralelos (marcado como Z_3 em FIG. 3.65c) e dois pinos laterais

cruzados (Z_4 marcado como em FIG. 3.65d). Os espécimes foram montados em uma bancada de testes e o ângulo de torção foi medido em função do torque imposto à cada configuração. Foram observados ângulos de torção até 30° (ZIONTS *et al.*, 1994).

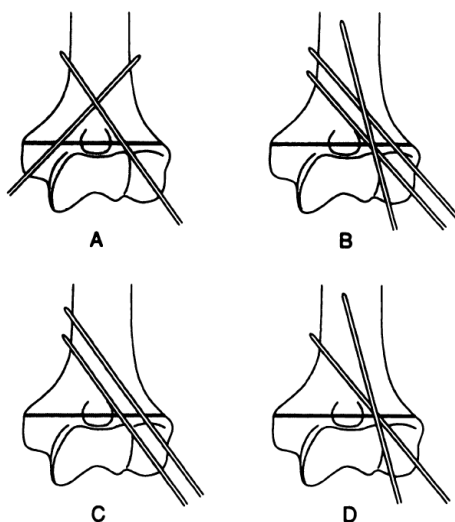


FIGURA 3.65 - Configurações de fixações; (a) ZL_1 ; (b) ZL_2 ; (c) Z_3 ; (d) Z_4

(ZIONTS *et al.*, 1994).

Larson e colaboradores (2006) comparou a estabilidade da fixação em modelos de úmeros sintéticos. A linha de fratura foi reproduzida 26 milímetros acima da extremidade distal. Os modelos de fixação testados foram: dois pinos laterais divergentes (marcados como L_2 na FIG. 3.66a), um pino medial e um lateral cruzado (marcado como ZL_1 na FIG. 3.66b), três pinos laterais divergentes (marcado como L_3 na FIG. 66d) e dois pinos laterais divergentes, com um cruzado medial (marcado como L_4 na FIG. 66c). Os modelos foram submetidos a um aumento de torque, enquanto o ângulo de torção foi medido. Nesses experimentos, o ângulo máximo de torção foi de 25° . Uma vez que este valor do ângulo de torção foi alcançado considerou-se que a fixação falhou.

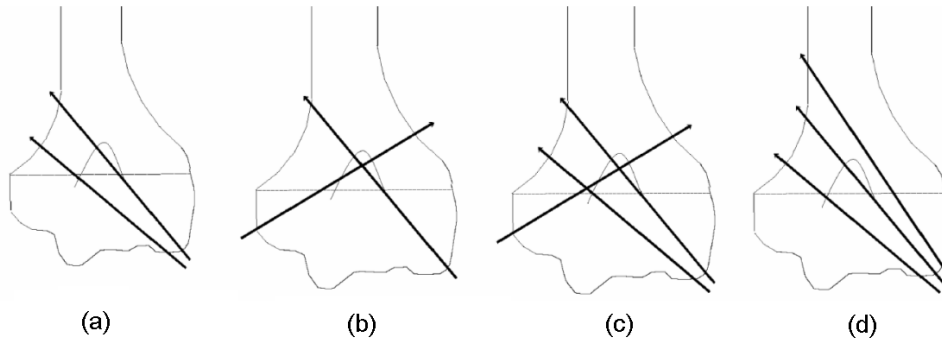


FIGURA 3.66 - Configurações das fixações; (a) L₂; (b) ZL₁; (c) L₃; (d) L₄
(LARSON *et al.* 2006).

Não há informações nos estudos de Zionts e Larson sobre a distância (L) entre a linha de fratura e da força aplicada, para gerar o torque. A ausência desta informação dificulta a utilização do ângulo de torção medidos pelos diferentes autores como uma medida absoluta de estabilidade. Ângulo de torção (φ) é definido por (EQ. 3.4):

$$\varphi = \frac{TL}{4A_m^2 Gt} \int ds \quad (3.4)$$

onde T (Nm) é o torque imposto nas amostras, L (m) é o comprimento submetidos ao torque, A_m (m²) é a área média da seção, G (Pa) é o módulo de cisalhamento, t (m) é a espessura da parede e a linha integral representa o comprimento total do contorno na seção não-circular.

Para obter resultados comparáveis para um específico ângulo de torção de diferentes autores e os resultados obtidos pelas simulações realizadas no presente estudo, definiu-se o torque adimensional, τ , expresso por EQ. 3.5, como se segue:

$$\tau = \frac{T_{conf}}{T_{max}} \quad (3.5)$$

onde T_{conf} (Nm) é o torque medido em uma determinada configuração e T_{max} (Nm) é o torque máximo medido no experimentos para configuração específica. Ao utilizar o torque adimensional (EQ. 3.5) é possível avaliar, em um conjunto de experimentos, qual configuração apresentou o maior torque ou se uma determinada configuração é mais estável do que outra.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados das simulações que foram conduzidas para se estudar as órteses de membro superior atualmente desenvolvidas no Laboratório de Bioengenharia da UFMG e um exemplo de aplicação das técnicas utilizadas nas simulações anteriores para a área de ortopedia. A estratégia de apresentação dos resultados segue a seguinte lógica: estudo da influência das propriedades constitutivas dos tecidos nas forças obtidas para movimentação de flexão do dedo indicador, que é um parâmetro importante para analisar a órtese de mão; comparação dos resultados da simulação de força necessária à atuação da órtese de mão com resultados experimentais previamente obtidos e, completando a análise da órtese de membro superior, foi realizado o estudo do torque necessário para movimentação desta órtese, comparando-se os resultados da simulação com os experimentais realizados especialmente para este fim. Ao final deste capítulo, apresentam-se os resultados da análise dos diferentes tipos de fixação de fraturas supracondilares. Todas as aplicações mostradas aqui utilizam os modelos biomecânicos que foram obtidos por metodologia desenvolvida durante a realização desta tese.

4.1 – RESULTADOS DAS SIMULAÇÕES BIOMECÂNICAS DA MÃO

O resultado das simulações possibilitaram analisar o comportamento da força de flexão do dedo indicador em função de diferentes propriedades mecânicas aplicadas na geometria representativa da pele. O deslocamento aplicado na ponta do dedo indicador teve como resultado a sua flexão (FIG. 4.1). Durante as simulações, foi verificado que ocorreu o deslizamento entre as cartilagens e a permanência das extremidades dos ossos no interior das cápsulas, respeitando os pares de contato e, deste modo, representando corretamente os movimentos fisiológicos.

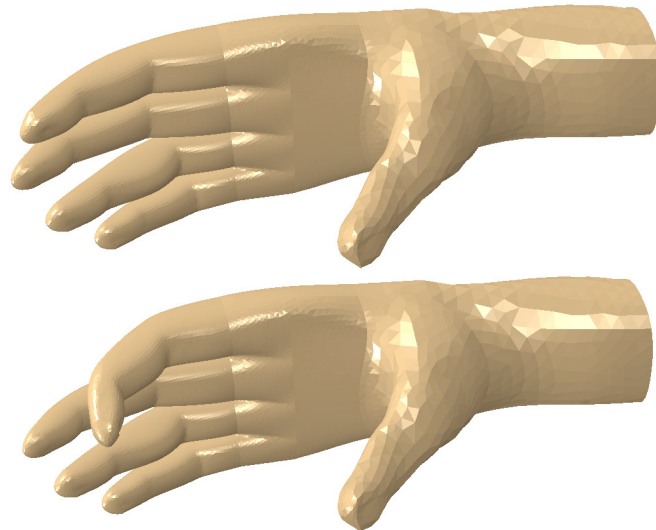


FIGURA 4.1 - Resultado da simulação biomecânica da mão.

O resultado do comportamento da força necessária para realizar a flexão do dedo foi diferente para cada simulação. A simulação que empregou as constantes hiperelásticas da pele iguais a $C_{10} = 9,4$ kPa e $C_{11} = 82$ kPa (HENDRIKS *et al.*, 2003) obteve uma força na ponta do dedo de 0,97 N, enquanto que na simulação onde utilizou-se as constantes hiperelásticas iguais a $C_{10} = 1,7$ kPa e $C_{11} = 1$ kPa (COX *et al.*, 2007) e observou-se uma força flexão de 0,19 N. Esses resultados demonstram a sensibilidade do modelo com relação as propriedades mecânicas aplicadas aos tecidos, destacando a influência da variabilidade individual das propriedades da pele dos pacientes.

4.2 – SIMULAÇÃO DA ÓRTESE DE MÃO

Os resultados obtidos da simulação foram úteis para analisar a interação entre o modelo da mão e a órtese que esta sendo desenvolvida, favorecendo, assim, o seu aperfeiçoamento. A condição de contorno no modelo que simulou uma ação no tendão artificial da órtese, resultou no movimento de flexão do dedo indicador (FIG. 4.2). Esta simulação reproduziu o movimento que ocorria na mão dos pacientes durante testes realizados por Meneses (2008) para avaliação clínica da órtese.



FIGURA 4.2 - Simulação do movimento de flexão do indicador por ação da órtese de mão.

Durante a simulação, verificou-se que os pares de contatos evitaram as penetrações entre os corpos, fazendo com que tanto o tendão artificial quanto o dedo indicador permanecessem no interior da luva ao longo da simulação. Isto comprova que os elementos que constituem o modelo foram corretamente descritos e todos os movimentos e diretivas prescritas para o seu movimento foram adequadas para reproduzir a fisiologia da mão. O comportamento apresentado pelo modelo demonstrou sua capacidade de representar numericamente a ação da órtese de mão da UFMG.

Os valores das forças de tração (N) no tendão artificial foram obtidos a partir da simulação numérica, durante o seu deslocamento (indicado em milímetros). À medida que o deslocamento foi imposto no tendão, a força de tração aumentou, como pode ser observado na FIG. 4.3, que mostra o valor da força em função do deslocamento. O valor inicial de força de tração coincide com a carga aplicada na ponta do dedo indicador uma vez que essa carga é a única força atuante no sistema nesse instante.

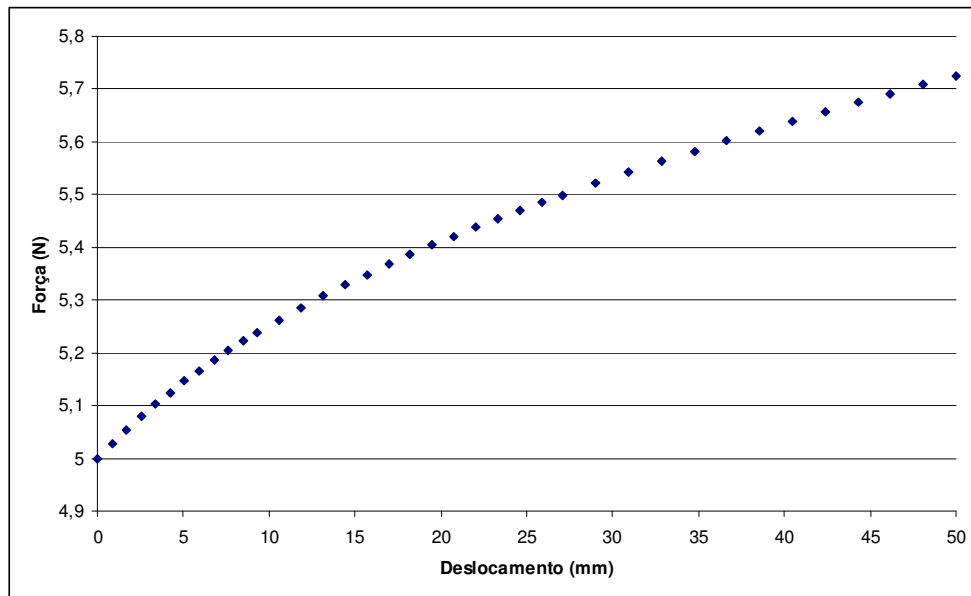
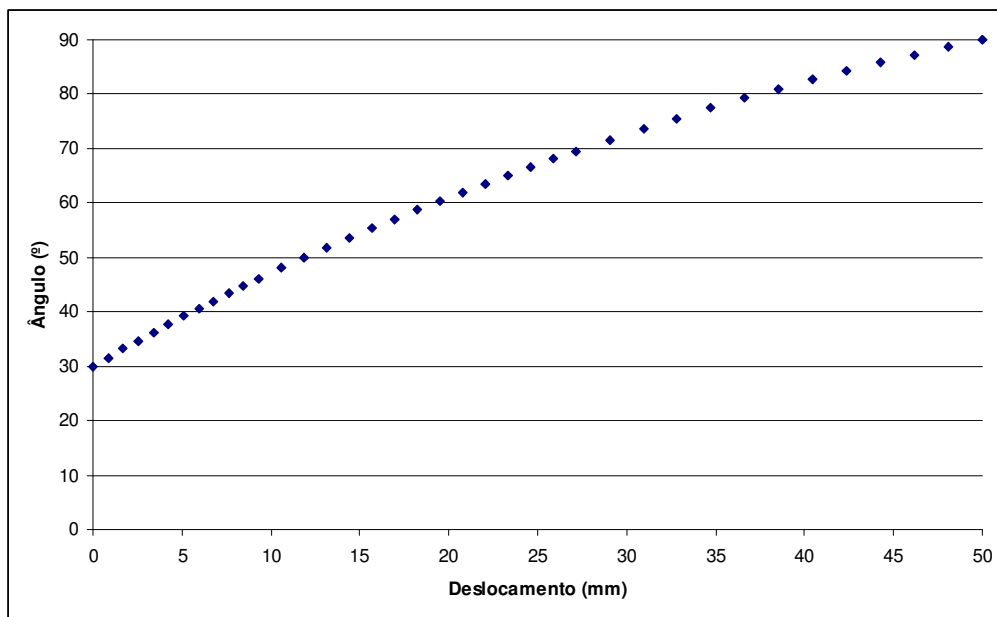


FIGURA 4.3 - Comportamento da força de tração em função do deslocamento do tendão.

O deslocamento imposto no tendão resultou no movimento de flexão do dedo indicador. Na FIG. 4.4a está identificada a localização do ângulo de flexão. Esse ângulo representa a inclinação da falange distal do dedo indicador tomando como referência o eixo do metacarpo, que para este trabalho coincide com a horizontal. A flexão do indicador é mostrada na FIG. 4.4b, expressando o ângulo de flexão em função do deslocamento do tendão. Devido à posição do modelo geométrico da mão que se encontrava com o dedo indicador em semi-flexão, pode-se observar que o valor de ângulo inicial foi de 30° .



(a)



(b)

FIGURA 4.4 - Comportamento do ângulo de flexão do dedo indicador; (a) Representação do ângulo do dedo indicador (θ); (b) Relação do ângulo ($^{\circ}$) com o deslocamento (mm).

A partir destes resultados foi possível determinar a relação da força de tração (N) no tendão artificial em função do ângulo de flexão do dedo indicador ($^{\circ}$) para a carga de 5 N (FIG. 4.5). O comportamento da força em função do deslocamento angular do dedo indicador pode ser previsto por uma reta, como demonstrado na FIG.4.5, com alta correlação ($R^2 > 0,99$).

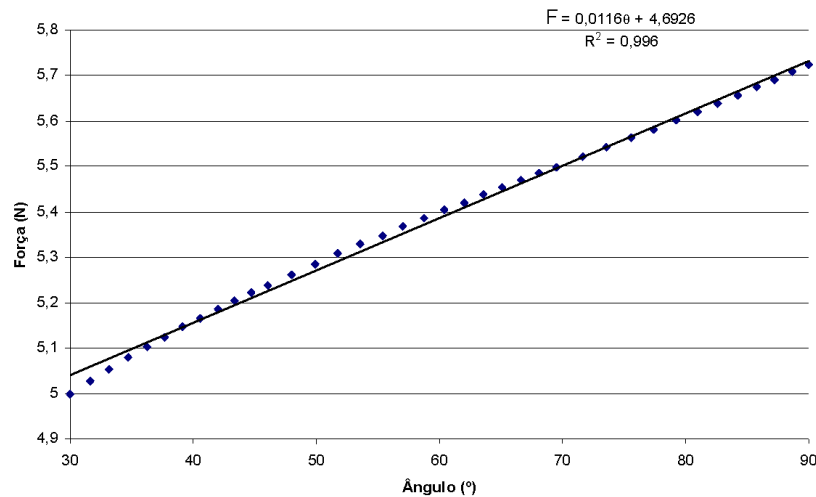


FIGURA 4.5 - Relação entre força de tração e ângulo de flexão do dedo indicador.

Ao comparar os resultados numéricos com os valores experimentais encontrados por Rocha (2007), verificou-se que ambos apresentaram comportamento linear. Entretanto, os valores das forças não foram semelhantes, podendo atribuir essa disparidade às propriedades mecânicas utilizadas no modelo biomecânico uma vez que o autor realizou testes em um modelo de mão artificial com propriedades mecânicas desconhecidas. Outro fator que interferiu foi a não utilização de atrito entre o tendão artificial e as demais geometrias (luva e pele), não reproduzindo a histerese encontrada por Rocha (2007).

4.3 – SIMULAÇÃO DA ÓRTESE DE COTOVELO

Para determinar a parcela do torque devida somente à resistência mecânica da articulação do cotovelo foi utilizado um artifício de desprezar as forças da gravidade durante essa simulação. A rotação aplicada na polia resultou no movimento de flexão do cotovelo. O torque necessário para atingir o ângulo de 90° , em relação ao eixo vertical, foi de 0,75 Nm. Na FIG. 4.6 está representada a localização do ângulo (θ) da articulação da estrutura da órtese.

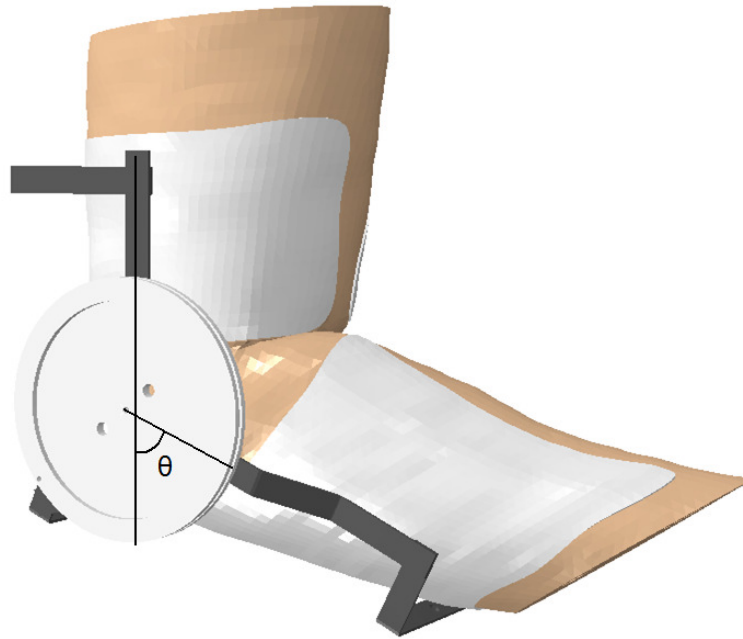


FIGURA 4.6 - Simulação da órtese provocando movimento de flexão do cotovelo.

As simulações relacionadas à estrutura da órtese de cotovelo foram conduzidas para obter como resultado a curva de torque (Nm) em função do ângulo da articulação ($^{\circ}$). A FIG. 4.7 mostra a relação para a carga de 20 N aplicada na extremidade distal da órtese, de modo a simular o peso do antebraço segurando um objeto.

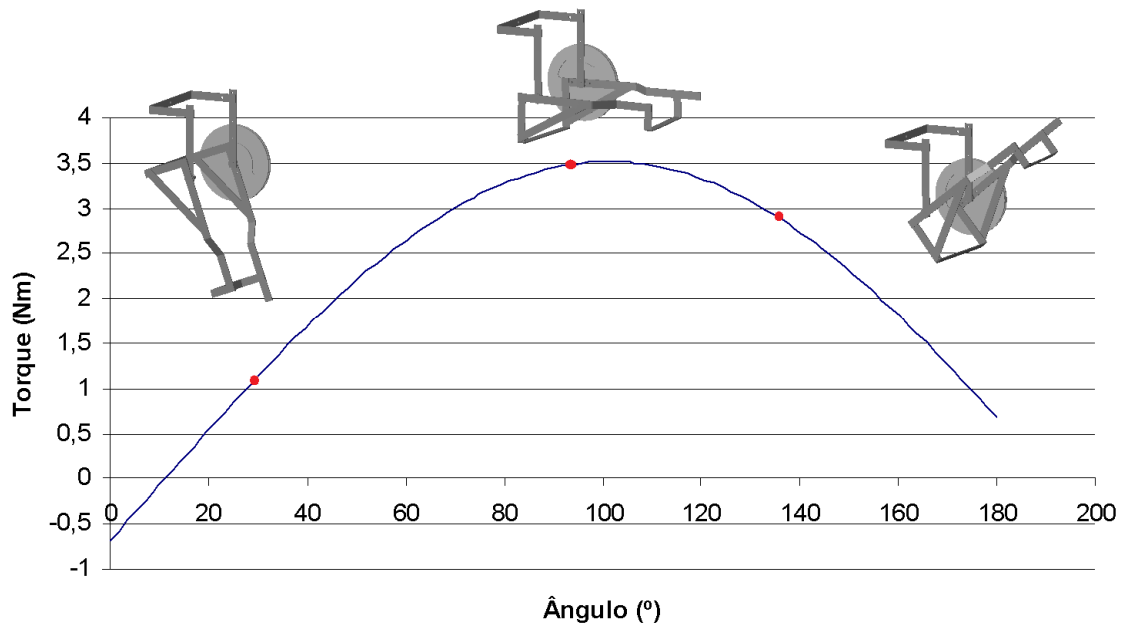


FIGURA 4.7 - Resultados numéricos para a carga de 20 N.

Os valores negativos de torque encontrados para ângulos menores do que 11° representam torque no sentido contrário à referência adotada na simulação, pois, na posição inicial, o ponto de aplicação da carga é deslocado do eixo vertical (eixo do braço) que intercepta o ponto de rotação. Esse fato ocorre devido a configuração da estrutura da órtese, como visto na FIG. 3.61. O torque foi nulo para o ângulo de $11,5^\circ$, representando que, nesse instante, a força é alinhada com o eixo vertical que passa pelo ponto de rotação. Esse valor se aproxima do valor de θ_i ($11,6^\circ$) calculado analiticamente. O torque máximo obtido na simulação foi 3,5 Nm para o ângulo de $101,5^\circ$, esse valor representa um ângulo de 90° entre o eixo vertical e o eixo que liga o ponto de aplicação da carga ao ponto de rotação.

Para a solução analítica foram aplicadas cargas de 5 N, 10 N e 20 N. Os valores calculados dos torques (Nm) em função do ângulo da articulação ($^\circ$) foram obtidos e mostrados na FIG. 4.8. Os resultados apresentaram valores proporcionais à carga aplicada visto que na solução analítica ela é um multiplicador da função senoidal.

Para a realização da calibração do sinal de saída da célula de carga foram utilizados os valores médios de tensão (V) em função da carga (N). Foi feita uma aproximação linear com a finalidade de determinar os parâmetros da equação de calibração. O coeficiente de correlação foi superior a 0,99 como observado na FIG. 4.9.

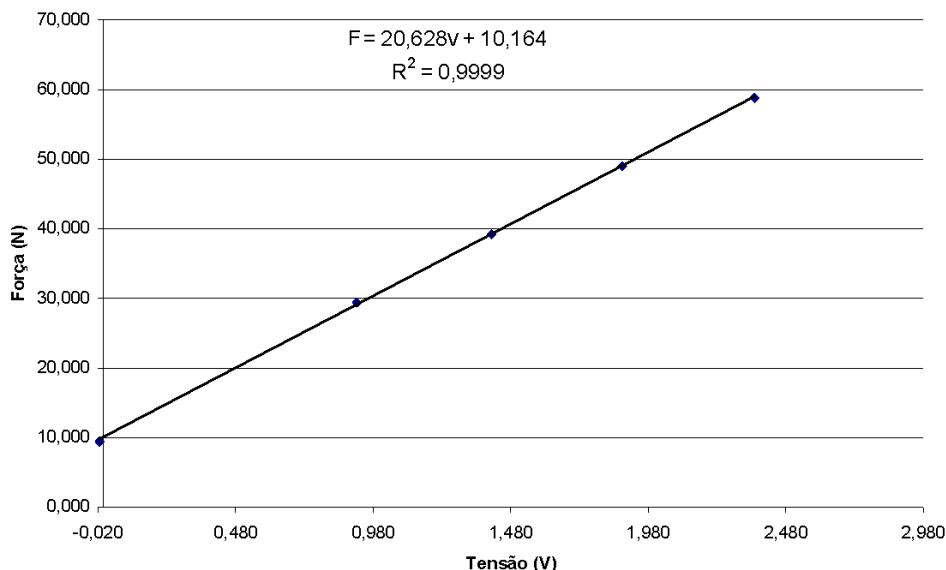


FIGURA 4.9 - Calibração da célula de carga.

A segunda etapa constituiu na calibração do sinal de saída do potenciômetro que consistiu em definir uma equação capaz de correlacionar os valores de tensão (V) em ângulos da articulação ($^{\circ}$). Três medições foram realizadas com o potenciômetro para os seguintes valores de ângulo: 8, 15, 30, 45, 60, 75, 90 e 110 graus. Diante dos valores de tensões obtidos, foi calculada a média e o desvio padrão da tensão que foi observada para cada ângulo (TAB. 4.2).

TABELA 4.2 - Medições do potenciômetro.

Medidas (V)	Ângulo ($^{\circ}$)							
	8	15	30	45	60	75	90	110
1	0,02	0,16	0,44	0,71	0,99	1,28	1,56	1,97
2	0,03	0,13	0,44	0,70	0,99	1,29	1,57	1,96
3	0,02	0,15	0,42	0,72	1,02	1,28	1,57	1,96
Média	0,02	0,15	0,43	0,71	1,00	1,28	1,57	1,96
Desvio Padrão	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01

A calibração do sinal de saída do potenciômetro foi feita por meio dos valores médios de tensão (V) em função do ângulo ($^{\circ}$). Para definir os parâmetros da equação de calibração uma aproximação linear foi realizada. O coeficiente de correlação foi superior a 0,99 como observado na FIG. 4.10.

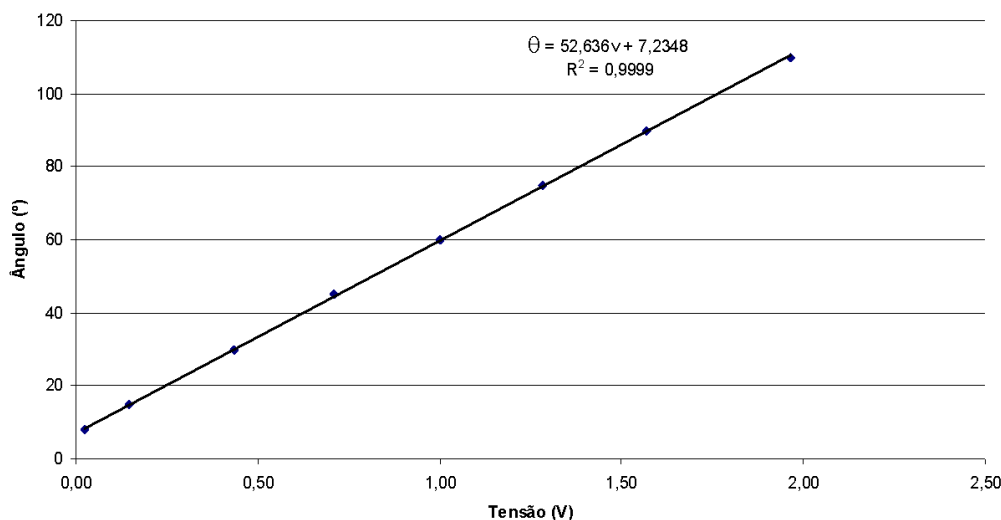


FIGURA 4.10 - Calibração do potenciômetro.

Na última etapa, as equações resultantes da calibração do sinal da célula de carga e do sinal do potenciômetro foram implementadas no algoritmo desenvolvido no programa Labview[®]. Consequentemente, foi possível realizar o experimento da órtese de cotovelo proposto para validar o modelo computacional. Os resultados experimentais foram obtidos entre os ângulos de 30° e 110° , sendo que este é o limite físico implementado no projeto da órtese de cotovelo responsável pela segurança do usuário (ARAÚJO, 2011). Na FIG. 4.11 podem ser observados os resultados experimentais da força (N) em função do ângulo ($^{\circ}$), mensurados pela célula de carga e pelo potenciômetro, respectivamente. As curvas traçadas representam os resultados para as cargas de 5 N, 10 N, e 20 N aplicadas na extremidade distal da órtese. Para a carga de 20 N não foi possível determinar a força para o ângulo de 110° por causa da grande deformação ocorrida na estrutura da órtese.

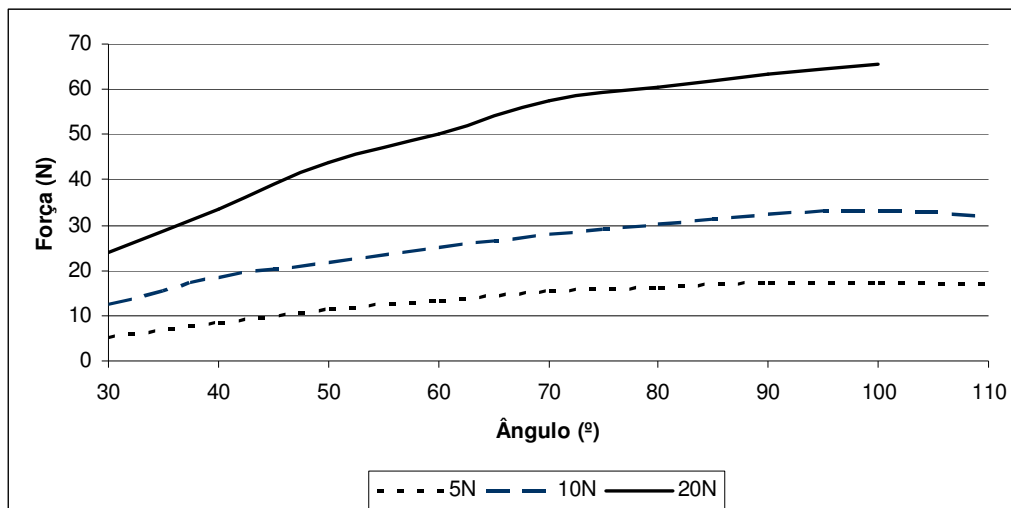


FIGURA 4.11 - Relação entre força e o ângulo da articulação da órtese de cotovelo.

Os resultados numéricos foram comparados com os resultados analíticos e experimentais para as cargas de 5 N, 10 N e 20 N como evidenciado na FIG. 4.12, FIG. 4.13 e FIG. 4.14, respectivamente. Os valores dos torques da solução analítica e da simulação numérica foram convertidos em força para comparar com os valores experimentais da célula de carga e em seguida, foram traçadas as suas curvas. Os valores experimentais foram expressos por áreas as quais representam a combinação das incertezas dos sensores de ângulo e força. Para isso foi calculada a incerteza expandida de cada sensor com 95% de confiabilidade.

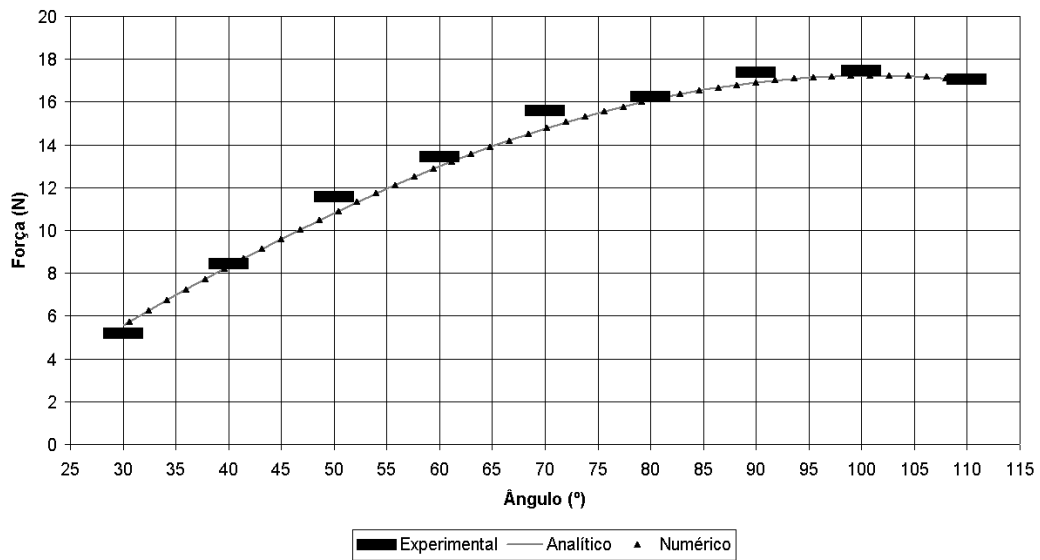


FIGURA 4.12 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 5 N.

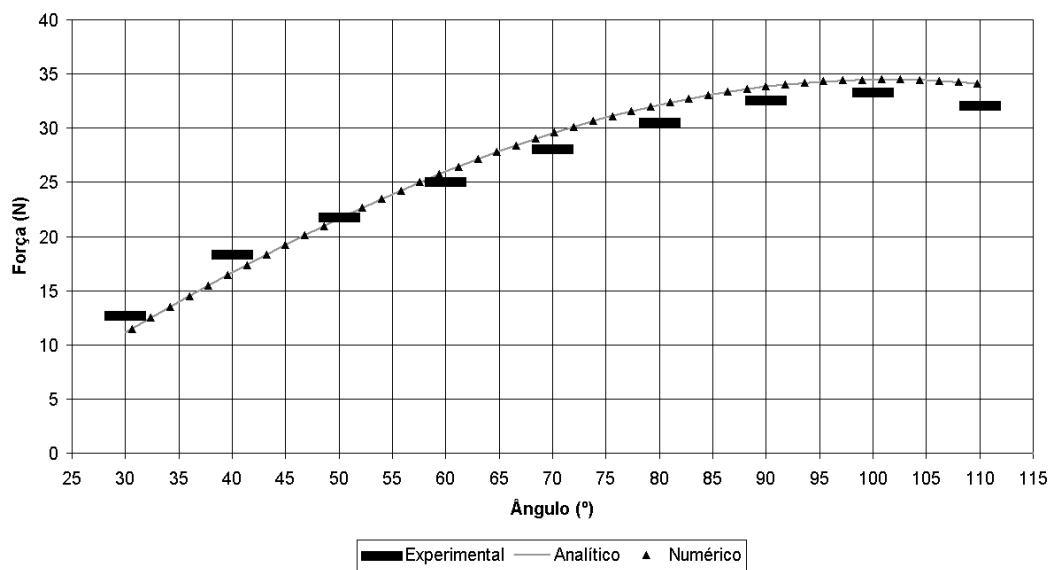


FIGURA 4.13 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 10 N.

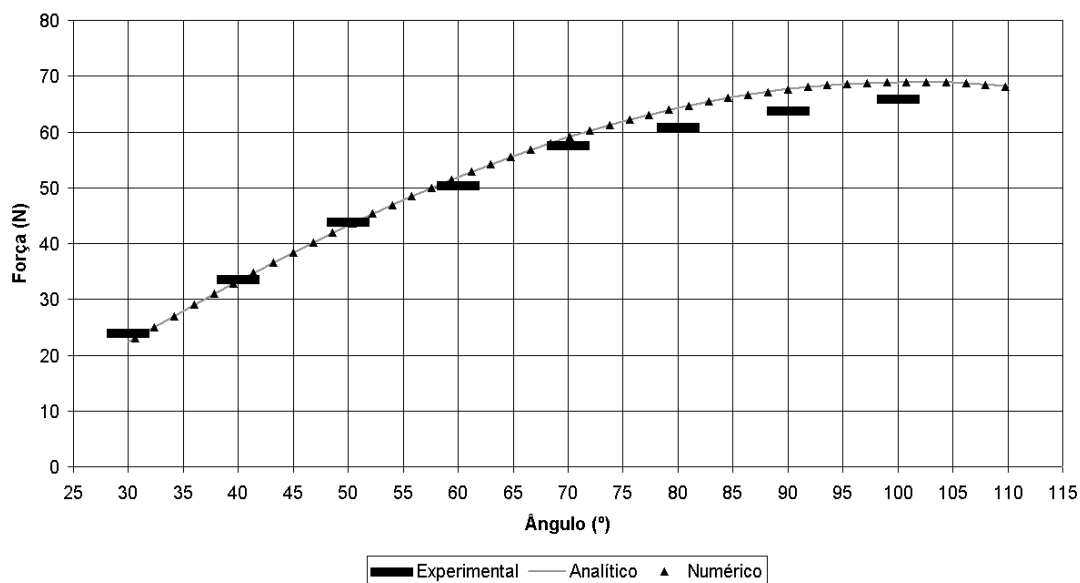


FIGURA 4.14 - Análise comparativa dos resultados numéricos, analíticos e experimentais para a carga de 20 N.

Foi realizada também uma análise de diferenças percentuais relativas para os ângulos de 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90° e 100° da articulação da órtese com a aplicação das cargas de 5 N, 10 N e 20 N como evidenciado na TAB 4.3, TAB. 4.4 e TAB. 4.5, respectivamente. Na coluna denominada Dif. 1 está representada a diferença percentual relativa entre os resultados numéricos e os analíticos, enquanto na coluna nomeada Dif. 2 está indicada a diferença percentual relativa entre os resultados numéricos e experimentais. Para cada coluna foi calculada a média e o desvio padrão.

TABELA 4.3 - Análise da diferença para a carga de 5 N.

Ângulo (°)	Erro 1 (%)	Erro 2 (%)
30	0,0	-10,9
40	0,0	2,6
50	0,0	5,8
60	0,0	4,2
70	0,0	5,1
80	0,0	1,6
90	0,0	2,6
100	0,0	1,2
Média	0,0	1,5
Desvio padrão	0,0	5,3

TABELA 4.4 - Análise da diferença para a carga de 10 N.

Ângulo (°)	Erro 1 (%)	Erro 2 (%)
30	0,0	9,1
40	0,0	10,2
50	0,0	-0,3
60	0,0	-3,3
70	0,0	-5,6
80	0,0	-5,4
90	0,0	-4,2
100	0,0	-3,9
Média	0,0	-0,4
Desvio padrão	0,0	6,4

TABELA 4.5 - Análise da diferença para a carga de 20 N.

Ângulo (°)	Erro 1 (%)	Erro 2 (%)
30	0,0	3,7
40	0,0	1,6
50	0,0	0,4
60	0,1	-2,6
70	0,1	-3,1
80	0,1	-5,7
90	0,1	-6,6
100	0,1	-5,0
Média	0,1	-2,2
Desvio padrão	0,1	3,7

Pode ser observado na TAB. 4.3, TAB. 4.4 e TAB. 4.5 que os valores das diferenças percentuais relativas entre o resultado numérico e analítico para as cargas de 5 N, 10 N e 20 N apresentaram valores inferiores a 0,1%. As médias das diferenças percentuais relativas entre os resultados numéricos e os analíticos (coluna Dif. 1) de cada carga foram inferiores em relação às médias das diferenças percentuais relativas entre os resultados numéricos e os experimentais (coluna Dif. 2). Esse fato pode ser justificado pela presença de variáveis externas durante o experimento, tais como o atrito na articulação, que não foram consideradas na simulação numérica. Entretanto, o módulo do valor máximo da média das diferenças percentuais relativas não ultrapassou 3%. Diante das diferenças percentuais relativas encontradas na comparação dos resultados numéricos com os resultados analíticos e experimentais pode-se afirmar que o modelo foi validado.

4.4 – SIMULAÇÃO DA FIXAÇÃO DA FRATURA SUPRACONDILAR UTILIZANDO PINOS

Os resultados das simulações possibilitaram analisar a estabilidade da fixação da fratura supracondilar nas diferentes configurações de pinos. Para cada configuração foi obtido o valor do torque (Nm) aplicado na extremidade superior do úmero necessário para ocasionar a rotação da fixação da fratura supracondilar ($^{\circ}$). As curvas das simulações das fixações dos pinos foram traçadas na FIG. 4.15 possibilitando uma comparação entre os torques aplicados em cada ângulo de rotação.

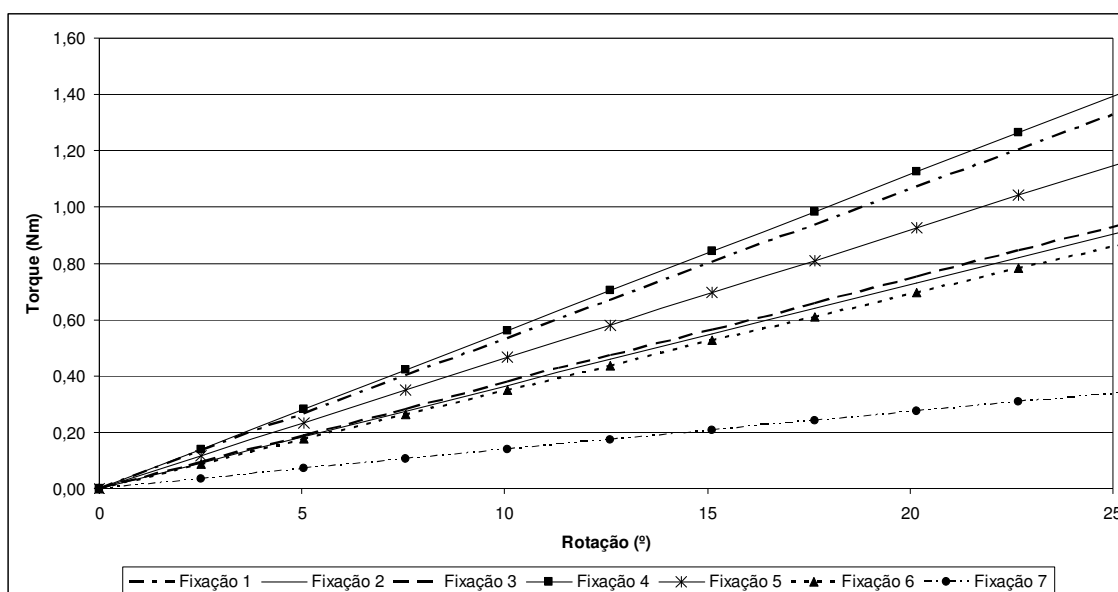


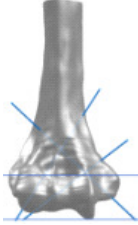
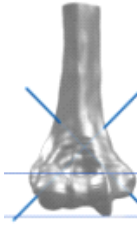
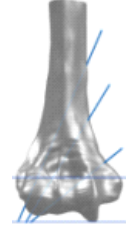
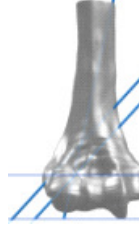
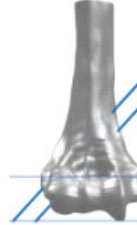
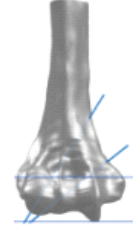
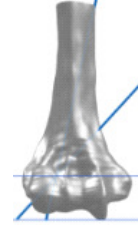
FIGURA 4.15 - Resultados das simulações das diferentes configurações das fixações.

A comparação dos resultados numéricos com os experimentais encontrados na literatura demonstrou que o modelo de fixação da fratura supracondilar obteve comportamento similar. A disparidade dos valores pode ser atribuída a não padronização entre os experimentos realizados pelos autores.

Simulações usando os modelos biomecânicos foram realizadas em diferentes ângulos de torção. A TAB. 4.3 mostra os resultados calculados no ângulo de torção de 20° . Esse valor foi escolhido porque é o único ângulo de torção em comum usado por ambos Zionts e Larson. A TAB. 4.3 foi organizada para exibir as configurações simuladas pelo modelo biomecânico na ordem decrescente

de estabilidade, ou seja, a configuração mais estável (torque adimensional igual a 1) no lado esquerdo da figura e a configuração menos estável (torque adimensional igual a 0,24) no lado direito da figura.

TABELA 4.6 - Comparação entre os resultados numéricos com os resultados encontrados na literatura:

							
P	1,0	0,96	0,83	0,67	0,65	0,63	0,24
L	1,0	1,0	0,79	Não foi testada	Não foi testada	0,53	Não foi testada
Z	Não foi testada	1,0	Não foi testada	0,8	0,8	Não foi testada	0,23

(P) Presente Estudo; (L) LARSON *et al.* (2006); (Z) ZIONTS *et al.* (1994).

É interessante notar que a ordem de classificação da estabilidade (a mais estável para a menos estável) obtida pelas simulações numéricas concorda com a classificação das estabilidades dos estudos experimentais de Zionts e colaboradores (1994) e Larson e colaboradores (2006), demonstrando que o modelo biomecânico é capaz de representar os fenômenos mecânicos que ocorrem durante as cargas de torção na fratura reduzida.

Além dos estudos sobre a estabilidade da fixação das fraturas supracondilares, o modelo computacional foi empregado para avaliar as pressões de contato nas superfícies dentro da fratura e as tensões no osso ao redor dos pinos de fixação. A pressão nas superfícies de contato das extremidades do úmero (região da fratura) durante a carga de rotação alterou significativamente. A fixação mais estável (dois pinos laterais divergentes, com um cruzado medial) apresentou uma distribuição de pressão na superfície de contato com uma distribuição homogênea, levando a valores moderados de pressões dentro da fratura (FIG. 4.16a). Por outro lado, a fixação menos estável (dois pinos laterais

cruzados) exibiu uma distribuição de pressão na superfície de contato heterogênea ao longo da fratura. As maiores pressões (FIG. 4.16b) ocorreram na região de menor área transversal do osso.

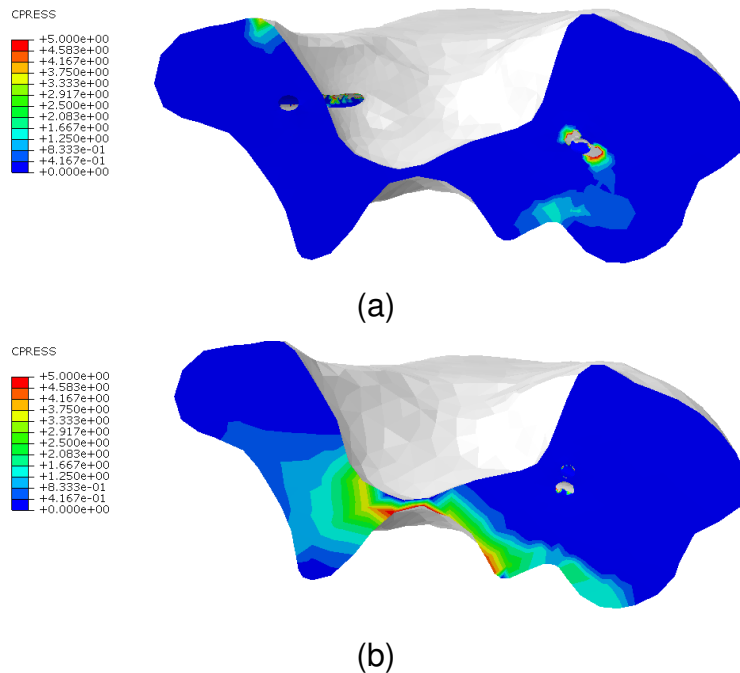


FIGURA 4.16 - Distribuição de pressão na superfície de contato; (a) Fixação mais estável; (b) Fixação menos estável.

Em relação à fixação do pino, as tensões mais elevadas ocorrem na região onde os pinos de cruzam a linha da fratura. A fixação mais estável (L_4) apresentou tensões mais elevadas do que a fixação menos estável (Z_4), como esperado, pois para um determinado ângulo de torção, quanto maiores os valores de tensão nos pinos na linha de fratura, mais estável é a fixação. As FIG. 4.17a e FIG. 4.17b mostram a distribuição de tensão na fixação mais estável (L_4) e na fixação menos estável (Z_4), respectivamente. Na região cortical do osso da diáfise proximal do úmero, onde os pinos são fixados, as tensões resultantes são menores na fixação mais estável (FIG. 4.17c) do que na fixação menos estável (FIG. 4.17d).

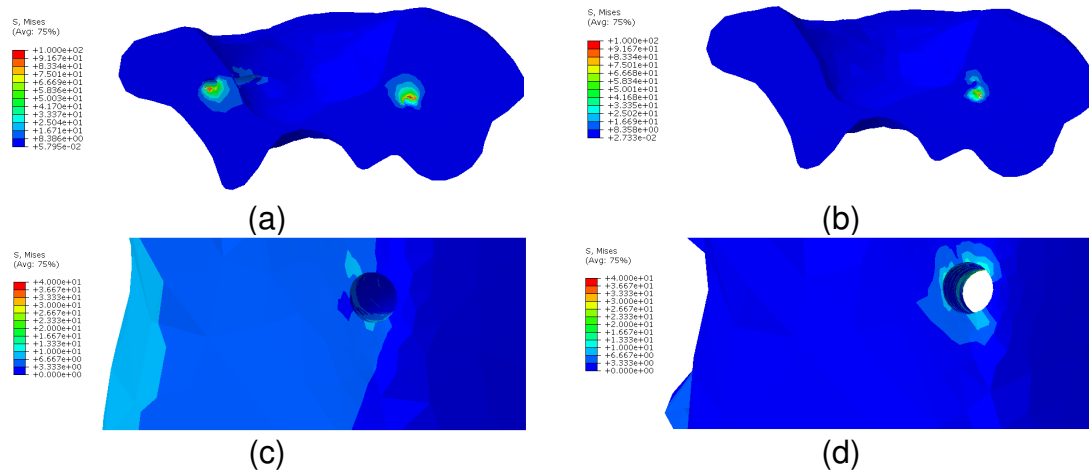


FIGURA 4.17 - Análise de tensões; (a) Região da fratura da fixação mais estável; (b) Região da fratura da fixação menos estável; (c) Região cortical da fixação mais estável; (d) Região cortical da fixação menos estável.

Esses resultados demonstram que, sempre que as tensões estão elevadas na superfície de contato da fratura, resultará em valores altos de tensão no local da fixação dos pinos no osso cortical da diáfise do úmero. Esta é uma informação útil para identificar as regiões do osso, onde os pinos induzirão tensões superiores ao limite de elasticidade do osso. Se a fixação cortical não ocorrer corretamente, a tensão exercida no osso esponjoso irá resultar na degradação do osso (osteólise) em torno dos pinos, podendo levar à falha da neoformação óssea em volta dos pinos (osteossíntese).

5. CONCLUSÃO

Neste trabalho foram desenvolvidas duas metodologias para gerar modelos tridimensionais utilizando o Método dos Elementos Finitos para realizar simulações biomecânicas do membro superior. A primeira metodologia utilizou como base modelos geométricos fornecidos por empresas de animação gráfica e a segunda possibilitou a criação de modelos a partir de imagens médicas.

Ambas as metodologias possibilitaram a geração dos modelos biomecânicos do membro superior. A primeira foi aplicada no desenvolvimento do modelo geométrico da mão, enquanto a segunda proporcionou a criação do modelo geométrico do cotovelo e da mão.

Os resultados obtidos da simulação numérica da órtese de mão possibilitou determinar a relação entre a força de tração no tendão artificial com o ângulo de flexão do dedo indicador, sendo que o mesmo comportamento foi encontrado por Rocha (2007).

A comparação do modelo da órtese de cotovelo resultou em valores médios na diferença percentual relativa entre os resultados numéricos e os analíticos de 1,7%, 1,7% e 1,8% para as cargas de 5 N, 10 N e 20 N, respectivamente. Enquanto que os valores médios na diferença percentual relativa entre os resultados numéricos e experimentais compreenderam 4,2%, 5,3% e 3,4% para as cargas de 5 N, 10 N e 20 N, respectivamente.

Um modelo computacional da fixação da fratura supracondilar foi criado usando a geometria do úmero, no qual diferentes arranjos dos pinos de fixação da fratura supracondilar foram reproduzidos.

O modelo da fratura supracondilar foi validado com valores experimentais adquiridos na literatura. A ordem de classificação da estabilidade obtida pelas simulações numéricas concorda com a classificação das estabilidades dos estudos experimentais de Zions e colaboradores (1994) e Larson e colaboradores (2006).

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O presente estudo abordou a metodologia de criação de modelos biomecânicos tridimensionais da mão e do cotovelo incluindo suas aplicações e validações. Entretanto, os fatores relacionados às aplicações e validações não foram totalmente abordados. Algumas sugestões para os próximos trabalhos serão descritas a seguir:

- Adicionar ao modelo tridimensional da mão as geometrias dos tendões a fim de colaborar nas análises cirúrgicas e nos estudos de lesões;
- Adicionar ao modelo tridimensional do cotovelo as geometrias dos músculos flexores e extensores, proporcionando a análise das forças resultantes nas cartilagens da articulação durante as atividades esportivas;
- Realizar simulações envolvendo todos os dedos no modelo tridimensional da órtese de mão, possibilitando assim, aperfeiçoar o movimento de preensão de objetos;
- Analisar a influência do movimento do ombro na relação entre a força aplicada na polia e o ângulo da articulação da órtese de cotovelo.
- Criar um modelo físico da geometria do úmero desenvolvida neste trabalho, por meio de prototipagem tridimensional, e reproduzir as fixações da fratura supracondilar para realizar experimentos em bancada de teste. Aplicar as propriedades mecânicas do protótipo ao modelo computacional para comparação dos resultados experimentais com os numéricos.
- Desenvolver um algoritmo de segmentação que possibilite criar os modelos geométricos a partir das imagens do VHP.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBRECHT, I.; HABER, J.; SEIDEL, H. P. Construction and animation of anatomically based human hand models. *Proceedings of the ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*, p. 98-109, 2003.

ALEXANDRE, F.; GENTIL, F.; MILHEIRO, C.; MARTINS, P.; FERNANDES, A.A.; NATAL JORGE, R.; FERREIRA, A.J.M.; PARENTE, M.P.L.; MASCARENHAS, T. 3D Reconstruction of the middle ear for fem simulation. *Computational Modeling of Objects Represented in Images*, p. 181- 184, 2006.

ANATOMIUM 3D. Disponível em: <www.anatomium.com>. Acesso em: 29 janeiro, 2011.

ANDREASEN, D. S.; AVILES, A.A.; ALLEN, S.K.; GUTHRIE, K.B.; JENNINGS, B.R.; SPRIGLE, S.H. Exoskeleton for Forearm Pronation and Supination Rehabilitation. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, p. 2714-2717, 2005.

ARAÚJO, R.C. *Desenvolvimento e avaliação de um sistema de reabilitação para membro superior em pacientes após acidente vascular encefálico*. Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2011.

BANDAK, F. A.; TANNOUS, R. E.; TORIDIS, T. On the development of an osseo-ligamentous finite element model of the human ankle joint. *International Journal of Solids And Structures*, v. 38, p. 1681-1697, 2001.

BENJUJA, N.; KENNEY, S. B. Hybrid arm orthosis. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 2, p. 155-163, 1990a.

BENJUJA, N.; KENNEY, S. B. Myoelectric hand orthosis. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 2, p. 149-154, 1990b.

BISCHOFF, J. E.; ARRUDA, E. M.; GROSH, K. Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model. *Journal of Biomechanics*, v. 33, p. 645-652, 2000.

BROOK, N.; MIZRAHI, J.; SHOHAM, M.; DAYAN, J. A biomechanical model of index finger dynamics. *Medical Engineering and Physics*, v. 17, p. 54-63, 1995.

CHAO, E. Y. *Biomechanics of The Hand: A Basic Research Study*. Estados Unidos da América: World Scientific, 1989.

CHU, T.M.; REDDY, N.P.; PADOVAN, J. Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene, ankle-foot orthosis: static analysis. *Medical Engineering & Physics*, v. 17, n. 5, p. 372-379, 1995.

CLARK, J. A.; CHENG, J. C. Y.; LEUNG, K. S. Mechanical properties of normal skin and hypertrophic scars. *Burns*, v. 22, p. 443-446, 1996.

CORRÊA JR, F.L.; ARAÚJO, R.C.; ROCHA, D.N.; SONO, T.S.P.; SANTOS, L.R.; PETTEN, A.M.V.N.V.; Pinotti, M. Neurom: a motor treatment system for chronic stroke patients, *TMSI*, 2010.

COX, S. L.; MITHRARATNE, K.; SMITH, N. P. An anatomically based finite element model of the lower limbs in the seated posture. *Conf.Proc.IEEE Eng Med.Biol.Soc.*, v. 2007, p. 6327-6330, 2007.

CRAGO, P. E.; NAKAI, R. J.; CHIZECK, H. J. Feedback regulation of hand grasp opening and contact force during stimulation of paralyzed muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 38, p. 17-28, 1991.

DA CUNHA, F. L.; SCHNEEBELI, H. J.; DYNNIKOV, V. I. Development of anthropomorphic upper limb prostheses with human-like interphalangeal and interdigital couplings. *Artif Organs*, v. 24, p. 193-197, 2000.

DANDEKAR, K.; RAJU, B. I.; SRINIVASAN, M. A. 3D Finite-element models of human and monkey fingertips to investigate the mechanics of tactile sense. *Journal of biomechanical engineering*, v. 125, p. 682-691, 2003.

DATASUS. Disponível em: <<http://www.datasus.gov.br>> Acesso em: 03 de fevereiro, 2011.

DICICCO, M.; LUCAS, L.; MATSUOKA, Y. Comparison of control strategies for an emg controlled orthotic exoskeleton for the hand. *IEEE International Conference on Robotics and Automation Proceedings. ICRA'04*, v. 2, 2004.

DOMALAIN, M.; VIGOUROUX, L.; DANION, F.; BERTON, E. Influence of object shape on musculoskeletal forces during grasping. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 10, p. 69-70, 2007.

DONG, R. G.; DONG, J. H.; WU, J. Z.; RAKHEJA, S. Modeling of biodynamic responses distributed at the fingers and the palm of the human hand/arm system. *Journal of Biomechanics*, v. 40, p. 2335-2340, 2007.

FREIVALDS, A. *Biomechanics of The Upper Limbs: Mechanics, Modeling, And Musculoskeletal Injuries*. Estados Unidos da América: CRC Press, 2004.

GENTIL, F.; JORGE, R. M. N.; FERREIRA, A. J. M.; PARENTE, M. P. L.; MARTINS, P.; ALMEIDA, E. The influence of the eardrum perforations on the dynamic behaviour of the human middle. *EAR. ICCES*, v. 8, p. 145-150, 2008.

HENDRIKS, F. M.; BROKKEN, D.; VAN EEMEREN, J.; OOMENS, C. W. J.; BAAIJENS, F. P. T.; HORSTEN, J. A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin. *Skin Research and Technology*, v. 9, p. 274-283, 2003.

HENDRIKS, F. M.; BROKKEN, D.; OOMENS, C. W. J.; BAAIJENS, F. P. T. Influence of hydration and experimental length scale on the mechanical response of human skin in vivo, using optical coherence tomography. *Skin Research and Technology*, v. 10, p. 231-241, 2004.

HOSS, L. *Modelos constitutivos hiperelásticos para elastômeros incompressíveis: ajuste, comparação de desempenho e proposta de um novo modelo*. Dissertação de Mestrado. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

HOUSHIAN, S.; MEHDI, B.; LARSEN, M.S. The epidemiology of elbow fracture in children: analysis of 355 fractures, with special reference to supracondylar humerus fractures. *J Orthop Sci*, v. 6, p. 312-315, 2001.

JIA, T. Analysis on the damage mechanism of inner tennis elbow by using of finite element methods. In: *3rd International Conference Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2009.

KAPANDJI, I. A. *Fisiologia Articular*. São Paulo: Manole, 1990. (Membro Superior, volume I).

KUO, P. L.; LEE, D. L.; JINDRICH, D. L.; DENNERLEIN, J. T. Finger joint coordination during tapping. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 2934-2942, 2006.

LARSON, L.; FIROOZBAKHS, K.; PASSARELLI, R.; BOSCH, P. Biomechanical Analysis of Pinning Techniques for Pediatric Supracondylar Humerus Fractures. *J Pediatric Orthop*, v. 26, n. 5, p. 573-578, 2006.

LAVADOS, P.M.; HENNIS, H.J.N.; FERNANDES, J.G.; MEDINA, M.T.; LEGETIC, B.; HOPPE, A.; SACKS, C.; JADUE, L.; SALINAS, R. Stroke epidemiology, prevention, and management strategies at a regional level: Latin America and the Caribbean. *Lancet Neurology*, v. 6, p. 362-372, 2007.

LEE, J.; KIM, M.S. Human hand adaptation using sweeps: generating animatable hand models. *Computer Animation and Virtual Worlds*, p. 505-516, 2007.

LEE, S.W.; ZHANG, X. Biodynamic modeling, system identification, and variability of multi-finger movements. *Journal of Biomechanics*, v. 40, p. 3215-3222, 2007.

LEE, S.W.; CHEN, H.; TOWLES, J. D.; KAMPER, D. G. Estimation of the effective static moment arms of the tendons in the index finger extensor mechanism. *J.Biomech.*, v. 41, p. 1567-1573, 2008.

MAGEE, D. J. *Orthopedic Physical Assessment*. 5^a ed. Estados Unidos da América: Elsevier Health Sciences, 2007.

MAHAN, S. T.; MAY, C. D.; KOCHER, M. S. Operative Management of Displaced Flexion Supracondylar Humerus Fractures in Children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 27, n. 5, p. 551-556, 2007.

MAKARAN, J. E.; DITTMER, D. K.; BUCHAL, R. O.; MACARTHUR, D. E. The smart [R] wrist-hand orthosis (WHO) for quadriplegic patients. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 5, p. 73-76, 1993.

MARTINS, P.; NATAL JORGE, R. M.; FERREIRA, A. J. M. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain*, v. 42, p. 135-147, 2006.

MENESES, K. V. P.; ROCHA, D.N.; RESENDE, H.M.; CORRÊA, M.F.S.; SCHULTZ, O.F.L.; BARROSO, P.N.; PINOTTI, M. Development and preliminary testing of a functional hand orthosis. In: *18th International Congress of Mechanical Engineering*, 2005.

MENESES, K.V.P. *Avaliação funcional de uma órtese para mão com músculos artificiais eletromecânicos em pacientes com lesão de plexo braquial*. Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

MOES, N. C. C. M.; HORVÁTH, I. Finite elements model of the human body: geometry and non-linear material properties. *Proceedings of the TMCE*, p. 477-494, 2002.

MOLINARI, E.; FATO, M.; DE LEO, G.; RICCARDO, D.; BELTRAME, F. Simulation of the biomechanical behavior of the skin in virtual surgical applications by finite element method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 52, p. 1514-1521, 2005.

MORREY, B.F.; ASKEW, L.J.; CHÃO, E.Y. A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg AM*, v. 63,p. 872-877, 1981.

NETTER, F.H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

ÖGCE, F.; ÖZYALÇIN, H. A myoelectrically controlled shoulder-elbow orthosis for unrecovered brachial plexus injury. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 24, p. 252-255, 2000.

OGDEN, R.W. Large deformation isotropic elasticity - on the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids. *Proceedings of the Royal Society of London*, v. 326, n. 1567, p. 565-584, 1972.

OLSON, T.R. *A.D.A.M. - Atlas de Anatomia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

PARENTE, M. P. L.; JORGE, R. M. N.; MASCARENHAS, T.; FERNANDES, A. A.; MARTINS, J. A. C. The influence of an occipito-posterior malposition on the biomechanical behavior of the pelvic floor. *European Journal of Obstetrics and Reproductive Gynecology*, v. 144, p. 166-169, 2009.

PARK, J.S.; JUNG, Y.; LEE, J.W.; SHIN, D.S.; CHUNG, M.S.; RIEMER, M.; HANDELS, H. Generating useful images for medical applications from the Visible Korean Human. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 92, p. 257-266, 2008

PIMENTA, S.; TAVARES, J. M. R. S.; NATAL JORGE, R.; ALEXANDRE, F.; MASCARENHAS, T.; EL SAYED, R. F. Recontruction of 3D models from medical images: application to female pelvic organs. *Computacional Modelling of Objects Represented in Images*, p. 181-184, 2006.

PINTO, S.A.P. *Implementação e avaliação de uma órtese funcional robotizada de mão*. Dissertação de Mestrado. Departamento de Ciência da Computação, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 1999.

PREVIDÊNCIA SOCIAL. Disponível em: <www.previdenciasocial.gov.br>. Acesso em: 03 de fevereiro, 2011.

ROCHA, D.N. *Desenvolvimento de um sistema de controle para a órtese funcional de mão da UFMG*. Dissertação de Mestrado. Departamento de

Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.

ROCHA, D.N.; JORGE, R.N.; PINOTTI, M. Development of 3D biomechanical model of the human hand using FEM. In: *20th International Congress of Mechanical Engineering*, 2009.

SANCHO-BRU, J. L.; PEREZ-GONZALEZ, A.; VERGARA-MONEDERO, M.; GIURINTANO, D. A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements. *Journal of Biomechanics*, v. 34, p. 1491-1500, 2001.

SANDOR, B.I.; ROLOFF, R.; BIRN, S.M.; BROWN, M.L. *Mechanics of Solids in the CRC Handbook of Mechanical Engineering*. 2th ed. Edited by KREITH, F; GOSWAMI, D.Y. Estados Unidos da América: CRC Press, 2005.

SIBILLE, L.; TESCHNER, M.; SRIVASTAVA, S.; LATOMBE, J. Interactive simulation of the human hand. *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, p. 7-12, 2002.

SKAGGS, D.L.; FLYNN, J.M. Supracondylar fractures of the distal humerus. In: *Rockwood and Wilkins Fractures in Children*. 7th ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.

SLACK, M.; BERBRAYER, D. A myoelectrically controlled wrist-hand orthosis for brachial plexus injury: a case study. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 4, p. 171-174, 1992.

SPITZER, V.M.; WHITLOCK, D.G. The visible human dataset: the anatomical platform for human simulation. *The Anatomical Record (New Anat.)*, v. 253, p. 49-57, 1998.

TAKATORI, K.; HASHIZUME, H.; WAKE, H.; INOUE, H.; NAGAYAMA, N. Analysis of stress distribution in the humeroradial joint. *Journal Orthop Sci*, v. 7, p.650-657, 2002.

TARNITĂ, D.; BOBORELU, C.; POPA, D.; TARNITĂ, C.; RUSU, L. The threedimensional modeling of the complex virtual human elbow joint. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, v. 51, n. 3, p. 489-495, 2010.

TERRA D.L.; SANTOS, M.H.B.; MALHEIROS, D. S.; LIMA, C.L.F.A.; CUNHA, F.M. Nova abordagem no tratamento da fratura supracondilar do úmero, instável, em crianças e adolescentes. *Rev Bras Ortop.* v. 40, 2005.

THE VISIBLE HUMAN PROJECT. Disponível em: < <http://www.nlm.nih.gov>>. Acesso em: 3 de fevereiro, 2009.

THEN, C.; MENGER, J.; BENDEROTH, G.; ALIZADEH, M.; VOGL, T.J.; HUBNER, F.; SILBER, G. A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue. *Technology and Health Care*, v. 15, p. 385-398, 2007.

TOPPING, R.E.; BLANCO, J.S.; DAVIS, T.J. Clinical evaluation of crossed-pin versus lateral-pin fixation in displaced supracondylar humerus fractures. *J Pediatric Orthop*, v. 15, n. 4, p. 435-439, 1995.

VALENCIA, A.; BAEZA, F. Numerical simulation of fluid-structure interaction in stenotic arteries considering two layer nonlinear anisotropic structural model. *International communications in heat and mass transfer*, v.36, p.137-142, 2009.

VIGOUROUX, L.; QUAINÉ, F.; LABARRE-VILA, A.; MOUTET, F. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 2583-2592, 2006.

WAKE, H.; HASHIZUME, H.; NISHIDA, K.; INOUE, H.; NAGAYAMA, N. Biomechanical analysis of the mechanism of elbow fracture dislocations by compression force. *Journal of Orthopaedic Science*, v. 9, p. 44-50, 2004.

WALKE, W.; PASZENDA, Z.; FILIPIAK, J. Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent. *Journal of Materials Processing Technology*. p. 164-165, 2005.

WU, J. Z.; DONG, R. G.; SMUTZ, W. P.; SCHOPPER, A. W. Modeling of time-dependent force response of fingertip to dynamic loading. *Journal of Biomechanics*, v. 36, p. 383-392, 2003.

WU, J. Z.; WELCOME, D. E.; DONG, R. G. Three-dimensional finite element simulations of the mechanical response of the fingertip to static and dynamic compressions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 9, p. 55-63, 2006.

WU, J. Z.; CUTLIP, R. G.; ANDREW, M. E.; DONG, R. G. Simultaneous determination of the nonlinear-elastic properties of skin and subcutaneous tissue in unconfined compression tests. *Skin Research and Technology*, v. 13, p. 34-42, 2007.

WU, J. Z.; AN, K. N.; CUTLIP, R. G.; KRAJNAK, K.; WELCOME, D.; DONG, R. G. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *J.Biomech.*, v. 41, p. 668-676, 2008.

YUAN, Y.; Qi, L.; Luo, S. The reconstruction and application of virtual Chinese human female. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 92, p. 249-256, 2008.

ZIONTS, L.E.; MCKELLOP, H.A.; HATHAWAY, R. Torsional strength of pin configurations used to fix supracondylar fractures of the humerus in children. *J Bone Joint Surg Am.* v. 76, n. 2. p.253-256, 1994.

Dedico este trabalho aos meus entes queridos

Agradecimentos

Agradeço inicialmente a Deus por me iluminar durante todo o trabalho.

Agradeço a minha mãe Maria Luzia e meu pai Carlos Henrique pela educação que me foi dada.

Aos meus irmãos Izabela, Tiago e Marina por sempre estarem ao meu lado, tanto no momento de brincadeiras quanto em momentos de tristeza.

A minha avó, senhora Aracy Tavares Neves carinhosamente chamada de “Miminha”, por ser uma grande referência em cultura.

A minha sobrinha Gabriela pelo seu sorriso.

Agradeço aos tios e primos por sempre estarem próximos quando necessário.

Aos professores Rudolf Huebner e Estevam Las Casas pelas ajudas diretas e indiretas.

A grande família denominada Labbio que foi construída com amor e confiança, onde todos possuem o mesmo ideal, em especial Adriano, Claysson, Fábio, Fabrício, Maria Emília, Maurício, Patrícia, Sara, Tálita, Thabata.

Aos alunos do projeto Vesalius que mostram a grandiosidade do projeto.

A todos companheiros da caravana Murilante.

Aos grandes amigos Europeus e brasileiros que me acompanharam durante o doutorado Sandwich.

Aos amigos que não estão mais presentes.

Ao Professor Renato Natal por me receber na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) e ao Professor Javier por me receber na Universidade de Zaragoza.

Ao Instituto de Engenharia Mecânica (IDMEC) pela utilização do Cluster para realizar as simulações.

Agradeço em especial ao meu orientador, Marcos Pinotti, pois seus conselhos foram fundamentais para a conclusão do trabalho.

Obrigado a todos!



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

**DESENVOLVIMENTO DE MODELOS BIOMECÂNICOS
TRIDIMENSIONAIS DO MEMBRO SUPERIOR:
MÃO E COTOVELO**

DANIEL NEVES ROCHA

Belo Horizonte, 4 de março de 2011.

Daniel Neves Rocha

**DESENVOLVIMENTO DE MODELOS BIOMECÂNICOS
TRIDIMENSIONAIS DO MEMBRO SUPERIOR:
MÃO E COTOVELO**

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

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2011