

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Planaltina
Programa de Pós-Graduação em Ciências de Materiais

ANA GABRIELLA DE OLIVEIRA SARDINHA

ABORDAGEM INICIAL DA AQUISIÇÃO E DEFORMAÇÃO DE MODELOS DE
MAMAS EM TEMPO REAL.

BRASÍLIA

2013

Universidade de Brasília
Faculdade UnB Planaltina
Programa de Pós-Graduação em Ciências de Materiais

ANA GABRIELLA DE OLIVEIRA SARDINHA

ABORDAGEM INICIAL DA AQUISIÇÃO E DEFORMAÇÃO DE MODELOS DE
MAMAS EM TEMPO REAL.

Dissertação apresentada como requisito
parcial para a obtenção do Título de Mestre
em Ciências de Materiais pelo Programa de
Pós-Graduação em Ciências de Materiais
da Universidade de Brasília.

Área de Concentração:
Modelagem e Simulação.
Linha de Pesquisa:
Biomateriais.

Orientador: Armando de Mendonça Maroja
Coorientadora: Ceres Nunes Resende Oyama

BRASÍLIA

2013

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade de Brasília. Acervo 1010622.

S244a Sardinha, Ana Gabriella de Oliveira.
Abordagem inicial da aquisição e deformação de modelos de mamas em tempo real / Ana Gabriella de Oliveira Sardinha. -- 2013.
xv, 104 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) - Universidade de Brasília, Faculdade de Planaltina, Programa de Pós-Graduação em Ciências de Materiais, 2013.
Inclui bibliografia.
Orientação: Armando de Mendonça Maroja ; Co-orientação: Ceres Nunes Resende Oyama.

1. Materiais biomédicos. 2. Mamas. 3. Imagem tridimensional. I. Maroja, Armando de Mendonça. II. Oyama, Ceres Nunes de Resende. III. Título.

CDU 61:62

ANA GABRIELLA DE OLIVEIRA SARDINHA

ABORDAGEM INICIAL DA AQUISIÇÃO E DEFORMAÇÃO DE MODELOS DE
MAMAS EM TEMPO REAL

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do Título de Mestre em Ciências de Materiais pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências de Materiais da Universidade de Brasília.

Aprovado em 25 de julho de 2013.

BANCA EXAMINADORA

Professor Doutor Armando de Mendonça Maroja - Presidente da Banca
Universidade de Brasília

Professor Doutor Remis Balaniuk - Membro Efetivo, Externo ao Programa
Universidade Católica de Brasília

Professor Doutor Bernhard Georg Enders Neto - Membro Efetivo
Universidade de Brasília

Dedico este trabalho à minha filha e marido, pelo apoio, incentivo e, em especial, o amor e carinho que me proporcionaram nesta jornada.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Armando de Mendonça Maroja, pela atenção, pelo apoio durante o processo de definição da pesquisa e pela orientação.

À minha coorientadora, Dra. Ceres Nunes Resende Oyama, pela oportunidade, pelo apoio motivacional e pelo apoio técnico prestado neste percurso.

Aos técnicos administrativos, Jorivê e Aristides, pelo excelente serviço prestado à comunidade acadêmica.

Em especial, gostaria de agradecer ao pesquisador e Prof. Dr. Ivan Ferreira da Costa, que nos anos de convivência, muito me ensinou, contribuindo para meu crescimento científico e intelectual. E também pela paciência em prestar informações e colaborar ativamente para o desenvolvimento deste trabalho.

À Fundação Universidade de Brasília pela concessão da bolsa de mestrado e pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa, bem como o suporte prestado pelas agências: DPP-UnB, CNPq, FINEP e FINATEC através dos projetos 473301/2007 – 5, 478736/2010 – 0, 3138/2007, 5054/2009 e 0619/07.

Anjo

"Anjo por quê me persegue.

Não vê que sou um ateu.

Vá embora teu caminho segue.

Vá embora do caminho meu.

Não quero o teu mundo, eu.

Desista pois tu não consegues.

Vá e o teu mundo ergue.

Desista pois já me venceu.

Não há em mim mais esperança.

Anjo dos lábios de mel.

Vá embora pro teu céu.

Não vê que sou infiel.

Vá embora e não me cansa.

Não me enchas de esperança."

(AMSD & AISD)

RESUMO

AGOS (Sardinha, Ana Gabriella de Oliveira). **Abordagem inicial da aquisição e deformação de modelos de mamas em tempo real**. 2013. Número de folhas: 104. Dissertação (Mestrado) – Faculdade UnB Planaltina, Universidade de Brasília, Brasília, 2013.

A produção de modelos virtuais da anatomia externa real de órgãos humanos é um passo essencial no desenvolvimento de técnicas de instrumentação para a modelagem e simulação de Biomateriais, utilizadas em estudos relativos a cirurgias guiadas por imagem, treinamento de intervenções cirúrgicas em consultórios médicos virtuais e produção de equipamentos em realidade virtual, entre outros. Nesse trabalho foram reconstituídos modelos tridimensionais da anatomia externa da mama de pacientes a partir de imagens 3D adquiridas no ambulatório ginecológico do Hospital Universitário de Brasília (HUB), através de um escâner 3D. A modelagem e simulação da mama é tema presente na literatura na última década com trabalhos que avaliam desde a deformação real da mama, utilizando o método dos elementos finitos, até um novo método para a deformação e simulação rápida de tecidos biológicos formados por fibras e fluidos, incluindo a mama. A dissertação também foi importante para consolidação do grupo de Biomateriais do programa de pós-graduação em Ciências de Materiais da Faculdade UnB Planaltina, pois produziu protocolo de utilização do escâner 3D e *software Polygon Editing Tool* em clínicas médicas bem como testou a plataforma de simulação FFM (*Fiber Fluid Method*) produzida por pesquisador do grupo de pesquisa. O teste além de demonstrar a validade do método fibra fluido para deformação de tecidos biológicos, permitiu também o aperfeiçoamento do mesmo método através do *feedback* dado ao pesquisador responsável. O processo de aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da UnB, permitiu o estabelecimento de parcerias entre o grupo de pesquisa e médicos do HUB. Descritores: Modelagem, Simulação, Escâner 3D, *software PET*, Plataforma FFM.

ABSTRACT

AGOS (Sardinha, Ana Gabriella de Oliveira). **Initial approach to acquisition and deformation models of breast real time**. 2013. Number of leaves: 104. Thesis (Master) – Faculdade UnB Planaltina, Universidade de Brasília, Brasília, 2013.

The production of virtual models of external anatomy real of human organs is an essential step in the development of instrumentation techniques for the modeling and simulation of Biomaterials used in studies of image-guided surgery, surgical training interventions in medical offices and equipment production of virtual reality, among others. In this work we reconstituted three-dimensional models of the external anatomy of the patients breast from *3D* of images acquired in the outpatient gynecological Hospital Universitário de Brasília (HUB), via a *3D* scanner. The modeling and simulation of the breast is subject in the literature over the last decade from studies evaluating the actual deformation of the breast using the finite element method to a novel method for fast simulation and the deformation of fibers formed by biological tissues and fluids, including the breast. The dissertation was also important for the consolidation of the group of the biomaterials graduate program in Materials Science from Faculdade UnB Planaltina because of the protocol produced using the *3D* Scanner and the software Polygon Editing Tool in medical clinics and tested the simulation platform FFM (Fiber Fluid Method) produced by a researcher at the research group. The test and demonstration of the validity of the method for fiber fluid deformation of biological tissues also allowed the improvement of itself through the feedback given to the principal investigator. The process of approval by the Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos of the Faculdade de Ciências da Saúde at UnB, allowed the establishment of partnerships between the research group and medical at the HUB.

Keywords: Modeling, Simulation, Scanner *3D*, software PET, Platform FFM.

RESUMEN

AGOS (Sardinha, Ana Gabriella de Oliveira). **Aproximación inicial a la adquisición y los modelos de deformación de tiempo real de mama.** 2013. Número de hojas: 104. Tesis (Master) – Faculdade UnB Planaltina, Universidade de Brasília, Brasília, 2013.

La producción de los modelos virtuales de bienes anatomía externa de los órganos humanos es un paso esencial en el desarrollo de técnicas de instrumentación para el modelado y simulación de biomateriales utilizados en los estudios de la cirugía guiada por imágenes, intervenciones de entrenamiento quirúrgico en consultorios médicos, y virtuales producción de equipos de realidad virtual, entre otros. En este trabajo se reconstituyeron los modelos tridimensionales de la anatomía externa de los pacientes de mama de imágenes en 3D adquiridos en el ambulatorio ginecológico de la Hospital Universitário de Brasília (HUB), através de un escáner 3D. El modelado y simulación de la mama está sujeto en la literatura en la última década con la de los estudios que evalúan la deformación real de la mama utilizando el método del elemento finito a un nuevo método para la simulación rápida y la deformación de fibras formada por los tejidos y fluidos biológicos, incluyendo la mama. La disertación fue también importante para la consolidación del grupo de biomateriales programa de postgrado en Ciencia de los Materiales de la Faculdade UnB Planaltina porque protocolo produce utilizando el escáner y el software de la herramienta de edición de polígonos 3D en los consultorios médicos y probado la plataforma de simulación FFM (*Fiber Fluid Method*) producido por un investigador del grupo. La prueba y demuestra la validez del método para la fibra de fluido de la deformación de los tejidos biológicos, también permite la mejora de la misma a través de la retroalimentación dada al investigador principal. El proceso de aprobación por el Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos de la Faculdade de Ciências da Saúde en el UnB, permitió el establecimiento de asociaciones entre el grupo de investigación y los médicos del HUB.

Palabras clave: Modelado, Simulación, Escáner 3D, *software* PET, Plataforma FFM.

Lista de Figuras

2.1	Deformação longitudinal é definida como $\frac{\Delta l}{l_0}$	11
2.2	Diagrama Tensão x Deformação. Fonte: CESEC, UFPB.	12
2.3	Lei de Stevin [42].	13
2.4	O estiramento de uma barra sob tensão uniforme [24].	15
2.5	Deformação de um objeto 3D utilizando a técnica FFD. Fonte: Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Japan.	17
2.6	Malha do canino e osso alveolar discretizada em elementos finitos [34].	18
2.7	Molas conectadas a um ponto de massa que exercem forças nos pontos vizinhos quando a massa é deslocada do resto das posições [44].	20
2.8	Cubo com malhas estáticas de elementos longos [4].	22
2.9	Elemento longo [4].	23
2.10	Simulação da deformação por: (a) curva (b) palpação (c) torção [4].	24
2.11	Deformação Plástica [4].	25
2.12	Mama sem e com implante [2] [3].	25
2.13	Definição do comprimento da fibra elástica [10].	28
2.14	Deformação da superfície do fígado bovino <i>ex vivo</i> real [10].	30
3.1	Anatomia da Mama. Fonte: www.clinimater.com.br	33
3.2	A mama e seus lóbulos, alvéolos e ductos lactíferos secretórios que constituem em glândula mamária (A). As ampliações mostram um lóbulo (B) e células secretoras de leite de um alvéolo(C) [26].	34
3.3	Medidas antropométricas de uma das pacientes [19].	38

3.4	Localização dos pontos de referência antes e depois da simulação da gravidade [19].	39
3.5	Modelos do tecido: (a) superfícies 3D de quatro tipos de tecidos e (b) malha volumétrica (3D) representando estes tipos de tecidos [28].	41
3.6	Simulação da Mamografia: (a) posição inicial da pá, (b) compressão da mama e (c) visualização da malha deformada [10].	41
4.1	Escâner 3D da <i>Konica Minolta</i> [39].	44
5.1	Teste inicial de digitalização com objetos.	51
5.2	Resultado da digitalização tridimensional de uma prótese mamária: (a) e (b) mostram imagens adquiridas na posição decúbito, (c) mostra o resultado da mesclagem das duas imagens anteriores e (d) fotografia da prótese realizada com câmera digital.	52
5.3	Malha tetraédrica da Paciente F com 2944 vértices.	52
5.4	Prótese mamária visualizada na janela de digitalização.	53
5.5	Mama inferior.	54
5.6	Janela para unir as imagens.	54
5.7	Modelo de prótese mamária.	54
5.8	Modelo virtual fechado de uma prótese mamária.	55
5.9	Posicionamento do Escâner no ambulatório.	59
5.10	Modelos finais elaborados.	62
5.11	Modelo virtual fechado da mama direita da paciente H na Plataforma de Simulação FFM.	63
5.12	Média da Distância Tridimensional.	65
5.13	Desvio Padrão da Distância Tridimensional.	65
5.14	Erro médio no processo de deformação para cada face comparando a diferença entre os vértices do modelo inicial e o modelo final (após a deformação e retorno para o estado inicial).	66
A.1	Tela inicial do <i>software</i>	79

A.2	Barra de Ferramentas.	81
B.1	Processo de Análise de Projeto de Pesquisa.	89
B.2	Termo de consentimento livre e esclarecimento (TCLE).	90
B.3	Termo de cessão de direito de uso da imagem (TCDUI).	91
C.1	Janela DOS do Simulador.	93
C.2	Número de vértices e faces do objeto.	93
C.3	Modelo de mama real na janela de visualização do simulador.	94
C.4	Malha do objeto.	96
C.5	Fibra de conexão entre um vértice e o demais.	96
C.6	Vetor área para cada vértice.	97
C.7	Vetores área da face e área do vértice.	97
C.8	Vetor tensão superficial do vértice.	98
C.9	Fibra de conexão entre todos os vértices.	98
C.10	Fibra desligadas.	98
C.11	A região branca está fixa.	99
C.12	Janela DOS para fixar regiões.	99
C.13	Atribuição do Módulo de Young, Coeficiente de Poisson e Densidade.	100
C.14	Atribuição da variação da gravidade e número de iterações.	100
C.15	Mama entre placas.	101
C.16	Em azul temos a sonda de simulação.	102

Lista de Tabelas

2.1	Módulos de Elasticidade e Coeficientes de Poisson dos materiais [8].	15
2.2	Prós e Contras do FFD [44].	18
2.3	Prós e Contras do FEM [27].	19
2.4	Prós e Contras do MSM [27].	21
2.5	Relação entre pressões [4].	24
2.6	Prós e Contras do LEM.	26
2.7	Prós e Contras do FFM [10].	30
3.1	Distância (em cm) entre os marcos anatômicos com módulo de Young de $C = 3,9$ kPa e coeficiente de Poisson de 0,499. Comparação das distâncias reais dos marcos anatômicos (a-g) mensurados para a Paciente A [19].	40
C.1	Propriedades físicas da Mama.	100

Sumário

Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xii
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 ABORDAGEM INICIAL	5
1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO	7
1.2.1 Geral	7
1.2.2 Específicos	7
1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO	8
2 DEFORMAÇÃO: CONCEITOS E APLICAÇÕES	10
2.1 Conceitos	10
2.1.1 Deformação	10
2.1.2 Elasticidade	13
2.2 MÉTODOS PARA SIMULAR A DEFORMAÇÃO DE MATERIAIS	16
2.2.1 Deformação de Forma Livre (FFD)	17
2.2.2 Método dos Elementos Finitos (FEM)	17
2.2.3 Método Massa-Mola (MSM)	20
2.2.4 Método dos Elementos Longos (LEM)	21
2.2.5 Método Fibra-Fluido (FFM)	26
2.3 CONCLUSÃO DOS MÉTODOS PARA SIMULAÇÃO	30

3	A MAMA	32
3.1	ANATOMIA E FISILOGIA	32
3.2	O CÂNCER DE MAMA E A SAÚDE DA MULHER	35
3.3	ESTRUTURA FÍSICA DA MAMA	37
3.3.1	Parâmetros de Modelagem e Simulação	37
4	MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1	PRIMEIRO PASSO: ELABORAR PROTOCOLO	44
4.2	SEGUNDO PASSO: SUBMETER PROJETO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS.	44
4.3	TERCEIRO PASSO: AQUISIÇÃO DE IMAGENS	45
4.4	QUARTO PASSO: ELABORAR MODELOS	47
4.5	QUINTO PASSO: DEFORMAÇÃO E SIMULAÇÃO	48
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	50
5.1	PROTOCOLO DE DIGITALIZAÇÃO 3D EM CLÍNICAS MÉDICAS	50
5.1.1	Modelo Virtual de uma Prótese mamária	51
5.2	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)	55
5.3	AQUISIÇÃO DE IMAGENS 3D DE MAMAS REAIS	57
5.3.1	Digitalização Hospitalar	57
5.4	ELABORAÇÃO DOS MODELOS VIRTUAIS DA MAMA DAS PACIENTES	60
5.5	DEFORMAÇÃO DA MAMA NA PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO FFM	63
6	CONCLUSÃO	67
6.1	TRABALHOS FUTUROS	68
	Referências Bibliográficas	70
A	PROTOCOLO DE DIGITALIZAÇÃO 3D EM CLÍNICAS MÉDICAS	77
A.1	ESCÂNER 3D E SOFTWARE POLYGON EDITING TOOL	77
A.1.1	Principais ferramentas do <i>software</i> PET	81

B	DOCUMENTAÇÃO ELABORADA E ENTREGUE AO COMITÊ DE ÉTICA	86
C	MANUAL DO SIMULADOR FFM	92
C.1	COMO FUNCIONA A PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO?	92
C.2	O AMBIENTE DE SIMULAÇÃO	93
C.3	TECLAS E FUNÇÕES	94
C.3.1	Comandos de Rotação	95
C.3.2	Comandos de Visualização	95
C.3.3	Comandos da Janela DOS	99
C.3.4	Comandos de Iteração com a Gravidade	100
C.3.5	Comandos para Deformar usando as Placas	101
C.3.6	Comandos para Deformar usado a Sonda	102
C.4	APLICAÇÕES	102
D	MULTIMÍDIA	104

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Este trabalho está inserido na linha de pesquisa de Modelagem e Simulação de Biomateriais do programa de pós-graduação em Ciências de Materiais da Universidade de Brasília e tem cunho teórico e experimental. Do ponto de vista experimental destaca-se a aquisição de imagens 3D de objetos e órgãos humanos, tanto no laboratório da universidade quanto no ambiente hospitalar. Já para a parte teórica desse trabalho, destacamos a simulação computacional e a utilização de *softwares* e métodos para simular a deformação de biomateriais.

O foco principal desta linha de pesquisa é o desenvolvimento de tecnologias para a simulação e a visualização dinâmica tridimensional de biomateriais e sistemas biológicos; como por exemplo, órgãos humanos. Este trabalho considera as características específicas de cada paciente para auxiliar o profissional médico em diagnósticos cirúrgicos e treinamentos mais próximos da realidade [37] [11] [40].

Por isso podemos citar:

a união entre computação, física e medicina tem possibilitado a criação de novos métodos e equipamento em realidade virtual que permite treinar cirurgiões sem a utilização de cobaias e cadáveres [11].

No ramo dos biomateriais há uma interconexão entre diversas áreas do conhecimento, como: bioengenharia, engenharia biomédica, engenharia clínica, física médica, medicina, ciências da computação, ciências da saúde e ciências de materiais; das quais

os biomateriais são projetados pelos cientistas para satisfazerem as necessidades tecnológicas, biológicas e humanas.

A definição conceitual de biomateriais foi desenvolvida em 1986 e frequentemente é citada na literatura como:

Um biomaterial é um material utilizado num dispositivo médico, em que se destina a interagir com sistemas biológicos [25].

A capacidade de modelar biomateriais, que são objetos deformáveis, com realismo e rapidez, ou seja, em tempo real e com bom grau de precisão, é um tema importante para muitas aplicações interativas tais como, sistemas de simulação de cirurgia, de órgãos humanos, tais como as mamas.

O realismo físico do modelo proporciona melhor interpretação dos resultados para um caso real. Já a rapidez computacional favorece a visualização das deformações para *feedbacks* instantâneos, sendo que a simulação suficientemente rápida para interação em tempo real é um tema de pesquisa de interesse mundial [3].

Nos últimos anos, o grupo de pesquisa de Biomateriais da Faculdade UnB Planaltina aprovou projetos em agências de fomento à pesquisa. Este trabalho é parte do projeto 'Simulador para análise de mamogramas e cirurgia guiada por imagem em mamas', aprovado no Edital Universal MCT/CNPq 14/2010, que incentiva avanços tecnológicos nesta linha de pesquisa através da incorporação de novos equipamentos em clínicas médicas, como o escâner 3D para aquisição de modelos de mamas e o uso do *software Polygon Editing Tool* para a fase de modelagem.

Já o grupo de pesquisa ¹ do projeto 'Realidade virtual e computação gráfica para o auxílio na localização, diagnóstico, diferenciação e cirurgia guiada por imagem em câncer de mama', aprovado no Edital Universal MCT/CNPq 14/2012, tem por objetivo simular a deformação de tecidos biológicos, bem como o uso de equipamentos como escâner 3D, interfaces hápticas e ultrassom para auxiliar o diagnóstico e a cirurgia guiada por imagem de câncer de mama.

¹Ivan Ferreira da Costa (Coordenador e Pesquisador Responsável, UnB-FUP), Armando de Mendonça Maroja (UnB-FUP), Bernhard Georg Enders Neto (UnB-FUP), Ceres Nunes Resende Oyama (UnB-FM), Remis Balaniuk (UCB), Theo Zeferino Pavan (USP), Ana Gabriella de Oliveira Sardinha (UnB-FUP), Rafael Souza Costa (UnB-FUP).

Este trabalho tem por objetivo realizar a aquisição de imagem da mama de pacientes reais usando o escâner 3D em uma clínica médica. O *software Polygon Editing Tool* foi utilizado para composição de um modelo virtual de uma mama real. Posterior a essa fase, o objetivo foi validar e simular a deformação da mama sob influência da gravidade utilizando a plataforma de simulação do método fibra-fluido ².

Por fim, os avanços relacionados a este estudo e a Ciências de Materiais proporcionarão avanços na área de Simulação e Modelagem da Mama e futuramente de órgãos, sendo esta técnica de essencial importância para o Grupo de Pesquisa do Laboratório de Computação Científica da Faculdade UnB Planaltina que tem por objetivo criar ambientes que suportem a formação médica e que permita aos usuários visualizar e ensaiar procedimentos cirúrgicos com modelos reais. Dentre as necessidades está o desenvolvimento de técnicas de modelagem de órgãos humanos e utilização de métodos eficientes para simular a deformação da mama, por exemplo, de uma paciente real.

A seguir apresentaremos algumas pesquisas que envolvem a modelagem e a simulação da compressão de tecido mole aplicada a um modelo de mama.

Para esta pesquisa o modelo foi gerado a partir de imagens de ressonância magnética coletadas durante um exame mamográfico convencional de compressão. Uma mama 3D foi modelada com a composição de 50% de glândula e de 50% de tecido adiposo. Além disso, calcificações internas foram simuladas para o conteúdo mamário normal. Os resultados mostram que a calcificação dos nódulos mamários mantém a forma e a dimensão durante a compressão, ou seja, enquanto o tecido mamário sofre deformação e deslocamento. Abordagens qualitativas e quantitativas foram utilizadas para avaliar o algoritmo proposto para a compressão utilizando o modelo de mama real. Qualitativamente, os resultados das compressões no simulador foram dados como uma série de imagens representativas da compressão e descompressão. A precisão do cálculo foi avaliada quantitativamente. O desvio padrão entre o modelo inicial e o modelo final após compressão e descompressão com as placas foi estimado

²O programa da plataforma de simulação encontra-se registrado ao INPI sob o número de protocolo: 012120000378 em 16/07/2012

subtraindo a posição atual do vértice a partir da sua posição na condição inicial não comprimida. O modelo de mama utilizado para essa simulação foi de 500 vértices e o erro não excedeu a 2%, o que corresponde a 0,03 mm [62].

Físicos médicos perceberam que utilizando as dimensões da superfície da mama seria possível descrever uma abordagem para a radioterapia em vídeo. Este trabalho demonstra a viabilidade de um tratamento de câncer de mama baseado em radiação guiada por imagem 3D de uma câmera. A radioterapia externa da mama é rotineiramente utilizada como tratamento coadjuvante do câncer de mama. Uma câmara 3D foi posicionada na abobada do teto de tratamento, permitindo visualizar as marcações na pele e determinar automaticamente a posição do isocentro e os ângulos de feixe de campos tangenciais à mama. O sistema de vídeo foi capaz de capturar plenamente as informações 3D da superfície da área alvo em um único instante. A imagem 3D do modelo é, então, capturada pela câmera 3D e uma matriz de transformação é gerada através da digitalização dos pontos marcados onde o modelo gerado será reconstruído no monitor do computador. As coordenadas 3D de alguns marcadores da pele foram essenciais para definir o plano de corte da mama em relação a parede torácica. A principal desvantagem desta terapia baseada em vídeo do câncer da mama é não ser capaz de detectar as estruturas internas. Pré-testes em clínicas ambulatoriais demonstraram a viabilidade e precisão dos dados deste sistema [22].

Pesquisas relacionadas à biomecânica da mama avaliam a movimentação e a deformação da mesma durante a prática de exercícios a fim de projetar roupas esportivas mais adequadas às mulheres. Especialistas nessa área descobriram que os *tops* femininos mais confortáveis e adequados para a prática esportiva devem sustentar e comprimir a mama impedindo deslocamentos tanto verticais quanto horizontais, pois dão a sensação de suporte (compressão e sustentação). Por isso, se reconhece que materiais elásticos não dão o suporte adequado. Trabalhos relacionados à cinemática das mamas analisam o deslocamento, a velocidade e a aceleração no plano coronal durante a corrida com cinco câmeras que capturam as coordenadas tridimensionais dos mamilos. Tais estudos atribuem à diminuição da dor na mama relacionada ao exercício

reduzindo-se a velocidade vertical, e não o deslocamento [49].

Pesquisas desenvolvidas pelo Instituto de Tecnologias Cirúrgicas e Biomecânica da Universidade de Berna, na Suíça, buscam avanços computacionais para a modelagem e simulação. Projetos desenvolvidos na Universidade de Berna envolvem reconstrução facial 3D e simulação de cirurgias faciais, bem como de redução da mama [47].

Grupos de Pesquisa do Departamento de Ciência da Computação já realizaram pesquisas similares na Universidade de Brasília relativas a modelagem da biomecânica facial para geração de animações de expressão durante a fala [35]. Um modelo físico 3D do rosto humano representa a biomecânica dos tecidos moles com uma malha deformável em multicamadas. A malha é controlada por um conjunto de músculos faciais modelados que usa uma representação da dinâmica muscular. Houve uma boa correspondência entre os dados gravados, como filmes e as animações dos movimentos do modelo [36].

O uso da realidade virtual e interface hápticas pode ampliar imensamente as possibilidades de simulação auxiliando médicos em diagnósticos, cirurgias, treinamento e ensino. Além de possibilitar uma previsão de resultados e comportamentos mecânicos de tecidos biológicos [12]. As 'interfaces hápticas são periféricos computacionais que permitem ao usuário mover instrumentos virtuais no espaço tridimensional e ao mesmo tempo sentir a força de retorno (*force feedback*) ao tocar objetos da cena' [12] em simuladores médicos. A interação em tempo real requer que a interface de retorno de força, como o bisturi virtual, gere uma resposta instantânea e rápida no órgão tocado.

1.1 ABORDAGEM INICIAL

O objetivo desta seção é contextualizar e orientar o leitor a respeito do desenvolvimento global deste trabalho. Nos primeiros capítulos introduzimos as referências teóricas desta pesquisa. No capítulo 1 apresentamos a Modelagem e a Simulação de Biomateriais abrangendo aplicações multidisciplinares. No capítulo 2 revisamos os conceitos básicos relativos à deformação de materiais e resumimos os principais méto-

dos utilizados na deformação de materiais deformáveis, dando ênfase ao inovador Método Fibra-Fluido. No capítulo 3 retratamos as características anatômicas e fisiológicas da mama, bem como os parâmetros de modelagem e simulação da mama.

Apresentaremos os materiais e métodos no capítulo 4 e os resultados e discussão no capítulo 5.

A elaboração desse estudo se subdividiu em 10 (dez) etapas até a finalização da 'Abordagem inicial da aquisição e deformação de modelos de mamas em tempo real'.

A primeira etapa consistiu no estudo de referenciais teóricos básicos para a compreensão dos principais conceitos, como: modelagem, simulação, deformação, métodos físicos de simulação de materiais deformáveis, anatomia e fisiologia da mama, e saúde da mulher.

Na segunda etapa estudamos os equipamentos de apoio a pesquisa: o escâner 3D *Konica Minolta VIVID 910* e *software Polygon Editing Tool*. O escâner proporciona a aquisição de imagens 3D enquanto o *software* auxilia na edição para gerar um objeto virtual final.

Na terceira etapa elaboramos o Protocolo de Digitalização 3D em Clínica Médicas que contempla: (i) o manual de utilização do escâner 3D, (ii) o manual do *software Polygon Editing Tool*, (iii) aquisição de imagens de objetos, e (iv) elaboração do modelo virtual de uma prótese mamária. Esta etapa também tem por finalidade auxiliar futuros estudantes do programa de pós-graduação em Ciências de Materiais da Universidade de Brasília e estudantes da Faculdade UnB Planaltina (FUP) no treinamento técnico para lidar com o escâner 3D e *software Polygon Editing Tool* no Laboratório de Computação Científica, demais instruções estão disponíveis no apêndice A desta dissertação.

Na quarta etapa, o projeto de pesquisa foi submetido ao comitê escolhido: Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília. O apêndice B apresenta a documentação necessária e o procedimento para dar entrada com um projeto de pesquisa com seres humanos no comitê e hospital escolhidos.

Na quinta etapa, após parecer favorável do comitê, realizamos a coleta de dados no local escolhido, Hospital Universitário de Brasília.

Na sexta etapa realizamos a análise dos dados, selecionando as imagens válidas para elaboração de um modelo virtual de uma mama real.

Na sétima etapa estudamos os princípios da simulação e o ambiente de simulação da Plataforma FFM.

Na oitava etapa produzimos o manual de utilização do simulador, ver apêndice C.

Na nona etapa realizamos teste da plataforma de simulação FFM, as deformações sobre ação da gravidade no modelo de mama real e coletamos os dados.

Na décima etapa realizamos as interpretações dos resultados e produzimos uma multimídia com vídeos explicativos sobre o processo de edição das imagens no *software Polygon Editing Tool*, ver apêndice D.

1.2 OBJETIVOS DO TRABALHO

1.2.1 Geral

Realizar a modelagem e simulação da deformação de uma mama real.

1.2.2 Específicos

Elaborar protocolo de utilização do escâner 3D e *software Polygon Editing Tool* em clínicas médicas.

Submeter projeto de pesquisa ao comitê de ética em pesquisa com seres humanos.

Adquirir imagens da geometria externa da mama de pacientes reais em clínicas médicas.

Construir modelo virtual da mama de uma paciente no *software Polygon Editing Tool* com base em imagens 3D.

Deformar o modelo de mama elaborado, como teste de estabilidade, na plataforma de simulação FFM que utiliza como base o método fibra-fluido.

1.3 JUSTIFICATIVA DO TRABALHO

A produção de modelos virtuais da mama, que leva em consideração imagens 3D de pacientes reais, é um problema importante considerado neste trabalho. O contexto tecnológico de produção destes modelos para teste em simuladores de cirurgia proporciona grande avanço para o grupo de pesquisa do Laboratório de Computação Científica da Faculdade UnB Planaltina. Os modelos produzidos são aplicáveis à plataforma de simulação de deformação e, através da interface háptica, é possível simular o retorno de força do objeto no ambiente virtual.

Este trabalho é parte do projeto de pesquisa 'Simulador para análise de mamogramas e cirurgia guiada por imagem em mamas', no qual a plataforma de simulação do método fibra-fluido (FFM) foi desenvolvida. Na pesquisa, utilizaremos este simulador para analisarmos a deformação do modelo de mama real sob influência da gravidade.

Os resultados alcançados neste trabalho fazem parte do projeto 'Realidade virtual e computação gráfica para o auxílio na localização, diagnóstico, diferenciação e cirurgia guiada por imagem em câncer de mama', onde o domínio da técnica de modelagem tridimensional é essencial para aplicações em realidade virtual.

Por isso, utilizaremos o escâner 3D e o *software Polygon Editing Tool* para realizar a aquisição de imagens da mama de pacientes reais. Estes equipamentos encontram-se disponíveis no Laboratório de Computação Científica da Faculdade UnB Planaltina e foram utilizados também em clínicas médicas.

Para o procedimento de modelagem e simulação da deformação em tempo real utilizamos a mama devido à facilidade de validarmos uma técnica de aquisição de imagens não invasiva, o que não seria possível para órgãos internos, por exemplo.

Por meio das informações contidas nos apêndices desse trabalho, o grupo tem disponível a técnica de modelagem em clínicas médicas por meio do protocolo de uso dos equipamentos (escâner 3D e *software Polygon Editing Tool*). Esta fase nos levou a elaborar os apêndices B e C que se referem, respectivamente, às necessidades documentais do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde e ao manual do simulador FFM. Também consideramos o processo de sub-

missão deste projeto ao comitê de ética uma fase importante para o desenvolvimento deste trabalho pelo fato de estarmos realizando o nosso primeiro projeto de pesquisa com seres humanos.

Capítulo 2

DEFORMAÇÃO: CONCEITOS E APLICAÇÕES

2.1 Conceitos

No início desta seção vamos realizar uma breve revisão dos conceitos básicos relacionados a deformação e em seguida discutir os principais métodos utilizados na deformação de materiais.

2.1.1 Deformação

'A deformação refere-se à mudança relativa nas dimensões ou na forma de um corpo sujeito a uma pressão' [50]. Nesse caso, diz-se que o corpo ou o material está sob influência das forças aplicadas.

A força (F) por unidade de área (A) aplicada à superfície de um sólido é definida como **pressão** (P):

$$P = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

A pressão (P) é uma grandeza escalar que relaciona a força a sua área de distribuição, na física, da mesma maneira que a **tensão verdadeira** σ_v é definida, pela engenharia, como sendo a carga (F) dividida pela área da seção reta instantânea (A_i) [8],

como:

$$\sigma_v = \frac{F}{A_i} \quad (2.2)$$

Quando uma pequena força é aplicada a um material há mudança do comprimento ao longo do elemento elástico.

A figura 2.1 mostra a deformação de uma barra de comprimento inicial l_0 que se estende até o comprimento $l = l_0 + \Delta l$ quando forças iguais e opostas são aplicadas as suas extremidades [50].

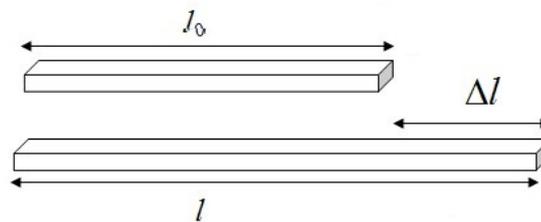


Figura 2.1: Deformação longitudinal é definida como $\frac{\Delta l}{l_0}$.

Segundo Okuno,

De modo geral, todos os corpos sofrem deformações, isto é, alterações em suas dimensões lineares, quando submetidos a forças de compressão ou de tração. Essas variações lineares Δl são determinadas pelas diferenças entre o comprimento final l , devido à ação de forças, e o comprimento inicial l_0 [43].

As deformações por tensão em geral podem ser classificadas como: elástica (ou transitória), plástica (ou permanente) e por ruptura [8]. O diagrama da figura 2.2 relaciona tensão e deformação para cada fase de uma deformação típica.

Na **deformação elástica**, o objeto retorna ao seu estado inicial quando o mesmo é submetido a uma força que não supera a sua tensão de elasticidade (ou módulo de Young). Nessa fase, a tensão varia de 0 até o limite de elasticidade linearmente com a deformação (Lei de Hooke) [8].

Na **deformação plástica**, o objeto não retorna ao seu estado inicial, pois permanece permanentemente deformado. No patamar de escoamento a força superou a tensão de elasticidade ultrapassando o limite de proporcionalidade. No patamar, ocorre deformação crescente enquanto a tensão é constante (ou o limite de escoamento é estável).

Durante o encruamento ocorre o aumento da tensão até o limite de resistência do material [8].

Na **deformação por ruptura** o objeto se rompe quando recebe uma força que supera a tensão de plasticidade. A tensão para ruptura diminui a medida que o processo se inicia [8].

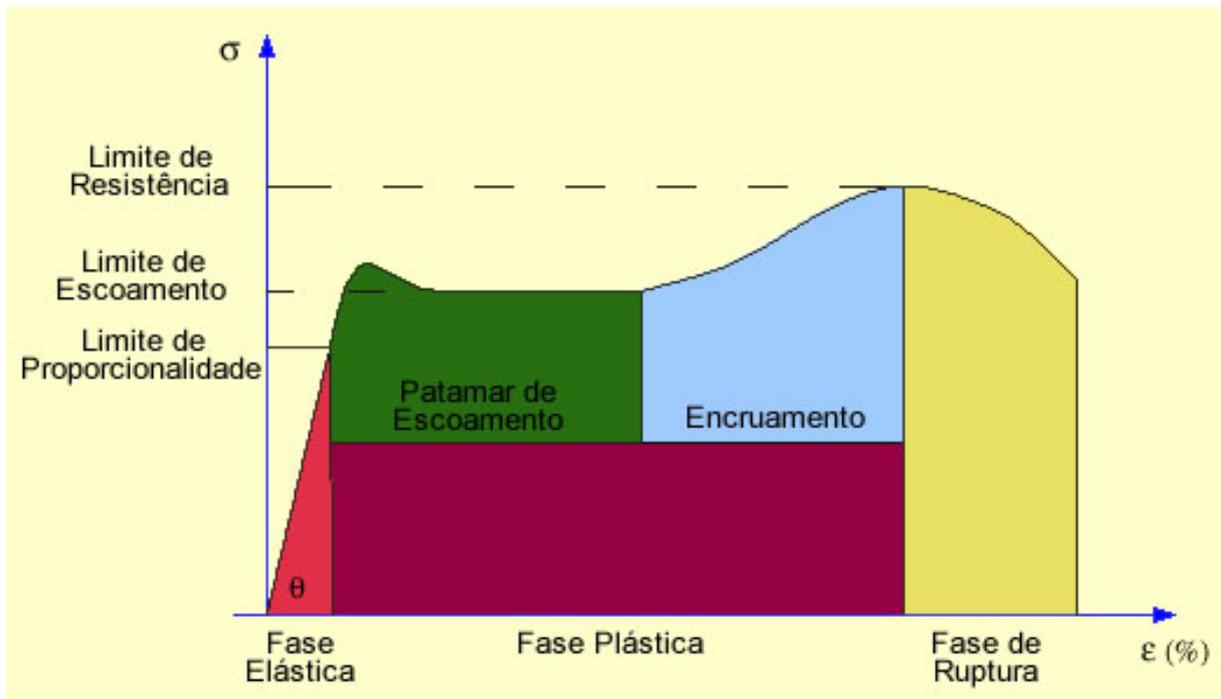


Figura 2.2: Diagrama Tensão x Deformação. Fonte: CESEC, UFPB.

As tensões também podem ser aplicadas por tração, compressão, cisalhamento, flexão e torção.

Durante a fase elástica da **tração** ocorre um alongamento longitudinal resultante das forças normais aplicadas, descrito por $\frac{\Delta l}{l_0}$. Na **compressão** ocorre o encurtamento do objeto que é definida da mesma maneira que a razão anterior. No **cisalhamento** (ou tangencial) ocorre um deslocamento transversal paralelo em sentido oposto que tende a cortar o objeto. Na **flexão** há o giro do eixo geométrico do objeto. Na **torção** o eixo geométrico e axial do objeto são torcidos [8] [50].

A deformação volumétrica de um fluido é definida pela razão entre a variação de volume (ΔV) e o volume original (V_0), podendo ser produzida por uma variação da pressão hidrostática [50].

A pressão hidrostática é caracterizada pela lei de Stevin: 'a pressão no interior do fluido aumenta linearmente com a profundidade' [42]. A figura 2.3 e a equação 2.3, apresentadas a seguir, descrevem essa lei:

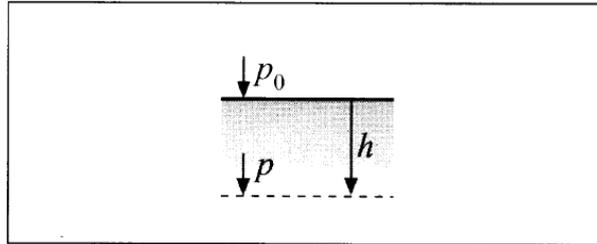


Figura 2.3: Lei de Stevin [42].

$$p = p_0 + \rho gh \quad (2.3)$$

onde p é a pressão hidrostática na profundidade h , p_0 é a pressão atmosférica, ρ a densidade do fluido e g a aceleração da gravidade no local.

Deformação e realismo estão associados para o desenvolvimento de ferramentas computacionais que visam o treinamento médico em ambientes virtuais. Por exemplo, a realização de procedimentos cirúrgicos, com apoio de um bisturi virtual, proporciona a visualização da deformação enquanto há uma colisão do instrumento de apoio (rígido) com a superfície de um tecido flexível como a pele.

2.1.2 Elasticidade

A relação entre os tipos de tensão e suas correspondentes deformações desempenha papel importante no ramo da Ciência de Materiais para estudo da *Teoria da Elasticidade*, ou no ramo da Engenharia que corresponde a *Resistências dos Materiais*. Dependendo da natureza do material teremos diagramas de tensão *versus* deformação semelhantes ao da figura 2.2.

Para forças pequenas a deformação Δl é proporcional à força aplicada. Isso foi verificado experimentalmente para a maior parte dos materiais, sendo essa relação conhecida por **Lei de Hooke**: $F = k\Delta l$. O fator de proporcionalidade k é chamado de constante elástica do material [43]. O fator k não é, em geral, constante, pois depende

da área (A), da elasticidade (E) e do comprimento (l_0), conforme a relação:

$$k = \frac{A \cdot E}{l_0} \quad (2.4)$$

A Lei de Hooke pode ser reescrita, definindo a **elasticidade** (E) como função da tensão mecânica (σ) e da deformação relativa ($\epsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$), assim:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.5)$$

Ou seja,

$$E = \frac{\sigma l_0}{\Delta l} \quad (2.6)$$

Quando o fator σ corresponde à tensão de tração, E é denominado de módulo de elasticidade ou Módulo de Young (Y) do material [8].

Para um bloco retangular homogêneo, a elasticidade é independente das dimensões do corpo, e conforme a lei de Hooke:

$$F = E \cdot A \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2.7)$$

Assim, de forma geral, temos o Módulo de Young definido como:

$$Y = E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{F/A}{\Delta l/l_0} = \frac{l_0}{A} \frac{F}{\Delta l} \quad (2.8)$$

O **módulo de Young** (Y) é um parâmetro mecânico fundamental para a Engenharia e Ciências dos Materiais, pois proporciona a medida da rigidez de um material sólido pela representação da porção linear tensão/deformação do diagrama [8].

O **coeficiente de Poisson** (ν), característico de cada material, relaciona as deformações relativas na direção transversal sofridas por um material em relação as deformações relativas na direção longitudinal da força aplicada. A figura 2.4 ilustra o estiramento de uma barra sob tensão uniforme.

As deformações relativas na direção transversal: $\frac{\Delta w}{w}$ e $\frac{\Delta h}{h}$ estão relacionadas a de-

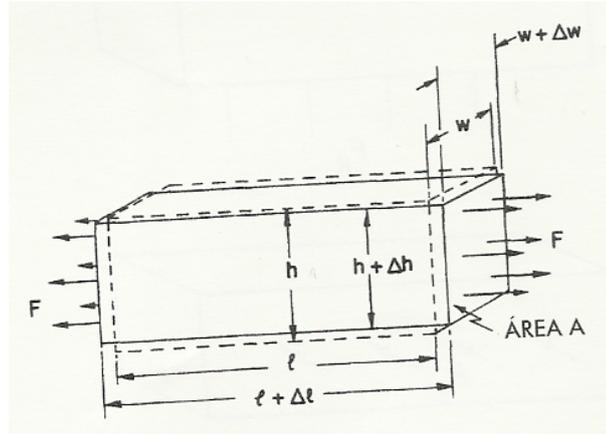


Figura 2.4: O estiramento de uma barra sob tensão uniforme [24].

formação relativa na direção longitudinal $\frac{\Delta l}{l}$ conforme a relação abaixo que define o coeficiente de Poisson:

$$\frac{\Delta w}{w} = \frac{\Delta h}{h} = -\nu \cdot \frac{\Delta l}{l} \quad (2.9)$$

O sinal negativo foi incluído na equação para representar a diferença entre a deformação transversal (h e w) e longitudinal (l) que possuem sinais opostos por que ocorre uma contração transversal quando estiramos o comprimento da barra. O coeficiente de Poisson ν tem um valor positivo e menor que 0,5 para volume constante [24].

A tabela 2.1 apresenta valores típicos para o módulo de Young (Y) e para o coeficiente de Poisson (ν) de materiais isotrópicos e homogêneos (não cristalino). Materiais isotrópicos possuem as mesmas propriedades físicas independente da direção considerada. Já materiais cristalinos possuem mais de uma constante elástica, pois contrações e estiramentos podem ser diferentes em diferentes direções [8].

Tabela 2.1: Módulos de Elasticidade e Coeficientes de Poisson dos materiais [8].

Material	Módulo de Young (E)	Coefficiente de Poisson (ν)
Níquel	210 GPa	0,31
Ferro fundido	83 - 170 GPa	0,2 - 0,3
Ligas de aço	190 - 210 GPa	0,27 - 0,30
Ligas de cobre	110 - 120 GPa	0,33 - 0,36
Ligas de titânio	100 - 120 GPa	0,33
Ligas de alumínio	70 - 79 GPa	0,33
Ligas de magnésio	41 - 45 GPa	0,35

2.2 MÉTODOS PARA SIMULAR A DEFORMAÇÃO DE MATERIAIS

A modelagem física em tempo real de biomateriais envolve pesquisas do tipo: compreensão de tecidos moles e duros, planejamento cirúrgico de procedimentos específicos para cada paciente, treinamento cirúrgico, dentre outros de grande interesse pela comunidade científica mundial, sendo que os métodos para simular materiais deformáveis estão no centro do estudo [5].

Tecidos moles têm natureza biomecânica complexa, ao contrário dos sólidos, eles podem sofrer deformação de tensão de 100%, que é improvável de existir nos materiais utilizados na engenharia. Já tecidos mais macios exibem anisotropia viscoelástica ¹ e comportamento não homogêneo [27].

Métodos baseados em matriz inversa não podem ser usados para simular interações do tipo cortar ou rasgar um tecido mole, pois o tempo gasto e o custo computacional para realizar cálculos dessas matrizes são muito grandes. Porém, são comuns pesquisas relacionadas à modelagem híbrida que recria representações de alguns métodos. A simulação híbrida mistura as técnicas de simulação geométrica e física. Por exemplo, para elaboração de simuladores de cirurgia laparoscópica ² hepática o modelo híbrido proposto mistura elementos finitos com massas/tensores para facilitar a simulação de interações do tipo cortar ou rasgar [16].

Visando a deformação de objetos tridimensionais, métodos são criados e implementados utilizando técnicas específicas de discretização, conforme iremos apresentar a seguir:

¹Anisotropia é uma característica física dos materiais que não possuem as mesmas propriedades nas três direções principais (longitudinal, tangencial e radial) de aplicação do esforço. Materiais viscoelástico possuem sua deformação sob esforços dependente do histórico do carregamento, ou seja, ocorre um acréscimo de deformação com o tempo, mesmo com a carga constante. Ao ser retirada a carga, somente uma parte da deformação é recuperada, mantendo-se uma deformação lenta variável com o tempo sob influência da ação de carga de atuação demorada [7].

²É um procedimento minimamente invasivo que faz uso de um endoscópio para visualização dos órgãos internos.

2.2.1 Deformação de Forma Livre (FFD)

A *Free Form Deformation* (FFD) é uma técnica geométrica simples que promove a deformação de objetos rígidos com 'alto nível de ajuste e controle individual dos pontos' [44].

A ideia principal dessa técnica é inserir o objeto de estudo dentro de um cubo ou de outro objeto que servirá de casco. Tanto o objeto de estudo quanto o casco são deformados.

Modificando a representação geométrica do objeto poderemos através das dobras e comprimento realizar torções e estiramento do modelo. E a deformação resulta da aplicação de tensão nos nós, como demonstrado na figura 2.5 .

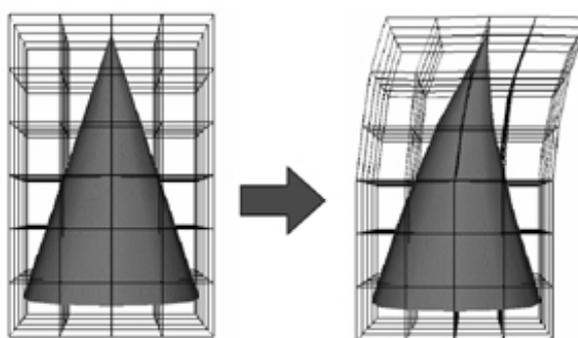


Figura 2.5: Deformação de um objeto 3D utilizando a técnica FFD. Fonte: Advanced Industrial Science and Technology (AIST), Japan.

Esta técnica também é apresentada para deformar modelos geométricos de sólidos de forma livre, por exemplo, superfícies primitivas de qualquer tipo ou grau podem ser deformadas como aviões ou remendos de superfícies [51].

A tabela 2.2 apresenta a seguir um breve resumo dos Prós e Contras do FFD.

2.2.2 Método dos Elementos Finitos (FEM)

O *Finite Element Method* (FEM) é uma técnica de base física que 'originou-se da necessidade de resolver elasticidade complexa e análise de estruturas' [44]. Este método originou no final do século XVIII para solução de problemas matemáticos utilizados por Gauss como a integração numérica de funções não triviais utilizando polinômios, mas devido às limitações existentes para o processamento de equações algébricas ape-

Tabela 2.2: Prós e Contras do FFD [44].

Vantagens	Desvantagens
A deformação do objeto depende da deformação ocorrida na grade ou malha.	Este método desconsidera as propriedades físicas, por isso é difícil limitar a deformação para objetos pequenos.
Possibilita uma transformação espacial.	'Não permite a manipulação dos objetos que compõem a cena' [44], pois a tensão aplicada aos nós do objeto casco é o responsável por deformar o objeto de estudo.

nas após os avanços tecnológicos e computacionais, por volta de 1950, foi possível resolver sistemas de equações complexas.

O nome de Método dos Elementos finitos foi mencionado pela primeira vez em 1960 [34]. Sua característica principal é a discretização da malha de um domínio contínuo em um conjunto de pequenos elementos [34] [44], ou seja, elementos finitos que encontram uma boa aproximação para que uma função contínua satisfaça a deformação através da interpolação de uma solução aproximada.

O FEM já possui uma vasta área de aplicabilidade devido à sua eficiência; diversas especialidades analisam cargas, tensões ou deslocamentos, como por exemplo, Engenharia, Medicina e Odontologia [34]. Na figura 2.6 temos os triângulos que representam cada elemento finito interconectado pelos nós localizados nas extremidades.

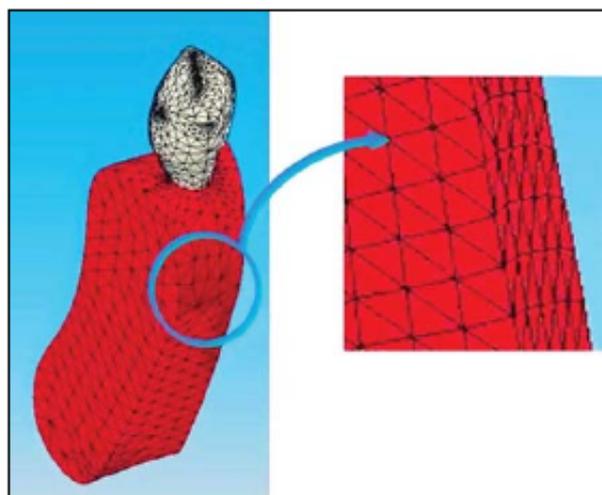


Figura 2.6: Malha do canino e osso alveolar discretizada em elementos finitos [34].

A maneira que o domínio é discretizado afeta o tempo de processamento, o tempo de armazenamento e a precisão dos resultados numéricos. Os domínios são dos tipos unidimensional, bidimensional e tridimensional. O domínio unidimensional (1D) é representado por elementos de linha curtas, o domínio bidimensional (2D) possui pequenos triângulos irregulares ou pequenos retângulos em regiões regulares e o domínio tridimensional (3D) pode ser representado por tetraedros, prismas triangulares, ou cubos. Quanto maior o número de elementos mais preciso será o modelo [34].

Há uma tendência crescente de utilização deste método na modelagem de tecidos moles para cálculos em tempo real que simulam a deformação de um material elástico não linear [17]. Ao resolver um problema de elasticidade linear, o número de vértices da malha tem um impacto direto no tamanho das matrizes envolvidas no sistema linear.

Segundo a teoria da elasticidade, a deformação é proporcional à tensão aplicada até o limite elástico do material, conforme a lei de Hooke. A partir deste limite, a deformação é permanente provocando a ruptura do material. O instrumento básico da análise estrutural é a integração das equações da teoria da elasticidade.

Este método é rápido, porém ainda requer um grande custo computacional para a realização do cálculo. A tabela 2.3 apresenta um breve resumo dos Prós e Contras do FEM.

Tabela 2.3: Prós e Contras do FEM [27].

Vantagens	Desvantagens
Preciso e Válido.	Requer grande custo computacional.
Visualização realística.	Depende da boa estruturação da malha.
Fácil de implementar propriedade de materiais diferentes.	Pré-cálculo leva tempo.
Aberto a melhorias.	Difícil de mudar a estrutura da malha em tempo real.
	Difícil de aplicação em cirurgias de corte e rasgar.

2.2.3 Método Massa-Mola (MSM)

O *Mass Spring Method* (MSM) é uma técnica física que permite a modelagem de objetos deformáveis através de nós de massa conectados por *springs* (molas) [44] lineares, conforme Figura 2.7, e não lineares. Neste modelo, o corpo é assumido como sendo um objeto composto de partículas discretas de massa. Massas são atribuídas aos vértices conectados a outras massas através de molas, como na figura 2.7.

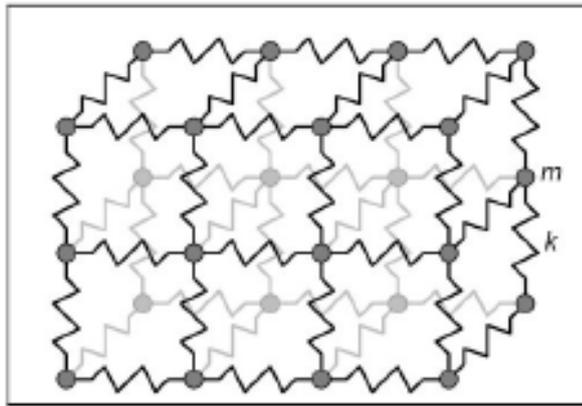


Figura 2.7: Molas conectadas a um ponto de massa que exercem forças nos pontos vizinhos quando a massa é deslocada do resto das posições [44].

Baseada na lei de Hooke, cada mola é uma estrutura elástica que normalmente apresenta tensão linear, mas molas não lineares são usadas para simular tecidos flexíveis, como pele humana, que exibem comportamento não elástico. A segunda lei de Newton governa o movimento de um único ponto de massa na rede apresentada [44] [45], onde a força é igual a massa multiplicada pela aceleração ($\vec{F} = m \cdot \vec{a}$).

Conhecendo essas relações podemos compreender o funcionamento do método massa-mola regido pela seguinte equação de movimento:

$$m_i \frac{d^2 x_i}{dt^2} = -\gamma_i \frac{dx_i}{dt} + \sum g_{ij} + f_i \quad (2.10)$$

O lado esquerdo da equação representa a força resultante sobre a i -ésima massa m_i . Já no lado direito $-\gamma_i \frac{dx_i}{dt}$ representa o amortecimento da força, $\sum g_{ij}$ é o somatório das forças pelas partículas vizinhas enquanto f_i é o somatório das forças externas agindo na massa i [44] [45].

Grande interesse tem sido dado para a modelagem utilizando este método devido à simplicidade de compressão e implementação, e sua complexidade computacional relativamente baixa [6] [38] [32] [17]. O método massa-mola (MSM) é considerado preciso tanto quanto o método dos elementos finitos, pois possui desempenho real durante a simulação da deformação. Além de ser uma técnica de fácil implementação para modelos com poucos vértices [17].

Na simulação do comportamento realístico após uma cirurgia de corte há mudanças na atribuição de valores de rigidez e de massa que são difíceis de serem tratados pelo fato deste método ser uma representação discreta do contínuo [17].

O método massa-mola tem características que permite aplicações de simulação de procedimentos médicos [45]. Porém, este método também é aplicável à modelagem de animações tridimensionais para expressões faciais [58] [59], simulação de cirurgias crânio-facial [21] [31] e cirurgias endoscópicas [33].

A tabela 2.4 apresenta um breve resumo dos Prós e Contras do MSM.

Tabela 2.4: Prós e Contras do MSM [27].

Vantagens	Desvantagens
Rápido e simples de implementar.	Fraco em preservar volume de malha.
A inicialização não é necessária.	Envolve resolução numérica de matrizes.
Mudança na topologia da malha podem ser facilmente manipuladas.	Difícil de implementar as propriedades do tecido no sistema.
Adequado para computação paralela.	Adição de restrições volumétricas para o sistema é problemático. Por exemplo, a modelagem dos objetos incompressíveis.

2.2.4 Método dos Elementos Longos (LEM)

Em estudos voltados para realidade virtual há limitações computacionais que dificultam a simulação de objetos deformáveis. Uma das principais limitações está relacionada ao número de equações envolvidas na solução do problema, que fazem com que uma simulação em tempo real seja demorada devido ao grande número de equações

a serem resolvidas [11].

Os modelos rápidos, como por exemplo massa-mola, não alcançam realismo suficiente, e por outro lado, modelos realistas, como por exemplo o método dos elementos finitos, não alcançam taxas de processamento aceitáveis para a realidade virtual [12].

O método dos elementos longos (*Long Element Method* - LEM) proposto por Bala-niuk & Costa [1], com patente registrada nos EUA em 2008, dá uma resposta a essa questão crucial em algumas situações.

O LEM 'consiste em dividir o objeto em elementos longos, que vão de um lado ao outro da sua superfície. Dessa forma, o número de equações que deve ser resolvido é proporcional à área da superfície do objeto, e não ao seu volume como nos métodos tradicionais' [11] [13]. Por isso, o método aborda uma modelagem 3D baseada na decomposição do objeto (ver figura 2.8) pela projeção de três planos de referencial perpendicular a partir de um ponto de origem que terá sua posição relativa simulada.

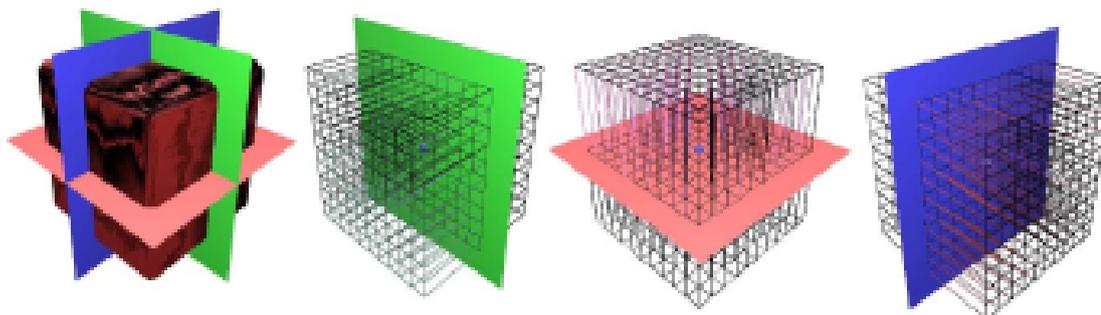


Figura 2.8: Cubo com malhas estáticas de elementos longos [4].

A Figura 2.8 mostra os planos de referência de cada elemento longo para o cubo. Este método considera a conservação de volume do objeto e é baseado no Princípio de Pascal [43], ou seja, a pressão é transmitida igualmente em todos os pontos de um fluido confinado.

O princípio elaborado pelo francês Blaise Pascal (1623 – 1662) é uma consequência natural das leis da mecânica para os fluidos. A transmissão do aumento de pressão é instantânea em líquidos, devido à incompressibilidade. Dependendo da natureza do corpo e da intensidade da força de compressão poderão ocorrer deformações ou

ruptura do material [43].

O método dos elementos longos é aplicado a uma malha de elementos tetraédricos para minimizar numericamente os erros, pois existe uma relação do modelo com a densidade. Ou seja, uma espécie de membrana preenchida com fluido simula a deformação da pele para volume sempre constante [1] [4].

Os planos de referência são divididos em polígonos e os fios imaginários tornam-se longos bastões atravessando o objeto e são estes bastões que chamamos de elementos longos. O ponto S é definido como sendo o conjunto de planos ortogonais P_x, P_y ou P_z em um instante t [1] [4].

Cada elemento longo (ver figura 2.9) é modelado como uma mola para simular a deformação elástica média de um determinado objeto ou material. Segundo Pavarini 'o método criado permite deformações elásticas em modelos físicos de forma que seja preservado o volume do objeto, e fazendo com que os cálculos sejam rápidos' [44].

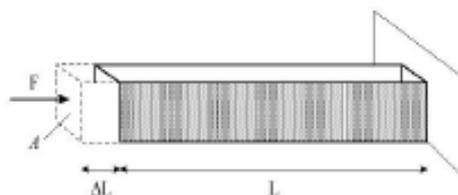


Figura 2.9: Elemento longo [4].

Cada elemento longo não ocupa espaço real e não possui massa. O espaço real dos sólidos é ocupado por fluido incompressível de densidade d . As variáveis globais nos problemas são pressão e densidade; e estas são calculadas levando-se em consideração a preservação do volume e os efeitos da gravidade [4].

Para a solução estática, forças e pressões devem se equilibrar em cada ponto da superfície do objeto de estudo, havendo o equilíbrio entre a pressão externa e interna:

$P_{externa} = P_{interna}$, caracterizadas na tabela 2.5 abaixo:

O método foi apresentado pela primeira vez no artigo 'LEM - an approach for physically based soft tissue simulation suitable for haptic interaction' [1] [14].

A figura 2.10 ilustra a deformação de alguns objetos, como por exemplo, a curvatura da barra elástica (a), a palpação do cubo com uma sonda háptica (b) e uma

Tabela 2.5: Relação entre pressões [4].

Pressão externa	Pressão interna
$P_{externa} = P_{atm} + E \cdot \frac{\Delta l}{l_0}$	$P_{interna} = P_{fluido} + \rho g h$
$P_{externa}$ = interação com a superfície da membrana, por exemplo, contato de uma ponta de prova.	$P_{interna}$ é definida pela pressão do fluido e pelo efeito de aceleração da gravidade.
P_{atm} = pressão atmosférica.	P_{fluido} = pressão do fluido interno a membrana.
E = tensão de elasticidade da membrana. $\frac{\Delta l}{l_0}$ = deformação da superfície da membrana.	O termo ρ corresponde a densidade do fluido, g a gravidade e h a diferença de altura entre a parte inferior do fluido e parte onde é calculada a pressão.

torção da barra (c).

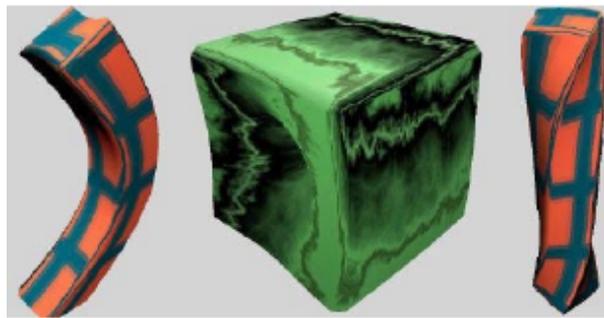


Figura 2.10: Simulação da deformação por: (a) curva (b) palpação (c) torção [4].

Um aperfeiçoamento do método foi desenvolvida por Balaniuk & Salisbury combinando uma abordagem estática e dinâmica ³ para deformações elásticas e plásticas de vários objetos, com 600 vértices, que pudessem ser simuladas, como por exemplo, barras, cubos e esferas. Para simular uma deformação elástica deveremos manter a área da base do modelo constante. Já em uma deformação plástica o modelo ficará permanentemente alterado. Na figura 2.11 visualizaremos a modelagem de uma esfera a partir de um cubo [4].

O Método dos Elementos Radiais (*Radial Elements Method* - REM) é aperfeiçoamento do LEM para simular em tempo real a dinâmica da deformação para objetos com sime-

³Os métodos de simulação podem ser classificados como dinâmico ou estático. Os métodos dinâmicos simulam o estado físico do sistema enquanto nos métodos estáticos o tempo e o estado do sistema geralmente não são considerados, e o sistema passa a ser descrito por equações de equilíbrio ou expressões fechadas [4].



Figura 2.11: Deformação Plástica [4].

tria radial, por exemplo a mama. O modelo tridimensional de uma mama foi simulado a partir do preenchimento do volume com um fluido incompressível [5] [2] [3].

Grandes deformações causadas pelo toque e gravidade representam um desafio para outros métodos de simulação, mas o REM pode também simular efeitos dinâmicos da mama causados por movimentos de andar e pular. Com este método podemos simular o efeito da gravidade aplicado ao modelo de mama. A figura 2.12 apresenta a inserção de um implante no interior de uma mama, a fim de mostrar os resultados prováveis de um procedimento cirúrgico para o REM [2] [3].

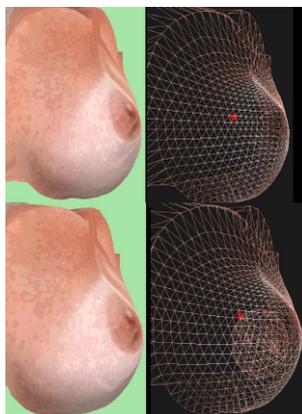


Figura 2.12: Mama sem e com implante [2] [3].

Nos últimos anos o LEM já foi utilizado para simular a deformação de um modelo de fígado humano com bisturi virtual [11] [12] [13] e a deformação da mama de uma paciente antes e depois de ser tocada pelo cirurgião [11] [12].

O método já foi testado, por outros autores, em um simulador protótipo médico para ecografia da coxa humana [54] e também para a simulação do comportamento de um material deformável utilizado no revestimento de uma mão robótica [53].

Atualmente pesquisadores japoneses do Laboratório de Sensoriamento Computa-

cional e Robótica (LSCR) - da Universidade Johns Hopkins de Baltimore, Maryland, Estados Unidos - utilizam o LEM para propor modelos de deformação bidimensional de tecidos adequada para a inserção de agulhas finas e flexíveis em tempo real. O desenvolvimento do simulador de inserção de agulha é esperado como alternativa para treinamento médico durante a punção mamária, que é um procedimento médico minimamente invasivo e conveniente [41].

A tabela 2.6 apresenta um breve resumo dos Prós e Contras do LEM.

Tabela 2.6: Prós e Contras do LEM.

Vantagens	Desvantagens
Nova estratégia de simulação aplicável a realidade virtual e para objetos preenchido com fluido [11] [12].	Difícil aplicação para manipuladores robóticos, como uma mão humanoide. É necessário elaborar uma técnica que facilite a movimentação [53].
O número de elementos utilizados para preencher um objeto é menor do que numa discretização baseada em elementos tetraédricos ou cúbicos [1].	
Os gráficos e os feedbacks hápticos não possuem representação geométrica intermediária. [1].	
O uso de equações da estática evita o uso de equações diferenciais parciais para a integração numérica, garantindo assim a estabilidade da simulação [1].	

2.2.5 Método Fibras-Fluido (FFM)

O Método Fibras-Fluido (*Fiber Fluid Method* - FFM) é inovador e foi desenvolvido pelo pesquisador Ivan Ferreira da Costa com o objetivo de aplicação na área de simulação do uso de instrumentos médicos em intervenções cirúrgicas e aperfeiçoamento técnico de estudantes da medicina em aulas de treinamento virtual [55].

O tema central de estudo do método são as configurações de equilíbrio do objeto com carga externa, e os efeitos da gravidade e acelerações.

O FFM simula em tempo real tecidos moles e biológicos preenchidos com fluido e fibras. Esse novo método é uma técnica física de solução estática que interage com objetos deformáveis em ambiente virtual, considerando a deformação elástica global [10].

Neste método cada par de vértices da superfície está conectado e define uma fibra elástica que perpassa o interior do modelo. 'O conjunto de todas as fibras elásticas definem malhas de uma ordem de grandeza menor do que as malhas volumétricas, permitindo a simulação de objetos complexos com menor esforço computacional' [10].

O FFM baseia-se na **solução estática** para deformações elásticas de objetos preenchidos com fluido incompressível e um conjunto de fibras. As forças sobre a superfície interna do objeto é devido ao líquido e a fibras internas:

$$\vec{F}^{interna} = \vec{F}^{liquido} + \vec{F}^{fibras} \quad (2.11)$$

A força sobre a superfície interna $\vec{F}^{interna}$ possui uma força externa $\vec{F}^{externa}$ de mesma magnitude, mas com sentido contrário, ou seja:

$$\vec{F}^{externa} + \vec{F}^{interna} = 0 \quad (2.12)$$

Substituindo a equação 2.12 na equação 2.11 teremos:

$$\vec{F}^{externa} = -\vec{F}^{liquido} - \vec{F}^{fibras} \quad (2.13)$$

A **força devido ao líquido** \vec{F}_i contido dentro do objeto e devida à variação da pressão P pode ser descrita para um vértice i como:

$$\vec{F}_i^{liquido} = P \cdot \vec{S}_i \quad (2.14)$$

A variação da pressão P foi descrita na equação 2.14 sem o índice i porque o princípio de Pascal afirma que uma pressão externa aplicada a um fluido incompressível confinado dentro de um recipiente fechado é transmitida inalterada por todo o fluido

[10] e, portanto, P é uma constante para todos os vértices.

As fibras são responsáveis por formar a parte sólida do objeto no simulador e são definidas como a conexão unidimensional entre os vértices i e j , por isso a **força devido às fibras** é expressa por \vec{F}_{ij} . O comprimento de uma fibra elástica é descrita como $\vec{r}_i - \vec{r}_j$, como na figura 2.13, e sua área de secção média é $\frac{S_i + S_j}{2}$.

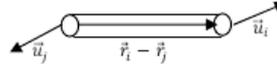


Figura 2.13: Definição do comprimento da fibra elástica [10].

As **forças externas**, para um objeto não deformado, devido à pressão atmosférica é cancelada por uma força interna que retoma a forma inicial do objeto. Outro tipo de forças externas, como a força de contato $\vec{F}^{contato}$ ou força resultante da aceleração, podem deformar o objeto. A força resultante da aceleração deforma os objetos devido à variação da velocidade do objeto ou campo gravitacional.

A soma de todos os vetores de aceleração é chamada de aceleração resultante \vec{a}_i . A equação de Euler é integrada de imediato para um líquido incompressível, por que a densidade é constante para todo o volume do objeto.

Já quando a aceleração é constante, para casos mais comuns, podemos descrever a equação de Euler como $\frac{dp}{dh} = \rho a$ e o resultado para todas as forças externas para cada vértice como,

$$\vec{F}_i^{externa} = \vec{F}_i^{contato} + \rho h_i a \vec{S}_i \quad (2.15)$$

onde h_i é a altura do vértice medido na direção de \vec{a} .

A equação geral do movimento para um dado vértice

$$\vec{F}_i^{fibra} - P \vec{S}_i = \vec{F}_i^{contato} + \rho h_i a \vec{S}_i \quad (2.16)$$

foi descrita substituindo as equações 2.14 e 2.15 na equação 2.13. O termo \vec{F}_i^{fibra} corresponde às fibras do interior do objeto para as conexões dos elementos de superfície.

Escrevendo equações para cada vértice chegaremos em $3N$ equações e $3N + 1$ vari-

áveis para os deslocamentos $\vec{u}_1, \vec{u}_2, \dots, \vec{u}_i, \dots, \vec{u}_N$ e a variação da pressão interna P .

O princípio de conservação do volume pode ser aplicado a um objeto preenchido com fluido incompressível, tornando o FFM uma boa aproximação para tecidos biológicos. Em seguida, o volume que é removido de um vértice deve ser adicionado a outros vértices. A variação de volume devido ao movimento de um vértice é um produto escalar. Assim, a soma dos volumes removidos e adicionados por todos vértices deve ser zero para coordenadas cartesianas:

$$\sum_i^N \vec{S}_i \cdot \vec{u}_i = \sum_i^N (S_{ix}u_{ix} + S_{iy}u_{iy} + S_{iz}u_{iz}) = 0 \quad (2.17)$$

Matematicamente a equação 2.17 mistura deslocamento e força em direções perpendiculares em x , y e z . Esse efeito gera um tensor de tensão semelhante à deformação elástica da teoria padrão de elasticidade. Os princípios físicos que regem o método são o de conservação do volume e o princípio de Pascal. As equações de conservação do volume mistura coordenadas 3D semelhante ao tensor de tensões.

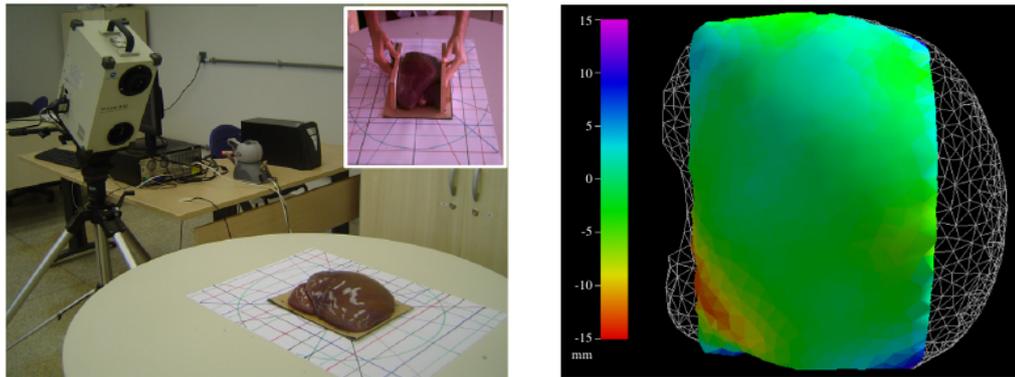
Um objeto isotrópico é caracterizado pelas constantes módulo de Young e coeficiente de Poisson do material. Já para um modelo em que o volume se conserva, o coeficiente de Poisson é igual a 0,5 por ser uma grandeza adimensional que descreve a razão entre a deformação transversal e longitudinal [8].

A validação preliminar *ex vivo*⁴ do método fibra-fluido (FFM) foi realizada através da comparação do resultado da deformação entre o simulado e os alcançados pela diferença de um fígado bovino real, ver figura 2.14.

Os resultados destas comparações mostram um elevado grau de semelhança entre os resultados experimentais com as deformações calculadas no simulador. Há uma diferença de cerca de 10% entre os resultados para duas iterações, mas para dez iterações essa diferença cai para aproximadamente 2% [10].

A tabela 2.7 apresenta um breve resumo dos Prós e Contras do FFM.

⁴Consideramos que o experimento foi realizado em ambiente virtual com condições reais do modelo gerado para o desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos.



(a) No arranjo experimental temos o digitalizado 3D e o fígado bovino. Já na inserção temos o fígado deformado.

(b) O código de cor representa a distância entre o simulado e o real. A malha branca representa a superfície de contato mestre.

Figura 2.14: Deformação da superfície do fígado bovino *ex vivo* real [10].

Tabela 2.7: Prós e Contras do FFM [10].

Vantagens	Desvantagens
O método FFM é recente e está adequado às necessidades de simulação de tecidos moles e biológicos.	É válido apenas para objetos preenchidos com fluido.
O <i>software</i> FFM proporciona animação em tempo real e interação com o ambiente virtual.	Não possui comportamento dinâmico.
A abordagem estática tem a vantagem de ser numericamente estável.	As vibrações na superfície do objeto não podem ser simuladas.

2.3 CONCLUSÃO DOS MÉTODOS PARA SIMULAÇÃO

Um dos componentes essenciais de uma simulação cirúrgica de realidade virtual é a deformação. A Deformação de Forma Livre é uma técnica geométrica que desconsidera as propriedades físicas dos objetos, sendo difícil deformar objetos pequenos. O Método dos Elementos Finitos é mais realista para deformações físicas, mas uma desvantagem é o custo computacional do cálculo e a vulnerabilidade à procedimentos cirúrgicos, como o de incisão. O Método Massa-Mola é computacionalmente barato, por isso é amplamente aceito pela comunidade científica [27].

O método dos elementos longos consiste em dividir o objeto em elementos longos, onde a discretização N depende da área (N^2) da superfície do objeto, e não do volume

(N^3) como no método dos elementos finitos.

O método dos elementos radiais possui malha radial e é restrito a modelagem de objetos com forma esférica. Já o método dos elementos longos é uma nova estratégia de simulação aplicável a realidade virtual e objetos preenchidos com fluido [2] [3]. A solução analítica promovida pelo método dos elementos longos implica em uma solução rápida, pois não envolve resolução numérica de matrizes como nos métodos usuais Massa-Mola (MMS), Deformação de Forma Livre (FFD) e Método dos Elementos Finitos (FEM) [15].

O Método Fibra-Fluido leva em consideração a resolução numérica de matrizes variáveis e constantes. Durante o processo de deformação com matriz variável, o objeto referência para o próximo cálculo é o resultado da última deformação, ou seja, a cada iteração o simulador leva em consideração uma nova atualização considerando o estado final do objeto deformado. Durante o processo de deformação com matriz constante o objeto referência para o próximo cálculo é sempre o objeto inicial.

O FFM representa um material real com constantes elásticas definidas, isso inclui a deformação de materiais praticamente incompressíveis, sendo este adequado para elasticidade isotrópica ou anisotrópica e para relação tensão-deslocamento linear ou não linear [10].

Para nosso estudo consideraremos o módulo de Young de 48 kPa [48] e o coeficiente de Poisson de 0,5 [19] por estarmos lidando com um modelo que será preenchido com fluido incompressível [10]. E simularemos a deformação de um modelo de mama real sob efeito da gravidade a partir do método fibra-fluido para matriz variável.

Capítulo 3

A MAMA

O capítulo 3 tem por objetivo apresentar uma descrição da mama. Levando-se em consideração o enquadramento médico, estaremos proporcionando uma descrição da anatomia e fisiologia da mama perante dúvidas que rodeiam o mundo feminino.

Durante o desenvolvimento da pesquisa de modelagem houve a necessidade de compreensão da anatomia e fisiologia da mama para sanar dúvidas dessas relações médicas com (1) a estrutura física da anatomia da mama, (2) o processo de amamentação, (3) questões estéticas e (4) doenças e a saúde da mulher. Por fim, apresentaremos exemplos de estudos desenvolvidos com modelos de mama.

Levando-se em consideração aspectos anatômicos e a estrutura física destes modelos, listamos alguns parâmetros de modelagem existentes que proporcionaram uma melhor modelagem e simulação da mama.

3.1 ANATOMIA E FISIOLOGIA

Anatomicamente a mama é um tecido composto de pele, gordura (adiposo) e glândula. Esta tem propriedades mecânicas diferentes que variam de acordo com fatores genéticos e idade [19]. O tecido glandular é responsável pela produção de leite, o fibroso está relacionado à sustentação e o tecido adiposo reveste toda a glândula e contribui para a forma e o volume das mamas [9].

As mamas são duas glândulas presas à superfície do tórax sob o músculo peitoral

maior. Em sua configuração externa a mama é recoberta pela pele que exibe a aréola contendo a papila mamária, 'saliência cônica de 1 cm de altura em cuja superfície se abrem os ductos lactíferos' [20]. Já a configuração interna da mama é envolvida por tecido adiposo, que é atravessado por tecido fibroso, ver figura 3.1.

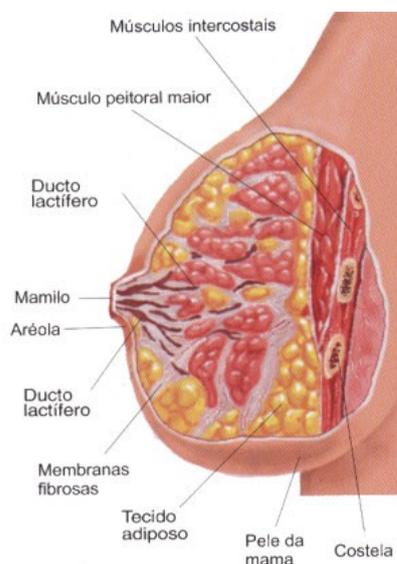


Figura 3.1: Anatomia da Mama. Fonte: www.clinimater.com.br

As características fisiológicas da mama estão relacionadas às mudanças hormonais vinculadas as fases da puberdade, gestação e lactação na mulher. As mamas são influenciadas pelos hormônios ovarianos deste a puberdade até a menopausa. Cada ciclo menstrual correspondente encerra o potencial de uma gravidez, que inicia os preparativos para lactação todos os meses. Sob influências dos hormônios placentários, durante a gestação, as mamas alcançam a plenitude da sua função quando acontece o aleitamento [9].

Até o início da puberdade, marcada pelo ciclo sexual feminino mensal, não há distinção entre as mamas primordiais. A liberação de hormônios na corrente sanguínea é uma ação que produz reações, promovendo assim tal diferenciação.

Os estrogênios causam desenvolvimento dos tecidos estromais¹, fazem com que o sistema de ductos cresça e se ramifique, e aumentam o depósito de gordura nas mamas; fazendo com que a estrutura mamária feminina ganhe forma.

A progesterona promove o desenvolvimento dos lóbulos e alvéolos das mamas,

¹Tecido conjuntivo mamário de sustentação.

fazendo com que a mama adquira uma natureza secretora. A prolactina, secretada pela hipófise anterior, é responsável pela secreção do leite depois que a mama é preparada. Somente a atuação da progesterona e prolactina converte a estrutura mamária em órgão produtor de leite, ver figura 3.2.

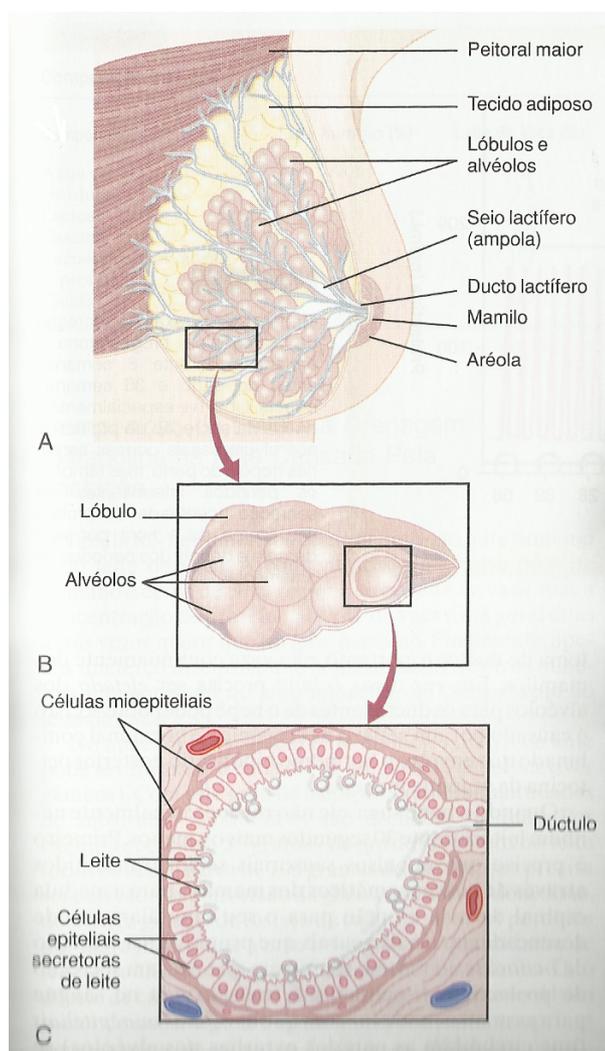


Figura 3.2: A mama e seus lóbulos, alvéolos e ductos lactíferos secretórios que constituem em glândula mamária (A). As ampliações mostram um lóbulo (B) e células secretoras de leite de um alvéolo(C) [26].

Na situação de uma gestante, no último período, o hormônio ocitocina estimula a contração do útero para o nascimento dos bebês e liberação do leite pelas glândulas mamárias. Na lactação, liberação do leite, 'a ocitocina faz com que o leite possa ser expulso a partir dos alvéolos para os ductos da mama de modo que o bebê pode obtê-lo por meio da sucção' [26].

O estímulo da sucção provoca a transmissão de sinais através de nervos sensoriais

para os neurônios ocitocinérgicos no hipótalamo, o que leva à liberação da ocitocina pela hipófise posterior. A ocitocina é então transportada pelo sangue para as mamas, fazendo com que leite comece a fluir para o processo de lactação.

3.2 O CÂNCER DE MAMA E A SAÚDE DA MULHER

O câncer de mama é o tipo mais frequente no mundo, e mais comum entre as mulheres, respondendo por 22% dos casos novos a cada ano. No Brasil, as taxas de mortalidade por câncer de mama continuam elevadas, muito provavelmente porque a doença ainda é diagnosticada em estágios avançados. O número de mortes em 2010 registrado no banco de dados do Sistema Único de Saúde (Datasus) correspondeu a 12705 óbitos de mulheres e 147 de homens somente na rede pública, dado mais recente. Já para 2012 houve a estimativa de 52680 casos novos pelo Instituto Nacional de Câncer (INCA) [23].

O câncer se desenvolve a partir da pré disposição genética pela multiplicação anormal (maligna) de células da mama enquanto os fatores ambientais e hormonais aumentam a incidência da doença na população. O câncer é uma doença ligada ao estilo de vida e a cura está relacionada ao tratamento precoce [56].

Apesar de ser considerado relativamente raro antes dos 35 anos, acima desta faixa etária sua incidência cresce rápida e progressivamente. Por isso, mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado devem fazer exame clínico e a mamografia regular a partir de 40 anos. Já como estratégia de controle nacional da doença deverá ocorrer a realização de exames clínico anual em mulheres de 40 a 49 anos. E para rastreamento é recomendado a realização de mamografia na faixa de 50 a 69 anos, com intervalo de até dois anos [18].

A mamografia é o primeiro exame realizado para rastreamento de qualquer patologia mamária apesar de suas limitações referente a densidade do tecido mamário. O exame analisa a diferença de densidade do tecido glandular em relação ao volume total da mama. Em pacientes jovens o exame não é eficiente por conta deste tecido

ser mais denso. Quando a idade avança temos o fenômeno de lipossustituição em que mama passa a ter mais gordura e menos glândula, logo o exame passa a ser eficiente [56]. A mamografia de raios-x é um método padrão de diagnóstico de nódulos presentes na mama por imagem de projeções bidimensionais (2D) [10].

A ultrassonografia associada a mamografia consegue realizar uma diferenciação sólida ou cística dependendo das características do nódulo. Já para pacientes como mama densa a ressonância magnética é eficiente para quantificar os nódulos, porém ainda é um exame de difícil acesso, caro, demorado e ainda algumas pacientes com problemas de claustrofobia não conseguem fazê-lo [56]. As Imagens por Ressonância Magnética (MRI) fazem uma relação da mama deformada e não deformada, ou seja, forma inicial [10].

A densidade da mama é um fator que dificulta o diagnóstico, mas tratado em fase precoce é possível conhecer a extensão da doença e evitar a quimioterapia. Hoje a paciente pode realizar uma cirurgia conservadora, radioterapias e ser medicada com receptores hormonais positivos até alcançar a cura. Pacientes com doença metastática nos ossos consegue sobreviver mais do que quando a doença atinge os órgãos, porém nestes casos a doença é incurável [56].

As pacientes que passam pelo tratamento da doença são submetidas a processos cirúrgicos para remoção do nódulo e reconstrução após mastectomia ². A mama também é submetida a outros procedimentos cirúrgicos para tratamentos estéticos de assimetria congênita em relação ao tamanho e forma [2] [3].

A saúde da mulher possui como ponto principal de discussão, o câncer de mama. A reconstrução mamária é um processo que necessita de avanços científicos e o uso de simulação tridimensional que propicia a utilização de um ambiente virtual de interação computacional, física-matemática (realismo e animação) e médica.

Por isso, pesquisas relacionadas a modelagem e simulação da mama potencializa a visualização dos resultados e a capacidade de tomar decisões sobre opções cirúrgicas pelos cirurgiões e por pacientes. Por exemplo, a utilização de um implante muito

²Remoção completa da mama.

grande altera a forma da mama com resultados bastante diferente dos esperados com implantes de pequenas dimensões. A forma natural é alcançada com a distribuição simétrica do implante dentro dos tecidos da mama [3].

3.3 ESTRUTURA FÍSICA DA MAMA

A mama é uma estrutura complexa de tecido, como mostra a figura 3.1, por isso é difícil estabelecer um método ideal para sua modelagem [57] por existirem inúmeras variáveis que contribuem para a determinação da forma como: volume do tecido adiposo adjacente [30], curvatura da parede torácica e a posição da mama durante o escaneamento 3D.

Em muitos estudos os resultados de procedimentos cirúrgicos da mama não são garantidos, pois os planejamentos cirúrgicos são baseados em estudos bidimensionais fotográficos e antropométricos apenas [2]. As dificuldades encontradas em relação aos resultados tridimensionais estão relacionadas à posição da paciente durante o procedimento cirúrgico (decúbito dorsal, isto é, deitada) e postura do dia a dia (ortostática, i.e., em pé). Por isso, imagens 3D oferecem uma maior riqueza de informações que favorecem os procedimentos de simulação.

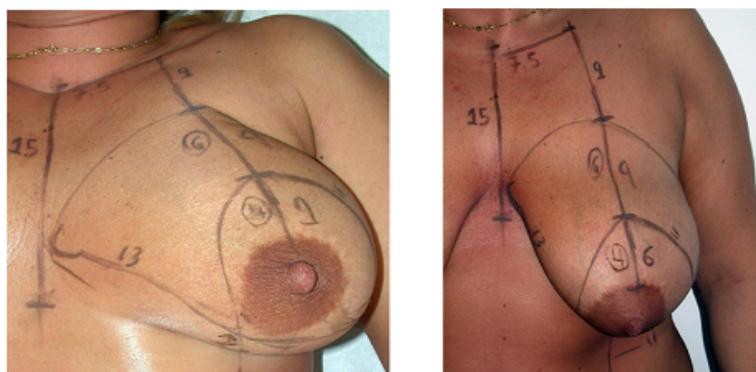
3.3.1 Parâmetros de Modelagem e Simulação

No artigo [48] foi proposto um método para construir o modelo da geometria externa da mama e apresentada uma estrutura básica para simular um implante mamário subglandular. Os pesquisadores realizaram a simulação pré-operativa do planejamento de implante mamário e validação pós-operatória da deformação com o método dos elementos finitos baseada na iteração do método tensor massa para 4 (quatro) pacientes. O modelo foi elaborado com base num conjunto de imagens 3D da superfície da pele em combinação com estimativa da espessura do tecido mole em torno da mama. O comportamento do tecido da mama foi modelado como um material homogêneo, como isotrópico, como um material linear elástico com um módulo de

Young de 48 kPa e um coeficiente de Poisson de 0,45. Nessa dissertação usamos essa mesma aproximação para o tecido da mama. Os resultados alcançados foram promissores entre o simulado e a geometria verdadeira da mama pós-operatória inferior a 4 mm e de erro máximo inferior a 10 mm, o que é considerado suficientemente preciso para a avaliação visual na prática clínica [48].

O módulo de Young dá o grau de elasticidade de um material, logo se ele for grande para uma dada força aplicada teremos uma variação do alongamento Δl pequena, ou seja, o material será pouco elástico como os metais [43]. Materiais como a borracha ou tecidos moles possuem um módulo de elasticidade consideravelmente pequeno, logo teremos uma deformação apreciável para estes materiais.

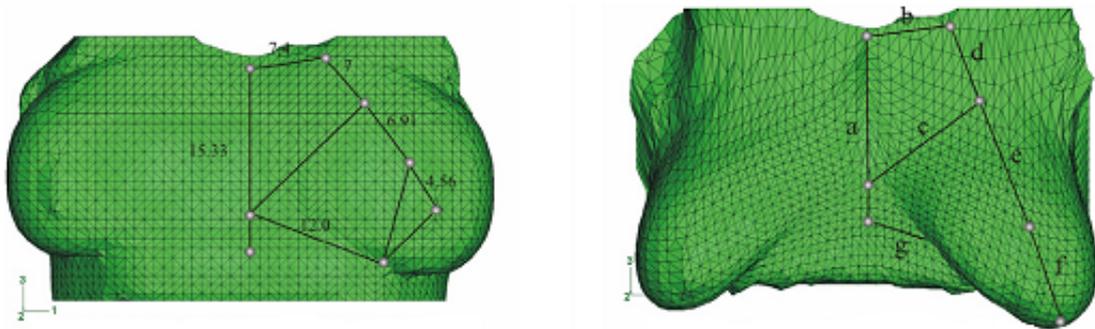
Outros grupos de pesquisa realizaram a simulação da mama com o método dos elementos finitos para prever deformações. A fim de estabelecer um método de simulação fidedigno ao resultado pós-cirúrgico da mama para cada paciente, o estudo correlacionou características espaciais da mama nas posições deitada e em pé. Ao término da pesquisa comparou-se os deslocamentos de superfície da mama com marcos anatômicos identificados em imagens 3D realizadas por um escâner. Concluiu-se que o modelo elaborado fornece informações precisas que podem ser úteis para treinamento de procedimentos cirúrgicos em ambiente virtual, como por exemplo, possui uma boa resposta para a força da gravidade que atua sobre a mama [19].



(a) Paciente deitada na posição decúbito ventral. (b) Paciente em posição de pé.

Figura 3.3: Medidas antropométricas de uma das pacientes [19].

As distâncias entre os marcos anatômicos da figura 3.3 variam de acordo com a



(a) Localização dos pontos de referência antes da deformação.

(b) Localização dos pontos de referência depois da deformação.

Figura 3.4: Localização dos pontos de referência antes e depois da simulação da gravidade [19].

posição. Observe a variação dos marcos anatômicos quando a paciente passa da posição 3.3a para 3.3b.

O resultado da modelagem da mama é apresentado na figura 3.4 que ilustra a deformação devido a gravidade quando a paciente muda de posição. A tabela 3.1, mais a frente, compara os valores medidos e simulados entre os pontos de referência.

Os modelos da biomecânica da mama da figura 3.3 e 3.4 foram utilizados para prever a deformação da mama em diferentes situações em que são adquiridos com base na localização de marcos anatômicos antes e após compressão da mama [19].

Os parâmetros do material do tecido fibro-glandular e adiposo são obtidos pelas relações tensão e deformação elástica [19].

O modelo Neo-Hookean é uma extensão da lei de Hooke para casos que envolvem grandes deformações, por exemplo, da mama. Os materiais hiperelásticos (glândula e gordura) possuem uma tensão aplicada diferente para um material linear elástico (pele). Os materiais do tipo linear elástico possuem uma relação linear entre tensão aplicada, enquanto os materiais Neo-Hookean não [60].

As propriedades física da mama poderá ser atribuída pelo valor médio das propriedades do tecido fibro-glandular e adiposo em um modelo Neo-Hookean. Os deslocamentos da superfície das mamas são comparados com os marcos identificados. As propriedades mecânicas da mama são possíveis de serem estimadas com base no vo-

lume de cada tecido medido no processo de segmentação e se faz importante inserir uma média da rigidez do tecido adiposo e fibro-glandular através da ponderação da proporção [19].

Segundo Palomar *et al*, em sua modelagem

Os tecidos adiposos e fibro-glandular foram assumidos como hiperelástico isotrópico e quase-incompressível, e os parâmetros correspondentes foram obtidos pelo ajuste de dados experimentais para o modelo hiperelástico mais simples, que é o modelo Neo-Hookean [19].

O resultado de um modelo Neo-Hookean simples para gordura e glândula com um valor estimado para o coeficiente $C = 3,9$ kPa foi suficiente para prever com precisão a deformação do modelo da mama da paciente A, descrita na tabela 3.1 a seguir.

Tabela 3.1: Distância (em cm) entre os marcos anatômicos com módulo de Young de $C = 3,9$ kPa e coeficiente de Poisson de 0,499. Comparação das distâncias reais dos marcos anatômicos (a-g) mensurados para a Paciente A [19].

		a	b	c	d	e	f	g
Medida	Paciente (deitada)	15	7,5	-	4,6	6	4	13
Medida	Paciente (em pé)	15	7,5	-	7	9	6	13
Simulação	$C = 3,9$ kPa	15,8	7,6	-	7,5	9,6	6,3	12,2
Simulação	Erro(%)	5,7	1,5	-	7,1	6,7	5	6,1

Han *et al* desenvolveu modelos biomecânicos da mama a partir de imagens de ressonância magnética de uma paciente com câncer para prever as deformações por compressão (entre placas) e atuação da gravidade. O método dos elementos finitos foi automatizado para classificação do tecido e geração da malha que frequentemente requer intervenção manual [28], ver figura 3.5.

Neste estudo, foi proposto um *framework* de modelagem específica para a mama de cada paciente a fim de minimizar a intervenção manual e reduzir o tempo total de modelagem. Um método semi-automático foi implementado para classificar os tecidos e outro método totalmente automatizado para compor a malha do modelo. O método proposto é adequado para a previsão de grande deformação da mama e tem grande potencial para amplas aplicações médicas, como diagnóstico de câncer, planejamento cirúrgico e cirurgia guiada por imagem [28].

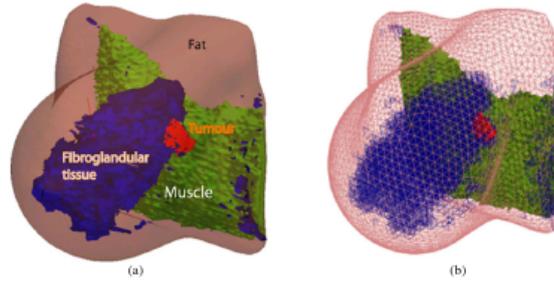


Figura 3.5: Modelos do tecido: (a) superfícies 3D de quatro tipos de tecidos e (b) malha volumétrica (3D) representando estes tipos de tecidos [28].

Outra simulação realizada por Costa implementa o método fibra-fluido para a simulação de deformação rápida de tecidos biológicos formados por fibras e fluidos. Esta tecnologia foi validada comparando os resultados da deformação no simulador com a imagem digitalizada por um escâner 3D da compressão de um fígado bovino *ex vivo* real [10].

O método foi aplicado também para estudar a deformação de uma malha de pontos com forma de uma mama. A compressão simulada se assemelha à deformação obtida pelo procedimento de exame mamográfico. Neste caso, os tecidos foram simulados como isotrópico. Na figura 3.6, a posição inicial das pás (em 3.6 a) quase tocam a mama. Em seguida, as pás (em 3.6 b) foram movidas verticalmente por distâncias iguais até a separação de 30% entre elas. Na figura (3.6 c) os triângulos são mostrados [10].

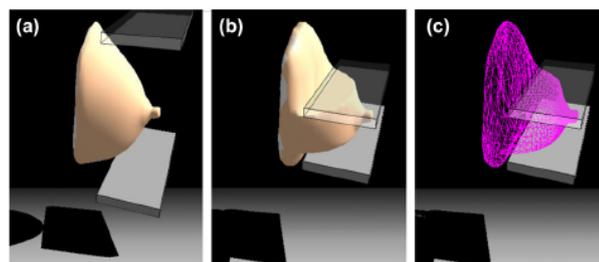


Figura 3.6: Simulação da Mamografia: (a) posição inicial da pás, (b) compressão da mama e (c) visualização da malha deformada [10].

Há uma diferença de cerca de 10% entre os resultados para duas interações, mas para dez interações essa diferença cai para aproximadamente 2% [10].

A simulação do comportamento da mama é um exemplo típico de simulação de tecidos moles, um campo de pesquisa em expansão das engenharias clínicas, biomédi-

cas, dos materiais e de grande interesse desse estudo e de diversos grupos de pesquisa. O desafio comum para estes campos de pesquisa é conseguir alcançar realismo físico e melhorar o processamento de modelos virtuais e da simulação.

Capítulo 4

MATERIAIS E MÉTODOS

A técnica de escaneamento tridimensional pode ser realizada utilizando diversas tecnologias, como por exemplo: escâner 3D, holografia, rastreadores, fotometria ou máquinas de medição de coordenada [52]. O grau de precisão e principalmente o custo podem variar bastante de uma tecnologia para outra.

Adotamos o escâner 3D como equipamento pelo fato de buscarmos no futuro produzir uma tecnologia que possa efetivamente ser utilizada dentro de consultórios médicos, conforme [19].

No desenvolvimento desta pesquisa utilizou-se o escâner 3D *Konica Minolta VIVID 910* [39]. O equipamento tem dimensões 213 x 413 x 271 mm e pesa 11 kg, é capaz de capturar imagens em tempos tão curtos quanto 0,3 segundo com resolução de 76,800 pixels em um cubo de 1 metro de lado. Funciona com iluminação ambiente normal e vem equipado com tripé que permite posicioná-lo livremente [39], ver figura 4.1. A comunicação entre o escâner 3D e o computador é realizada através de um cabo SCSI/USB.

O escaneamento é uma técnica não-invasiva e a radiação não ionizante emitida pelo escâner está na faixa do visível, sendo assim livre de riscos para a saúde do paciente. O domínio dessa técnica e do *software Polygon Editing Tool (PET)* é um dos passos iniciais para execução do trabalho de aquisição de imagens de mamas reais para modelagem.

Para alcançarmos o objetivo final de realizar a modelagem e simulação da deformação de uma mama real em ambiente virtual precisaremos cumprir os seguintes pas-



Figura 4.1: Escâner 3D da *Konica Minolta* [39].

SOS.

4.1 PRIMEIRO PASSO: ELABORAR PROTOCOLO

O nosso primeiro trabalho foi a elaboração de um protocolo de utilização do escâner 3D e do *software PET* em clínicas médicas que serve como um manual instrucional para o grupo de pesquisa de Modelagem e Simulação de Biomateriais da Faculdade UnB Planaltina (FUP).

Por fim, realizamos o teste inicial para o procedimento de escaneamento de uma mama real, elaborando o modelo virtual da prótese mamária a partir de um conjunto de imagens obtidas com o escâner 3D.

O objetivo desta fase foi aprender a instalar, montar e utilizar todos os equipamentos. O protocolo é o resultado desse processo de aprendizagem.

4.2 SEGUNDO PASSO: SUBMETER PROJETO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA COM SERES HUMANOS.

As pesquisas envolvendo seres humanos devem atender às exigências éticas e científicas fundamentadas na Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS). A eticidade da pesquisa implica em: (a) respeito ao participante; (b) comprometimento com o máximo de benefícios e o mínimo de riscos; (c) garantia de que danos pre-

visíveis serão evitados; (d) relevância social da pesquisa [46]. Antes de iniciar qualquer pesquisa com seres humanos é necessária a elaboração de uma proposta de trabalho orientada por estes princípios. A proposta deve ser submetida a um dos comitê de ética entre os listados no endereço eletrônico do Sistema Nacional de Informações sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (SISNEP) ¹.

Também buscamos uma clínica médica interessada em acolher a proposta deste trabalho para realização da pesquisa de campo.

4.3 TERCEIRO PASSO: AQUISIÇÃO DE IMAGENS

Essa seção abordará a metodologia de digitalização no ambiente hospitalar. Inicialmente realizamos uma visita técnica ao consultório médico onde a pesquisa foi desenvolvida.

Também foram analisadas as condições de transporte do equipamento, autorizações para deslocamento do equipamento para a clínica médica, bem como as condições técnicas para o funcionamento no consultório médico.

Após a realização do pré-teste iniciamos a coleta de imagens das pacientes participantes em várias posições. São necessários três ou mais escaneamentos em posições diferentes de cada paciente, condição necessária para a construção de um modelo final 3D completo após o tratamento das imagens adquiridas pelo escâner 3D utilizando o *software PET*.

As participantes da pesquisa foram selecionadas seguindo alguns critérios éticos de exclusão referente a alterações, como: lactação, gestação, presença de nódulos ou alterações na pele, como por exemplo, cicatrizes de cirurgias prévias. Mama normal, de tamanho médio a grande e idade de 20 a 45 anos foram critérios considerados pela equipe médica parceira para inclusão das pacientes nesta pesquisa.

Antes do procedimento de digitalização, as pacientes do ambulatório ginecológico do Hospital Universitário de Brasília foram convidadas a participarem da pesquisa pela Professora Doutora Ceres Nunes Resende Oyama.

¹Endereço eletrônico do SISNEP: <http://portal2.saude.gov.br/sisnep/>

Após os esclarecimentos iniciais previstos, as pacientes receberam informações detalhadas sobre o projeto de pesquisa pela pesquisadora responsável (autora desta dissertação). As pacientes aptas a participarem da pesquisa assinaram os seguintes termos: TCLE (Termo de consentimento livre e esclarecimento) e o TCDUI (Termo de cessão de direito de uso da imagem).

No planejamento inicial estava previsto o recrutamento de até três pacientes para o processo de escaneamento 3D, mas realizamos o procedimento de aquisição de imagens 3D para oito pacientes até conseguirmos uma imagem satisfatória para a composição do modelo final. A duração total do procedimento para cada paciente foi de aproximadamente 10 minutos.

As pacientes não foram identificadas durante a pesquisa e não tiveram o rosto digitalizado durante o procedimento. Realizamos a captura de imagem apenas da região peitoral, conforme previsto nos esclarecimentos e termos assinados.

A seguir, resumiremos a metodologia do escaneamento a ser realizada dentro do hospital.

Metodologia da Digitalização:

- a) Número de participantes: 08 (oito) pacientes do ambulatório ginecológico do Hospital Universitário de Brasília foram selecionadas para a digitalização e as imagens da mama da paciente H foram escolhidas para composição do modelo final.
- b) Critérios éticos de inclusão: As participantes da pesquisa apresentavam mama normal de tamanho médio a grande, idade de 20 a 45 anos, independente de raça, paridade e se amamentou ou não.
- c) Critérios éticos de exclusão: Gestantes, lactantes, cicatrizes de cirurgias prévias e presença de nódulos ou alterações na pele.
- d) Duração do procedimento de captura de imagens: aproximadamente 10 minutos.

- e) Marcas de referência: Sob supervisão médica foram realizadas marcas de referência com caneta a base de água nas mamas das pacientes, conforme [22]. As marcas têm o objetivo de orientar a elaboração do modelo, por isso foram realizadas de forma simples e conforme a necessidade de composição do modelo. Depois do procedimento as marcas foram retiradas pela própria paciente.
- f) Técnica: Os escaneamentos foram realizados com a paciente sentada nas seguintes posições: (i) Ortostática frontal ², (ii) Ortostática lateral esquerda e (iii) Ortostática lateral direita. Não realizamos a aquisição de imagens da paciente na posição deitada por falta de mobilidade do escâner 3D no consultório, conforme [19].
- g) Imagens 3D: para cada paciente produzimos pasta com o conjunto de imagens e arquivos fontes originais adquiridos que fora disponibilizado ao grupo de Modelagem e Simulação de Biomateriais da FUP.

4.4 QUARTO PASSO: ELABORAR MODELOS

O conjunto de imagens originais, adquiridas através do escâner 3D, passaram, nesta etapa, primeiro por um pré-processamento com o objetivo de correção de buracos e imperfeições utilizando as ferramentas *Select by rectangle* e *Select by bezier* para selecionar as regiões a serem corrigidas. Delimitamos o contorno da mama no modelo a partir dos marcadores de referência, conforme [22].

Em seguida, para cada paciente, produzimos um modelo virtual de mama a partir do conjunto de imagens pré-processadas, utilizando o *software PET*. O modelo final possui 200 vértices para facilitar o tempo de processamento e análise dos resultados do simulador.

²Posição em pé.

4.5 QUINTO PASSO: DEFORMAÇÃO E SIMULAÇÃO

Os modelos de mama elaborados foram inseridos na plataforma de simulação FFM. No decorrer da pesquisa testamos a estabilidade do simulador e produzimos um manual de utilização ambientado na deformação da mama sob influência da gravidade.

A plataforma de Simulação FFM foi desenvolvida em C++ [29], usando uma interface gráfica tridimensional Glut³. Mais informações sobre a plataforma estão disponíveis no manual produzido, ver apêndice C deste trabalho.

Como etapa final foi realizada a compressão da superfície do modelo através do aumento gradual da aceleração da gravidade, conforme [19]. Um algoritmo de 'descompressão' também foi aplicado para testar a reversibilidade do modelo [2], do método e do simulador para matriz variável.

Parâmetros de Análise

Para validação da plataforma de simulação FFM foram comparados o modelo de mama real antes e depois do processo de deformação, compressão e descompressão pela ação da gravidade.

A compressão foi realizada para 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 20, 30, 50, 80 e 100 iterações, que correspondem a quantidade de passos necessários para chegar na deformação final variando a gravidade de 0 a 10 m/s².

A fim de avaliar o algoritmo de deformação foram determinadas inicialmente as distâncias DT_i entre cada vértice do modelo real de mama antes do processo de deformação, coordenadas $\vec{r}_i = (x_i, y_i, z_i)$ e depois do processo de deformação, coordenadas $\vec{R}_i = (X_i, Y_i, Z_i)$ [62]. Assim, a DT_i é definida como:

$$DT_i = \sqrt{(x_i - X_i)^2 + (y_i - Y_i)^2 + (z_i - Z_i)^2} \quad (4.1)$$

Por fim, o parâmetro de interesse foi o valor médio de DT_i , \overline{DT} , onde foram retiradas da média os vértices onde DT_i é precisamente zero, que correspondem aos vér-

³Versão livre e gratuita da plataforma OpenGL [61].

tices que ficam presos durante o processo de deformação, a base do objeto, como será mostrado no capítulo seguinte.

O resultado esperado é que o modelo retorne à posição inicial após o processo de compressão e descompressão devido a gravidade.

Uma das maneiras de estimar a dispersão dos valores medidos a partir de um conjunto de dados em torno da sua média é através da variância. O desvio padrão σ é igual à raiz quadrada da variância e é igualmente um modo de medir a dispersão dos valores em torno da sua média, expressa do seguinte modo:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (DT_i - \overline{DT})^2} \quad (4.2)$$

Utilizamos o desvio padrão para uma avaliação quantitativa da dispersão das medidas, conforme [62].

Capítulo 5

RESULTADOS E DISCUSSÃO

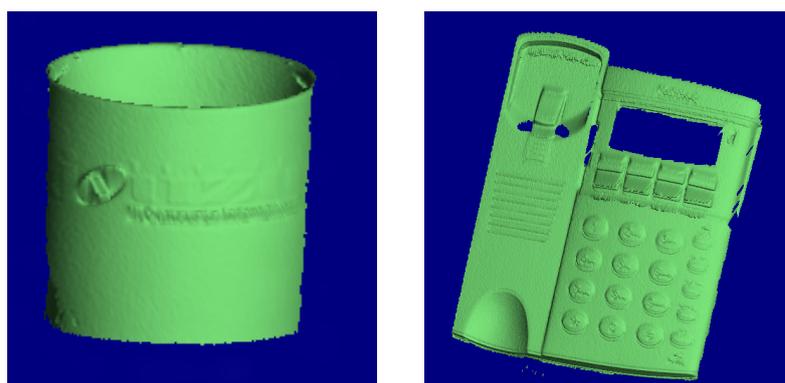
A seguir abordaremos os resultados e apresentaremos uma discussão referente ao desenvolvimento desta pesquisa que tem por objetivo final a aquisição e deformação de modelos de mamas em tempo real.

5.1 PROTOCOLO DE DIGITALIZAÇÃO 3D EM CLÍNICAS MÉDICAS

O processo de aprendizagem de utilização das ferramentas de escaneamento tridimensional foi iniciado com a instalação dos aplicativos *setup*, *hdd32* e *ratok*, que correspondem, respectivamente, ao executáveis do *software PET*, da chave *HASP* e do cabo SCSI/USB. O *software PET* é responsável pela captura e edição de imagens, a chave *HASP* funciona como uma licença do programa e o cabo SCSI/USB realiza a conexão entre o escâner 3D ao computador utilizado.

Após verificado o perfeito funcionamento dos equipamentos e *software*, seguindo as instruções contidas no protocolo, realizamos a digitalização inicial de alguns objetos (ver figura 5.1), como por exemplo, uma caneca, um telefone e uma prótese mamária, observando condições de iluminação, distância escâner-objeto e fundo da imagem.

No Laboratório de Computação Científica, realizamos a aquisição da imagem dos objetos anteriores e para estudo da reconstituição, a prótese da mama foi o objeto es-



(a) Caneca.

(b) Telefone.

Figura 5.1: Teste inicial de digitalização com objetos.

colhido por se aproximar das necessidades previstas para o procedimento de aquisição e edição de imagens reais da mama.

5.1.1 Modelo Virtual de uma Prótese mamária

A prótese mamária foi escaneada a partir de vários ângulos para identificar posições que facilitam a reconstituição tridimensional do objeto, várias distâncias em relação ao escâner para identificar um bom foco e condições de iluminação. Também realizamos uma previsão para o tempo necessário para o escaneamento e edição das imagens para elaboração do modelo final.

A seguir iremos apresentar os resultados da digitalização inicial da prótese mamária com o objetivo de elaboração de um modelo virtual tridimensional.

A prótese mamária foi colocada na posição decúbito dorsal, ou seja, deitada com barriga voltada para cima. Primeiro realizamos o escaneamento da parte inferior e depois superior, figuras 5.2 (a) e (b), trocando manualmente o objeto de posição sobre a mesa.

A figura 5.2 mostra passo a passo o processo de reconstituição do modelo virtual de uma prótese mamária. As figuras (5.2 a) e (5.2 b) apresentam imagens válidas da prótese na posição a partir de duas perspectivas. Em seguida, utilizando o *software* no pós-processamento das imagens escaneadas, as figuras (5.2 a) e (5.2 b) foram mescladas formando um objeto tridimensional com as características originais, figura (5.2 c).

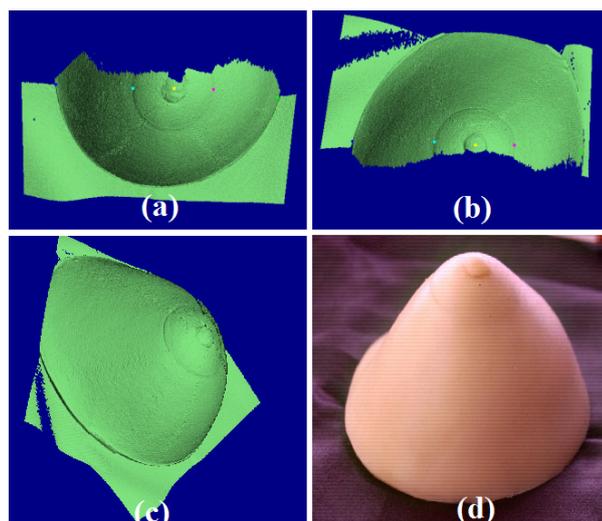


Figura 5.2: Resultado da digitalização tridimensional de uma prótese mamária: (a) e (b) mostram imagens adquiridas na posição decúbito, (c) mostra o resultado da mesclagem das duas imagens anteriores e (d) fotografia da prótese realizada com câmera digital.

Por fim o fundo foi mesclado ao fundo do objeto, formando um objeto fechado, necessário para uso na plataforma de simulação (não mostrado na figura 5.2).

Com ajuda do *software* é possível alterar o modo de visualização da imagem de textura esverdeada para visualização do conjunto de vértices e faces de uma malha tetraédrica (ver figura 5.3) utilizada para criar o modelo volumétrico. A variação entre as texturas possibilita melhor edição das imagens. Também há a possibilidade de exportação dos vértices que viabiliza aplicações das imagens em outros *softwares*, como por exemplo, .obj para a plataforma de simulação FFM para deformações de tecidos moles.

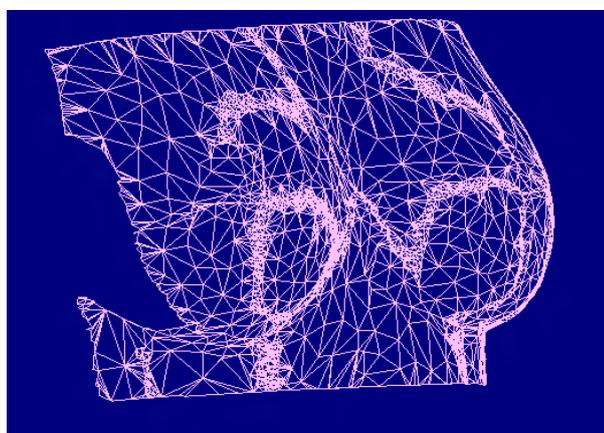


Figura 5.3: Malha tetraédrica da Paciente F com 2944 vértices.

A qualidade da imagem escaneada dependerá da intensidade luminosa e da tonali-

dade da base ou fundo. Lembre-se de escolher cores que contrastam, pois dependendo da má escolha o escâner reconhece o fundo como parte do objeto. No Laboratório de Computação Científica adotamos a opção de ajuste automático da intensidade para contornar o problema da fotossensibilidade do escâner.

A seguir iremos mostrar passo a passo o processo de escaneamento e edição das imagens da prótese mamária até a composição do modelo final.

Para ilustrar o escaneamento, a prótese foi posicionada a um metro de distância da lente do aparelho (*wide 8 mm*). Ao clicar no botão *Scan*, aparece na segunda janela (ver figura 5.4) uma imagem com diferentes cores que representam a aproximação da prótese mamária. As regiões em vermelho estão mais próximas da lente conforme escala apresentada na segunda janela de visualização, a direita.

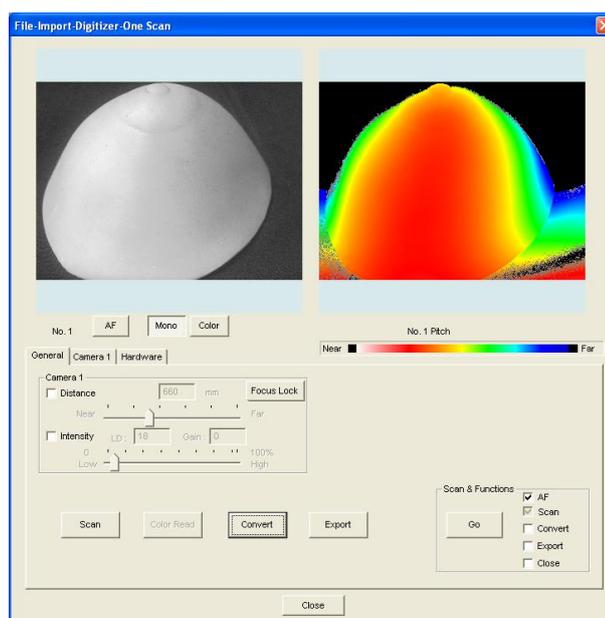


Figura 5.4: Prótese mamária visualizada na janela de digitalização.

Em seguida, pressione o botão *Convert* para salvar a imagem escaneada no formato CDM do programa. Posteriormente, aparecerá na tela a imagem escaneada da parte inferior da prótese, figura 5.5.

Para reconstituição de uma imagem 3D da prótese mamária se faz necessário repetir esse processo para a parte superior.

Para gerar um modelo 3D será necessário girar uma das imagens, para isso acesse a ferramenta *Registration*, ou siga o comando: *Build > Registration > Initial > Manual*, para

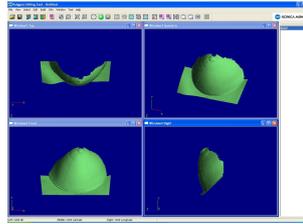


Figura 5.5: Mama inferior.

selecionar pontos em comum entre as duas imagens, ver figura 5.6.

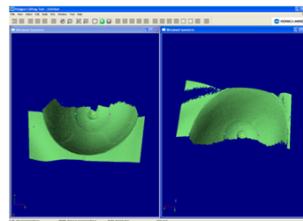


Figura 5.6: Janela para unir as imagens.

Os pontos em comum deverão ter a mesma cor correspondente, sendo possível arrastá-los pressionando o botão esquerdo do mouse. Para realizar a sobreposição basta clicar na área azul com o botão direito do mouse. Aparecerá uma janela com a questão *Proceed to registration?* e as opções *Ok*, *Retry* e *Cancel*. Ao pressionar a opção *Ok* aparecerá a janela inicial do programa com a sobreposição de duas imagens, ver modelo da prótese na figura 5.7.

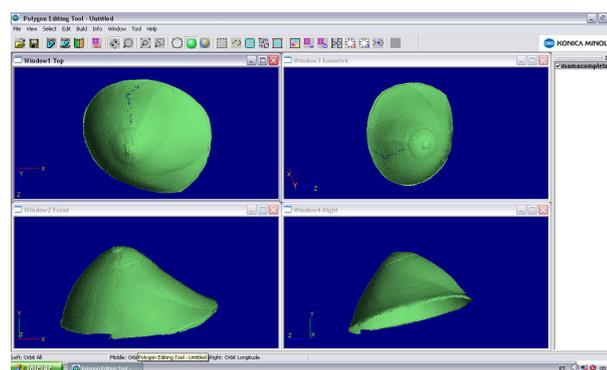


Figura 5.7: Modelo de prótese mamária.

Para mesclar as duas imagens sobrepostas basta utilizar a ferramenta *Merge* para formar um único elemento apenas.

Para composição do modelo virtual final da prótese mamária precisaremos corrigir algumas imperfeições do modelo anterior, como: tampar buracos, alisar o relevo,

colocar plano de fundo para compor um objeto final fechado, triangularizar a malha e reduzir a quantidade de vértices até chegarmos ao modelo virtual final da prótese mamária, ver figura 5.8. Demais informações sobre as principais ferramentas do *software* e suas funções encontraremos disponíveis no apêndice A.

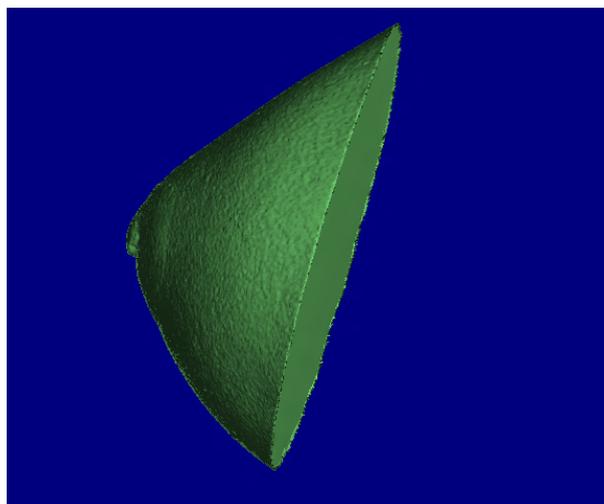


Figura 5.8: Modelo virtual fechado de uma prótese mamária.

5.2 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)

Paralelo ao processo de elaboração do protocolo de digitalização 3D em clínicas médicas realizamos:

- i) A consulta ao endereço eletrônico do Sistema Nacional de Informações sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (SISNEP)¹ mostrou duas possibilidade de CEPs na Universidade de Brasília: um localizado na Faculdade de Ciências da Saúde (FS) e outro na Faculdade de Medicina (FM). Escolhemos o CEP-FS devido a maior aceitabilidade de projetos multidisciplinares que envolvam pesquisadores de diversas áreas de formação.
- ii) A escolha do CEP-FS conduziu a busca do Hospital Universitário de Brasília (HUB) como clínica médica parceira. Ao mesmo tempo da produção da documentação ao CEP, buscamos também no HUB um médico parceiro no ambu-

¹Endereço eletrônico do SISNEP: <http://portal2.saude.gov.br/sisnep/>

latório ginecológico e obstétrico para a realização do projeto, nossa melhor opção de busca por uma clínica médica.

- iii) Por coincidência, a professora responsável pela pesquisa no HUB, Dra. Ceres Nunes Resende Oyama, possui experiência com projetos de pesquisas que envolvem seres humanos, e por isso a mesma se prontificou a orientar na elaboração do projeto de pesquisa apresentado ao CEP, bem como na elaboração do TCLE, TCDUI e de toda a documentação necessária. Dado o interesse em colaborar, a pesquisadora foi convidada para coorientar este trabalho.
- iv) Ao entrar em contato com a Diretoria Adjunta de Ensino e Pesquisa (DAEP) do HUB, verificamos a necessidade de vasta documentação.
- v) O projeto foi registrado no SISNEP e toda a documentação foi encaminhada a DAEP/HUB e posteriormente ao CEP/FS.

Dado o apoio na revisão da documentação, a aprovação do projeto pelas duas instâncias foi consideravelmente rápida. Na elaboração da documentação foram gastos cinco meses, e após o encaminhamento e registro no CEP/FS, aguardamos um mês até a aprovação final da proposta.

Após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico científico, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde aprovou o projeto 144/11 denominado 'Abordagem inicial da aquisição e deformação de modelos de mamas em tempo real' do qual este procedimento faz parte, na 9ª reunião ordinária realizada no dia 09 de novembro de 2011, conforme Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde (MS) ². Depois deste período demos início ao desenvolvimento prático do trabalho na área de Modelagem e Simulação de Biomateriais, conforme será especificado nas seções seguintes.

²Resoluções do CNS/MS no site: http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/reso_96.htm

5.3 AQUISIÇÃO DE IMAGENS 3D DE MAMAS REAIS

Após deliberação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde, e com o protocolo de aquisição de imagens 3D elaborado, iniciamos a aquisição de imagens da geometria externa da mama de pacientes, no primeiro semestre de 2012, com apoio da equipe médica do ambulatório ginecológico e obstétrico do Hospital Universitário de Brasília.

Realizamos primeiro uma visita técnica ao ambulatório. Nessa visita tivemos por objetivo conhecer o consultório médico em que o nosso equipamento seria instalado. Ficamos atentos à quantidade e ao tipo de tomadas dos espaços, sendo necessário levar extensão e até adaptadores. Constatamos que a iluminação no local não era a mais adequada.

Na próxima subseção apresentaremos todo o percurso do nosso trabalho no ambiente hospitalar até a elaboração do modelo virtual tridimensional de uma mama real adequado para implementação na plataforma de simulação. As dificuldades encontradas nesse percurso favoreceram o domínio da técnica de escaneamento e modelagem.

5.3.1 Digitalização Hospitalar

Devido ao fluxo de consultas, quando baixo, perdíamos a oportunidade de realizar mais medidas por falta de pacientes. A desistência em participar do processo, no início da tarde, está relacionada ao tempo de espera para aguardar que o equipamento fosse montado; e no fim de tarde, está relacionada aos problemas de congestionamento na cidade, por isso as pacientes precisavam antecipar o retorno para casa, não podendo aguardar o procedimento.

Apesar do consultório utilizado para o experimento ser o maior do ambulatório, o espaço ainda é pequeno para posicionar a paciente, escâner e pesquisador. O ambiente era escuro e sem ventilação. Adaptar a distância focal de 1 metro entre a paciente e o aparelho foi uma tarefa difícil, além de conseguir uma altura adequada. No La-

boratório de Computação Científica tínhamos uma boa mobilidade dos tripés, já no consultório perdemos essa condição e por isso tivemos que pedir que a paciente se sentasse na maca para utilizar a parede fosca como fundo.

No caso da digitalização da prótese mamária, haviam condições perfeitas naturais de luminosidade do ambiente e estávamos tratando de um objeto estático. Já no consultório, as próprias condições de movimentação do tórax durante a respiração provocava mudança significativa na imagem.

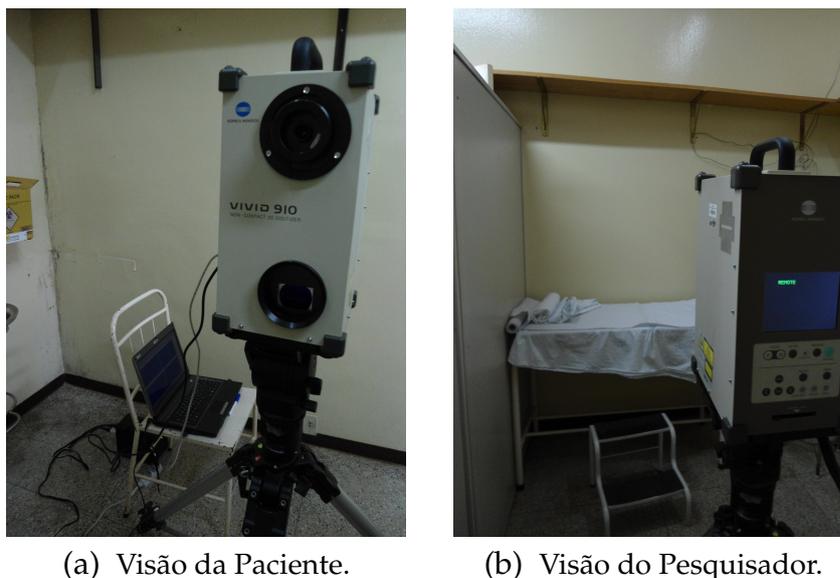
Até o domínio das condições do consultório refizemos o procedimento de escaneamento com oito pacientes até atingirmos a qualidade do modelo final. Por isso, os prazos para a realização das medidas de campo foram estendidos.

Após esclarecimento inicial, pela Dra. Ceres, as pacientes foram direcionadas para o consultório em que se encontrava os equipamentos, para terem melhores explicações sobre a digitalização pela pesquisadora responsável. Os termos TCLE e TCDUI foram lidos junto com as candidatas e, após consentimento, assinados. O procedimento de digitalização demorou aproximadamente 10 minutos.

Foram marcados pontos de referência com caneta para demarcação cirúrgica à base de água nas mamas das pacientes com o objetivo de orientar a elaboração e construção do modelo durante a sobreposição de imagens adquiridas no *software*.

Devido ao pequeno espaço no consultório não conseguimos ter a total mobilidade do tripé do equipamento, por isso posicionamos o escâner a um metro de distância de uma maca, na qual as pacientes ficaram sentadas. As fotografias 5.9 apresentam o posicionamento do escâner no ambulatório.

Estava previsto o escaneamento das mamas das paciente nas posições: (i) Ortostática, (ii) Decúbito dorsal e (iii) Decúbito lateral, esquerda e/ou direita, conforme posicionamento do escâner 3D no consultório. Mediante a grande diferença de deslocamento das imagens nas posições ortostática e decúbito durante a sobreposição realizamos o tratamento das imagens adquiridas a partir da posição ortostática frontal, ortostática lateral esquerda e ortostática lateral direita. As imagens capturadas possuem textura diferente do objeto real capturado, mantendo a privacidade da paciente.



(a) Visão da Paciente.

(b) Visão do Pesquisador.

Figura 5.9: Posicionamento do Escâner no ambulatório.

Na aquisição de modelos de mamas de pacientes reais o domínio da técnica de digitalização e utilização do *software* foram aperfeiçoados, pois foram encontradas dificuldades durante a captura de imagens que serão discutidas a seguir.

Em primeiro lugar, no consultório nos deparamos com o espaço limitado para posicionamento do escâner 3D e paciente, que deveriam estar a uma distância de 1 metro, conforme foco da lente selecionada para o procedimento, e com altura compatível, por isso usamos uma maca hospitalar para as pacientes se sentarem além de tornarem o procedimento de digitalização mais confortável e mais estático.

Em segundo, a luminosidade do ambiente hospitalar era desfavorável para o processo de digitalização, logo foi necessário definir um ajuste da intensidade para ser realizar a captura das imagens no local.

Em terceiro, a captura de imagens de pacientes reais, apesar do tempo de aquisição de uma imagem ser de até 15 segundos, apresentam movimento referente à postura e respiração. Passamos a orientar as pacientes sobre essas dificuldades e pedimos que não se movimentassem e que controlassem o movimento respiratório durante o procedimento.

Em quarto, a movimentação do tórax durante a respiração faz com que as imagens tenham falhas que precisam ser eliminadas, o que dificulta mais o processo de edição

das imagens para composição do modelo final.

Em quinto, incentivar pacientes a colaborarem com a pesquisa. Inicialmente o projeto de pesquisa foi apresentado informalmente às pacientes pela equipe médica e posteriormente foram prestados esclarecimentos pela pesquisadora responsável, e por fim os termos foram assinados pelas pacientes interessadas em colaborar. Vale destacar que foi de fundamental importância o apoio da equipe médica e enfermeiras para o encaminhamento da pesquisa de campo, em especial, o trabalho prestado pela Dra. Ceres.

A seguir apresentaremos as medidas de campo e os resultados de cada coleta de dados.

5.4 ELABORAÇÃO DOS MODELOS VIRTUAIS DA MAMA DAS PACIENTES

Nessa seção abordaremos as etapas realizadas para a construção de modelos geométricos da anatomia externa da mama das pacientes no *software Polygon Editing Tool* com base em imagens 3D adquiridas pelo escâner 3D.

No apêndice A tratamos detalhadamente o processo de aquisição e de edição das imagens, sendo que esta seção está relacionada à elaboração do modelo de objeto final que deverá ser inserido na plataforma de simulação FFM.

A imagem da geometria externa da mama é determinada através de técnicas de escaneamento tridimensional [11] [12]. Esse escaneamento oferecerá como resultado uma superfície tridimensional, composta por vértices e polígonos (faces), utilizada para criar um modelo volumétrico.

O *software PET* possibilita a visualização e a edição das imagens digitalizadas. Durante o processo de edição teremos que nos atentar à qualidade da imagem adquirida e aos procedimentos, apresentados a seguir, necessários para a elaboração do modelo.

- a) Primeiro passo: utilizar a ferramenta *Select by rectangle* para delimitar a região da mama em que se deseja modelar a partir dos marcos anatômicos realizados.

- b) Segundo passo: usar a ferramenta *Fill Holes Auto* para tampar os buracos existentes na malha e fechar o objeto.
- c) Terceiro passo: para mudar a malha de quadrangular para triangular acessaremos os menus *Build > Triangulate > Elements*.
- d) Quarto passo: precisaremos reduzir a quantidade de vértices seguindo os menus *Build > Subsample > Adaptively > Elements* para a quantidade desejada.
- e) Quinto passo: para gerar o arquivo com extensão *.obj* acesse os menus *File > Export > Elements*.

As imagens da mama das pacientes foram digitalizadas na posição em pé apenas, pois encontramos dificuldade de realizar a aquisição de imagens na posição deitada, devido ao posicionamento do escâner 3D no consultório. O conjunto de imagens das pacientes foram editados e o modelo virtual fechado da mama da paciente H foi implementado na plataforma de simulação. A seguir apresentaremos os modelos virtuais elaborados a partir da mama das pacientes, ver modelos finais [5.10](#).

Os passos dados para edição do modelo da paciente H no *software PET* estão disponíveis para visualização na multimídia que acompanha este trabalho, ver apêndice [D](#). Depois do domínio da técnica de modelagem o tempo necessário para edição de uma imagem foi de aproximadamente 15 minutos.

Para inserir o modelo na plataforma de simulação percebemos que a delimitação da posição de corte da mama é muito importante. Para isso precisamos deixar a mama paralela ao plano xz como se a paciente estivesse deitada para depois realizar o corte e por fim fechar o objeto.

A partir do modelo final elaborado é possível exportar arquivos em vários formatos, como: Wavefront (*.obj), DXF (*.dxf), ASCII (*.asc), STL Binary (*.stl), STL ASCII (*.stl), MGF (*.mgf), VRML 1.0 (*.wrl), VRML 2.0 (*.wrl) e Softimage (*.hrc) para elementos e JPEG (*.jpg), TIFF (*.tif), BMP (*.bmp) e PPM/PGM (*.ppm) para visualização das imagens digitalizadas que contribuíram para gerar o modelo final.

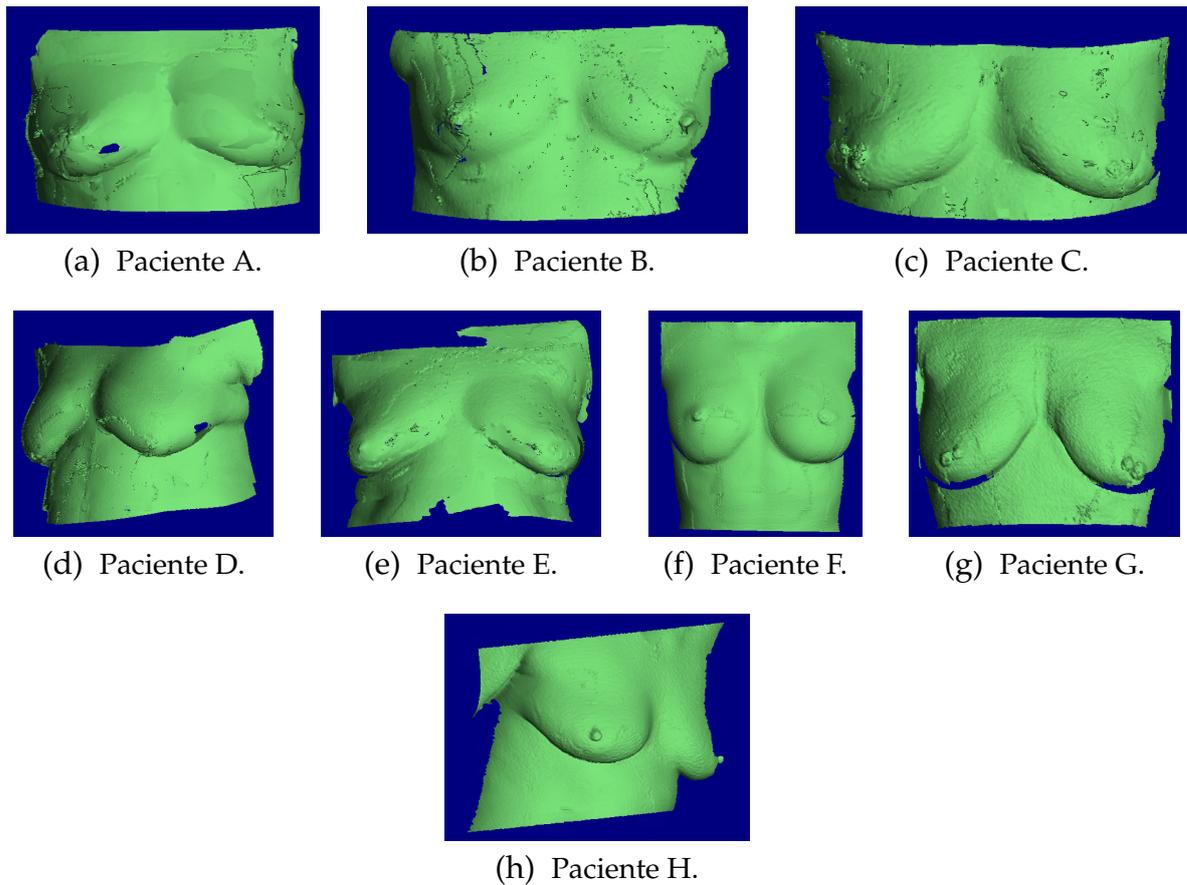


Figura 5.10: Modelos finais elaborados.

No formato Wavefront (*.obj) os dados gerados representam a geometria tridimensional do objeto escaneado com os vértices e faces da malha tetraédrica ou triangular do elemento. Iremos usar esse tipo de exportação para visualizar o modelo fechado na plataforma de simulação.

Os arquivos .obj possuem informações completas do volume do objeto convertendo a malha em coordenadas tridimensionais para o números de vértices e faces. Para interpretação dos resultados nos atentamos as atribuições de X, Y e Z para os vértices. O arquivo gerado no *software PET* estava paralelo ao plano XZ, como se a paciente estivesse deitada, devido as condições de fixação da base do objeto na plataforma.

5.5 DEFORMAÇÃO DA MAMA NA PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO FFM

Nessa seção realizaremos a deformação do modelo de mama elaborado na plataforma de simulação FFM.

Para validação da deformação de modelos de mama em tempo real serão necessários pré-processamento do conjunto de vértices gerados pelo escâner 3D, durante a aquisição das imagens, de forma a diminuir o número total de dados do nosso modelo. O modelo da mama da paciente H foi transformado em um objeto fechado, ver figura 5.11, por estarmos lidando com deformações que visam a preservação do volume e o arquivo .obj do objeto gerado foi implementado na plataforma de simulação FFM.

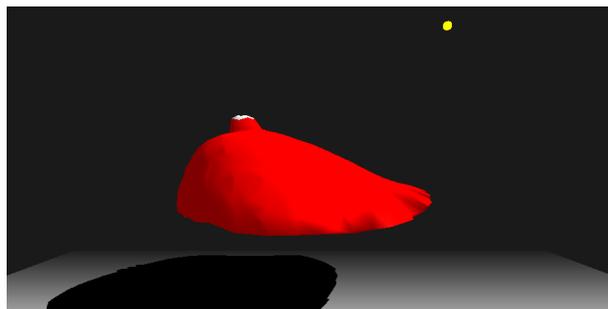


Figura 5.11: Modelo virtual fechado da mama direita da paciente H na Plataforma de Simulação FFM.

Seguindo as instruções do manual do simulador (Apêndice C), para inserção do modelo na plataforma de visualização, delimitamos a região a ser fixada de 8%, a partir do nível inferior, para fixarmos a base do modelo. Em seguida realizamos atribuição de parâmetros físicos do biomaterial. Utilizamos a atribuição de 48 kPa no simulador para o módulo de Young [48], utilizamos o Coeficiente de Poisson do material de 0,5 devido à conservação do volume [19] e a densidade do fluido utilizada é de 1000 kg/m³ comparada a densidade do sangue ou da água.

Um objeto deformado é definido pelo objeto inicial não deformado, podendo ocorrer a deformação a partir do objeto inicial (matriz constante) ou do objeto após a sua última deformação (matriz variável). Por isso, avaliamos a diferença do retorno da deformação para diferentes números de iterações para matriz variável.

A partir dos arquivos .obj gerados foi realizado tratamentos estatísticos de comparação tridimensional entre a mama inicial e mama submetida aos efeitos da gravidade (compressão e descompressão) e deformação, comparando apenas os vértices. A aplicação de técnicas estatísticas aos dados gerados foram feitos normalmente com o intuito de conhecer a média e o desvio padrão tridimensional entre as deformações e iterações.

Deformamos o modelo apenas sob a influência da gravidade para testar a estabilidade da plataforma de simulação. A cada nova deformação e retorno geramos outro arquivo .obj para compararmos com o modelo inicial. Em nosso trabalho iremos comparar apenas as coordenadas 3D dos vértices.

Se x_i , y_i e z_i são atribuições para o modelo inicial e X_i , Y_i e Z_i para o modelo deformado, então a distância tridimensional (DT_i) entre cada vértice no espaço é dada pela equação 4.1.

Durante o refinamento dos dados retiramos as atribuições zero para distância tridimensional (DT_i) e calculamos a média e o desvio padrão das distâncias tridimensionais entre o modelo real e o gerado após a retirada dos efeitos da aceleração da gravidade. Realizamos o mesmo procedimento anterior para diferentes números de iterações e geramos os seguintes gráficos com escala logarítmica, ver figuras 5.12 e 5.13 dos gráficos.

Durante o procedimento percebemos que a simulação é melhor para número de iterações maiores e também para um maior número de iterações, como era esperado. Temos um menor tempo de processamento da simulação para número de iterações pequenos, enquanto teremos um aumento no processamento da simulação à medida que o número de iterações cresce.

Ambos os gráficos possuem um comportamento similar, em que para o aumento das iterações tanto a média quanto o desvio padrão possuem curvas de conformação logarítmica, concavidade para cima e assintota horizontal. Nos gráficos, à medida que o número de iterações cresce temos uma redução do erro médio da deformação que é descrito na figura 5.14. Nesse caso, estamos verificando o quanto o modelo deformado,

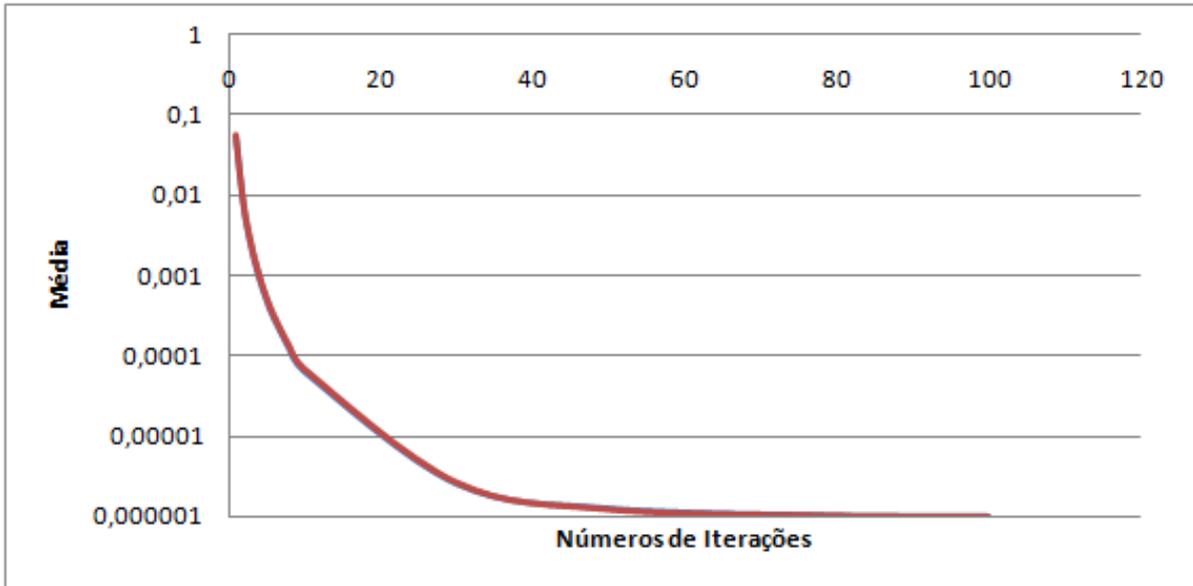


Figura 5.12: Média da Distância Tridimensional.

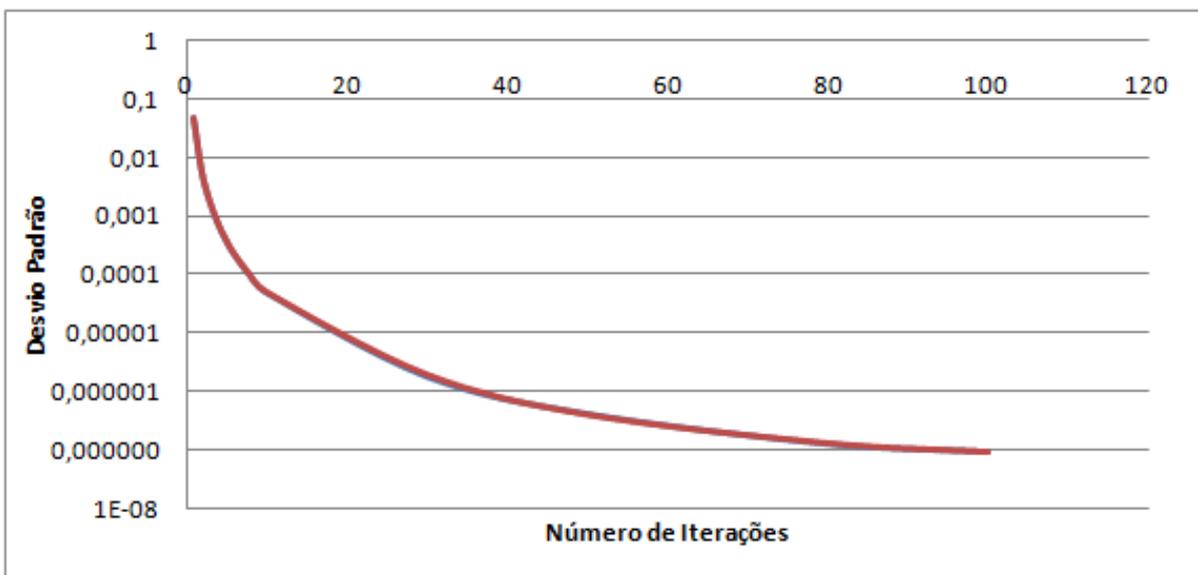


Figura 5.13: Desvio Padrão da Distância Tridimensional.

com 1000 vértices, se aproxima do modelo inicial após o retorno para esse estado. Com esses resultados podemos afirmar que o método fibra-fluido foi eficiente para o nosso processo de deformação.

A figura 5.14 apresenta a distribuição espacial do erro médio no processo de deformação para cada face. Explicando melhor, para cada face foi calculado o valor médio DT_i relativo aos três vértices, dado que a malha é triangular, após o processo de deformação.

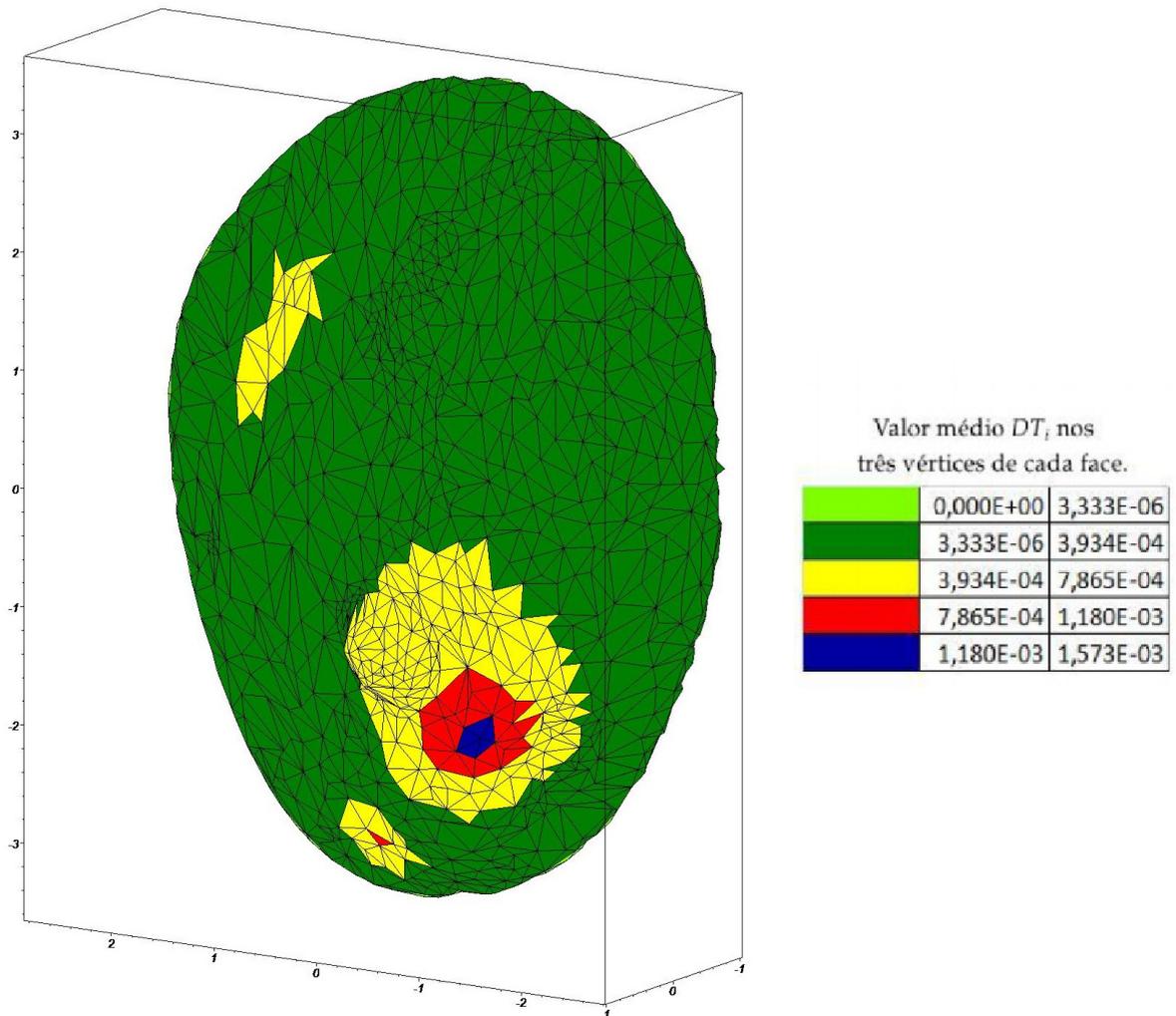


Figura 5.14: Erro médio no processo de deformação para cada face comparando a diferença entre os vértices do modelo inicial e o modelo final (após a deformação e retorno para o estado inicial).

Capítulo 6

CONCLUSÃO

Neste trabalho realizamos uma abordagem inicial para aquisição, modelagem e deformação de modelos de mama de pacientes reais.

O projeto de pesquisa foi analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília para execução das atividades de campo no Hospital Universitário de Brasília.

Durante a pesquisa validamos o uso do escâner 3D para aquisição de imagens da mama de pacientes reais. Um total de 8 (oito) pacientes participaram da pesquisa. Com o aparelho foi possível alcançar resultados satisfatórios, sendo a técnica de aquisição de imagens aplicável em clínicas médicas e com seres humanos. O *software Polygon Editing Tool* foi utilizado para o processo de composição dos modelos finais da mama de cada paciente. O domínio da técnica de digitalização possibilitou a geração do modelo geométrico e tridimensional da geometria externa individual da mama de cada paciente composta de vértices e faces.

Os processos foram documentados na multimídia instrucional que acompanha esse trabalho. Esse material servirá como guia prático para pesquisas futuras do Laboratório de Computação Científica, como o projeto 'Realidade virtual e computação gráfica para o auxílio na localização, diagnóstico, diferenciação e cirurgia guiada por imagem em câncer de mama'.

Por fim, realizamos a deformação do modelo da mama da paciente H na plataforma de simulação do método fibra-fluido. A Plataforma de Simulação FFM possui quali-

dade para aplicações em tempo real e proporcionou a deformação da superfície do modelo de mama a partir da interação com a gravidade. Este foi o primeiro teste da plataforma com imagens de seres humanos.

As principais contribuições deste trabalho para o grupo de pesquisa são o protocolo de digitalização 3D em clínicas médicas, apresentação da documentação entregue e elaborada ao comitê de ética, manual do simulador e multimídia explicativa sobre o processo de edição de imagens no *software Polygon Editing Tool*.

Durante o desenvolvimento deste trabalho consolidamos o grupo de pesquisa de Modelagem e Simulação de Biomateriais com apoio técnico de uma equipe multidisciplinar. Para o desenvolvimento do projeto contamos com a experiência da Professora Doutora Ceres Nunes Resende Oyama para instituir a pesquisa no ambiente hospitalar e contamos com o apoio do pesquisador Ivan Ferreira da Costa para elaboração do modelo final e implementação na plataforma.

Portanto, este trabalho representa uma grande contribuição para o grupo referente ao domínio da técnica de digitalização e tratamento das imagens, no *software Polygon Editing Tool*, em condições reais de trabalho após deliberação pelo comitê de ética para realização da pesquisa de campo no Hospital Universitário de Brasília.

6.1 TRABALHOS FUTUROS

O domínio da técnica de aquisição de imagens e modelagem favorecerá a composição de modelos virtuais mais próximos do real. Estes modelos, que levam em consideração a característica específica da mama de cada paciente, poderão ser implementados em simuladores de procedimentos cirúrgicos afim de simular, como por exemplo, exames de punção mamária.

Este trabalho de pesquisa é base para o desenvolvimento de tecnologias para simulação e visualização da dinâmica tridimensional de órgãos humanos, e leva em consideração as características específicas de cada paciente, para auxiliar médicos em diagnósticos, cirurgias e treinamento.

A digitalização de futuros pacientes ajudará na composição de consultórios médicos virtuais e atlas anatômicos *3D* interativo para treinamento médico. Além de possibilitar o estudo da fisiopatologia de outras doenças além do Câncer de Mama. Com o domínio dessa técnica é possível realizar a modelagem de demais órgãos humanos, como o coração, o fígado e rins; e estender esse trabalho para estudo da deformação do colo do útero.

O escâner *3D* e o *software Polygon Editing Tool* também poderão ser utilizados para criação de personagens e cenários virtuais reais para jogos. Os equipamentos anteriores, acoplados a uma impressora tridimensional, poderão ajudar na composição de equipamentos industriais até a composição de modelos arco dentário para estudo ortodôntico, que substituirá os frágeis moldes de gesso, a partir da composição de modelos tridimensionais.

Referências Bibliográficas

- [1] R. Balaniuk and I. F. Costa. Lem-an approach for physically based soft tissue simulation suitable for haptic interaction. In *Proceedings of the Fifth Phantom Users Group Workshop*, 2000.
- [2] R. Balaniuk and I. F. Costa. 3d simulation of reconstructive breast surgery. In *2nd Workshop on Computer Assisted Diagnosis and Surgery*, 2006.
- [3] R. Balaniuk, I. F. Costa, and J. Melo. Cosmetic breast surgery simulation. In *VIII symposium on virtual reality*, 2006.
- [4] R. Balaniuk and K. Salisbury. Long elements method for the dynamic simulation of elastic and plastic objects. In *Int. Workshop on Deformable Modeling and Soft Tissue Simulation*. Bonn, Germany, 2001.
- [5] R. Balaniuk and K. Salisbury. Soft-tissue simulation using the radial elements method. In *Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling*. Springer, 2003.
- [6] R. Baumann, D. Glauser, D. Tappy, C. Baur, and R. Clavel. Force feedback for virtual reality based minimally invasive surgery simulator. *Studies in health technology and informatics*, 29:564, 1996.
- [7] C. A. Britez and V. Nogueira. *Inter-relação entre as propriedades ea microestrutura das madeiras*. Princípios da Ciência dos Materiais Aplicados aos Materiais de Construção Civil, São Paulo, 2006.
- [8] W. D. Callister Jr and S. M. S. Soares. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Livros Técnicos e Científicos, 2008.

- [9] C. A. Costa. A saúde da mulher: dor nas mamas, 2008. Disponível em: http://www.drcarlos.med.br/artigo_016.html. Acesso em: 05 de out. 2011.
- [10] I. Costa. A novel deformation method for fast simulation of biological tissue formed by fibers and fluid. *Medical Image Analysis*, 2012.
- [11] I. F. Costa. Bisturis virtuais. *Ciência Hoje*, 40:79–81, 2007.
- [12] I. F. Costa. Simulador para análise de mamogramas e cirurgia guiada por imagem em seios. *Projeto para Edital MCT/CNPq 14/2010 - Universal - Faixa A*, 2010.
- [13] I. F. Costa. Método dos elementos longos (lem), 2011. Disponível em: <http://vsites.unb.br/fup/ivan/metodo.htm>. Acesso em: 29 de set. 2011.
- [14] I. F. Costa and R. Balaniuk. Lem-an approach for real time physically based soft tissue simulation. *Robotics and Automation. IEEE International Conference on*, 3:2337–2343, 2001.
- [15] R. Costa and I. Costa. Deformação de biomembranas com retorno de força para treinamento médico em realidade virtual. *XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica*, 2012.
- [16] S. Cotin and N. Ayache. Modèles anatomiques déformables en temps-réel application à la simulation de chirurgie avec retour d’effort. 1997.
- [17] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation. In *The Visual Computer*, volume 16, pages 437–452. Springer, 2000.
- [18] O. B. da Igualdade de Gênero. Instituto nacional do câncer explica lei da mamografia., 2013. Disponível em: <http://www.observatoriodegenero.gov.br/menu/noticias/instituto-nacional-do-cancer-explica-lei-da-mamografia?searchterm=instituto+nacional+do+c%C3%A2ncer+explica>. Acesso em: 05 de mai. 2013.

- [19] A. del Palomar, B. Calvo, J. Herrero, J. López, and M. Doblaré. A finite element model to accurately predict real deformations of the breast. *Medical Engineering & Physics*, 30(9):1089–1097, 2008.
- [20] P. Delamarche, M. Dufour, M. Passos, and M. da Fonseca Passos. *Anatomia, fisiologia e biomecânica*. 2006.
- [21] H. Delingette, S. Cotin, and N. Ayache. A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation. In *Computer animation.*, pages 70–81. IEEE, 1999.
- [22] D. Djajaputra and S. Li. Real-time 3d surface-image-guided beam setup in radiotherapy of breast cancer. *Medical physics*, 32:65, 2005.
- [23] I. N. do Câncer; Ministério da Saúde. Tipos de câncer: Mama., 2013. Disponível em: <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/tiposdecancer/site/home/mama>. Acesso em: 05 de mai. 2013.
- [24] R. P. Feynman, R. B. Leighton, M. Sands, A. V. R. da Silva, K. R. Coutinho, E. Abdalla, C. B. M. H. Chirenti, M. C. Baldiotti, A. J. R. da Silva, and S. Canuto. *Lições de física de Feynman: edição definitiva*. Bookman, 2008.
- [25] S. Guelcher and J. Hollinger. *An introduction to biomaterials*. Taylor & Francis Group, 2005.
- [26] A. Guyton and B. e. a. Hall, J.E.; tradução de: Martins. *Tratado de fisiologia médica*. 2006.
- [27] T. Halic, S. Kockara, C. Bayrak, R. Rowe, and B. Chen. Soft tissue deformation and optimized data structures for mass spring methods. In *Bioinformatics and BioEngineering, 2009. BIBE'09. Ninth IEEE International Conference on*, pages 45–52. IEEE, 2009.

- [28] L. Han, J. Hipwell, C. Tanner, Z. Taylor, T. Mertzaniidou, J. Cardoso, S. Ourselin, and D. Hawkes. Development of patient-specific biomechanical models for predicting large breast deformation. *Physics in Medicine and Biology*, 57(2):455, 2011.
- [29] S. Holzner. *Borland C++ programação for Windows*. Makron Books, 1995.
- [30] V. Katch, B. Campaigne, P. Freedson, S. Sady, F. Katch, and A. Behnke. Contribution of breast volume and weight to body fat distribution in females. *American journal of physical anthropology*, 53(1):93–100, 1980.
- [31] E. Keeve, S. Girod, and B. Girod. Craniofacial surgery simulation. In *Visualization in Biomedical Computing*, pages 541–546. Springer, 1996.
- [32] U. Kuehnappel, B. Neisius, et al. Cad-based graphical computer simulation in endoscopic surgery. *Endoscopic surgery and allied technologies*, 1(3):181, 1993.
- [33] U. Kühnappel, H. K. Cakmak, and H. Maaß. Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. *Computers & Graphics*, 24(5):671–682, 2000.
- [34] R. S. Lotti, A. W. Machado, E. Mazzeiro, and J. Landre. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial*, 11(2):35–43, 2006.
- [35] J. C. Lucero. Researcherid profile, 2011. Disponível em: <http://www.mat.unb.br/~lucero/>. Acesso em: 28 de set. 2011.
- [36] J. C. Lucero and K. G. Munhall. A model of facial biomechanics for speech production. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106:2834, 1999.
- [37] U. Meier, O. Lopez, C. Monserrat, M. Juan, and M. Alcaniz. Real-time deformable models for surgery simulation: a survey. *Computer methods and programs in biomedicine*, 77(3):183–197, 2005.

- [38] P. Meseure and C. Chaillou. Deformable body simulation with adaptive subdivision and cuttings. In *Proceedings of the WSCG*, volume 97, pages 361–370. Citeseer, 1997.
- [39] K. Minolta. *Measuring instruments.*, 2011. Disponível em: <http://www.konicaminolta.com/instruments/products/3d/non-contact/vivid910/index.html>. Acesso em: 12 de jun. 2011.
- [40] S. Misra, K. Ramesh, and A. Okamura. Modeling of tool-tissue interactions for computer-based surgical simulation: a literature review. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 17(5):463–491, 2008.
- [41] S. Morita, T. Koishi, Y. Kawaguchi, T. Nakaguchi, N. Tsumura, and Y. Miyake. Needle-tissue deformation model using a long element array for real-time insertion simulation, 2013. Disponível em: <https://www.lcsr.jhu.edu/NeedleSteering/Workshop/Morita.html>. Acesso em: 05 de jun. 2013.
- [42] H. M. Nussenzveig. *Curso de física básica-vol. 2, fluidos; oscilações e ondas; calor. Ed Edgard Blücher, RJ, 2002.*
- [43] E. Okuno, I. Caldas, and C. Chow. *Física para ciências biológicas e biomédicas; physics to biological and medical sciences.* pages 291–293 and 406–411. Harbra, 1982.
- [44] L. Pavarini. *Estudo e implementação do método massa-mola para deformação em ambientes virtuais de treinamento médico usando a api java 3d.* 2006.
- [45] L. Pavarini, F. L. S. Nunes, A. Oliveira, L. C. Botega, and A. Bezerra. *Defaplimed—sistema de deformação para aplicações médicas, com base no método massa-mola, utilizando a api java 3d,* 2006.
- [46] C. Resolução. 196/96. *Diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos. Brasília, 10(10), 1996.*

- [47] M. Reyes. Postdoctoral position in medical image analysis. *Institute for Surgical Technology and Biomechanics*, 2011. Disponível em: <http://www.telejob.ch/uploads/advertiser/6262/201110%20Postdoc%20position%20-%20CMFSoftTissue.pdf>. Acesso em: 27 de set. 2011.
- [48] L. Roose, W. De Maerteleire, W. Mollemans, F. Maes, and P. Suetens. Pre-operative simulation and post-operative validation of soft-tissue deformations for breast implantation planning. In *Medical Imaging*, pages 61410Z–61410Z. International Society for Optics and Photonics, 2006.
- [49] J. Scurr, J. White, and W. Hedger. Three-dimensional displacement, velocity and acceleration of the breast during a running gait cycle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(5):221, 2008.
- [50] F. W. SEARS, H. D. YOUNG, and M. W. ZENANSKY. Física 2: mecânica dos fluidos, calor e movimento ondulatório. *Rio de Janeiro: Livros*, 1984.
- [51] T. W. Sederberg and S. R. Parry. Free-form deformation of solid geometric models. In *ACM Siggraph Computer Graphics*, volume 20, pages 151–160. ACM, 1986.
- [52] Simple/3D. 3d scanners, digitizers, and software for making 3d models and 3d measurements, 2011. Disponível em: <http://www.simple3d.com/>. Acesso em: 12 de jun. 2011.
- [53] A. H. B. Siqueira, Adriano Almeida Gonçalves (Pesquisador Responsável); Shigueoka. Simulação do comportamento de materiais altamente deformáveis no revestimento de mãos robóticas. *Projeto de Iniciação Científica, Processo:10/06877-3*, 2010.
- [54] K. Sundaraj, C. Mendoza, and C. Laugier. A fast method to simulate virtual deformable objects with force feedback. In *Control, Automation, Robotics and Vision, 2002. ICARCV 2002. 7th International Conference on*, volume 1, pages 413–418. IEEE, 2002.

- [55] V. Tecnológica. Software ffm-fiber fluid method (método fibra-fluido)., 2013. Disponível em: <http://www.cdt.unb.br/vitrinetecnologica/solucoes/view/id/123>. Acesso em: 10 de abri. 2013.
- [56] L. C. Thuler. Considerações sobre a prevenção do câncer de mama feminino. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 49(4):227–38, 2003.
- [57] E. Vandeweyer and D. Hertens. Quantification of glands and fat in breast tissue: an experimental determination. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 184(2):181–184, 2002.
- [58] K. Waters. A muscle model for animation three-dimensional facial expression. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics*, 21(4):17–24, 1987.
- [59] K. Waters. Physical model of facial tissue and muscle articulation derived from computer tomography data. In *Visualization in Biomedical Computing*, pages 574–583. International Society for Optics and Photonics, 1992.
- [60] Wikiversity. Advanced elasticity/neo-hookean material, 2008. Disponível em: http://en.wikiversity.org/wiki/Advanced_elasticity/Neo-Hookean_material. Acesso em: 05 de nov. 2011.
- [61] R. Wright, B. Lipchak, and N. Haemel. *OpenGL® superbible: comprehensive tutorial and reference*. Addison-Wesley Professional, 2007.
- [62] C. Zyganitidis, K. Bliznakova, and N. Pallikarakis. A novel simulation algorithm for soft tissue compression. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(7):661–669, 2007.

Apêndice A

PROTOCOLO DE DIGITALIZAÇÃO 3D EM CLÍNICAS MÉDICAS

O protocolo tem por objetivo realizar avanços na área de instrumentação para modelagem da geometria externa da mama levando-se em consideração modelos reais adquiridos durante a pesquisa.

Este estudo possibilitou a elaboração do protocolo de utilização do escâner 3D e *software Polygon Editing Tool* em clínicas médicas através do processo de aprendizagem da técnica de digitalização tridimensional.

A seção seguinte foi escrita tomando como referência as dificuldades encontradas no decorrer da pesquisa, não sendo dispensada a utilização do Guia Básico de Operação e o Manual do *software Polygon Editing Tool*, e tem por objetivo ampliar a compreensão do processo de digitalização para o Grupo de Pesquisa de Simulação e Modelagem de Biomateriais.

A.1 ESCÂNER 3D E SOFTWARE POLYGON EDITING TOOL

O *software Polygon Editing Tool* (PET) pode ser utilizado para a série VIVID *Konica Minolta Sensing* de digitalizadores 3D (ou escâner 3D) para diferentes modelos. Há uma distinção entre os nomes dos modelos usados na Europa e em outros países. O modelo adquirido pelo projeto de pesquisa foi o VIDID 900/910 (VI-900/910).

Para instalação do *software* insira o CD-ROM na unidade de leitura do seu computador e na pasta do *software Polygon Editing Tool* haverá um aplicativo *setup* que deverá ser instalado com todas as funcionalidades ativas. Em seguida instale o aplicativo *hdd32* que corresponde a chave de segurança HASP. Também será preciso instalar o cabo SCSI/USB que conecta o digitalizador ao computador através do aplicativo *ra-tok*. O *software* é compatível com *Windows 95, 98, NT, 2000, XP e 2003*; mas é possível instalá-lo em outros sistemas operacionais. O sistema operacional utilizado no Laboratório de Computação Científica da Faculdade UnB Planaltina é *Windows XP Professional* com memória 2GB.

Para inicializar o uso do escâner 3D, também conhecido como digitalizador, será necessário conectá-lo a um computador portátil através da interface SCSI/USB 2.0 Ultra para utilização do *software Polygon Editing Tool* [39]. Lembrando-se que o *software* e cabo SCSI/USB já devem estar instalados. E utilizando o cabo de força conecte o escâner a um estabilizador ou *nobreak*. Retire os protetores da lente e do laser, e lembre-se de recolocá-los após o uso do aparelho. A lente a ser utilizada deverá levar em consideração o tamanho do objeto. Durante a pesquisa a lente utilizada foi *wide 8 mm*.

Primeiro o escâner será ligado e posteriormente o computador. Lembrando que, antes de abrir o *software* da *Konica Minolta* será preciso adicionar a chave HASP para o *software Polygon Editing Tool Ver. 1.23* funcionar.

Na tela inicial do *software* (ver figura A.1) encontraremos a seguinte estrutura, onde a janela superior da direita é uma região de rotação para visualização do objeto enquanto a demais proporcionam a visualização da iteração 3D para os eixos X, Y e Z.

No menu [Iniciar] acesse a ficha [Programas] e selecione o *software Polygon Editing Tool* localizado no [Konica Minolta]. Caso ocorra um erro de não reconhecimento entre o *software* e o digitalizador verifique se a seleção do modelo VIDID é compatível com o digitalizador. O procedimento operacional para seleção do modelo do digitalizador no *software* será: selecione [Select Digitizer] no menu [File], selecione o digitalizador compatível em *Select from list* e pressione a opção [OK]. Caso o erro persista desligue o computador e inicialize o digitalizador.

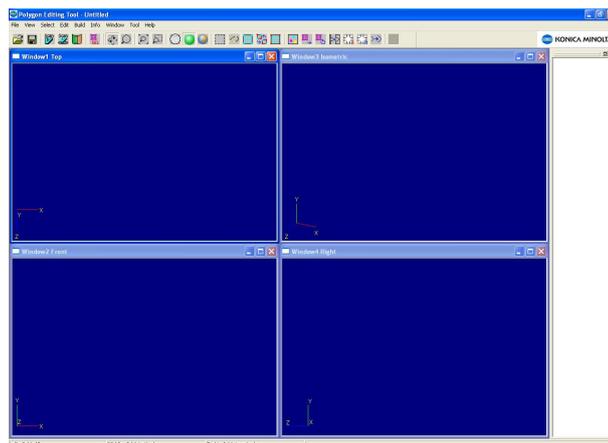


Figura A.1: Tela inicial do *software*.

Quanto aos critérios de segurança relacionados ao uso da escâner 3D se faz necessário que o paciente não olhe diretamente para a janela de emissão do laser. E também não coloque elementos de lente, ou óptico na frente do feixe de laser, pois a convergência do feixe poderá ocasionar danos aos olhos, queimaduras ou incêndios. Por isso se faz necessário bloquear o feixe de laser que está localizado atrás do objeto a ser modelado por uma parede ou semelhante.

O sistema utilizado para o desenvolvimento da pesquisa foi *Microsoft Windows XP Professional* (Versão 2002, *Service Pack 3*) e os testes desta aplicação consistiu na utilização de um *notebook* com processador Intel(R) Core(TM) DUO de 1.86GHz, com 0,99 GB de memória RAM e placa de vídeo Mobile Intel(R) 945GM *Express Chipset Family*.

Como digitalizar?

A partir do menu [*File*], selecione [*Import*], [*Digitizer*] e depois [*One Scan*]. Na caixa de diálogo haverá uma área de imagem monocromática [*Mono*] que está associada a região a ser mapeada. Caso o objeto não esteja no meio dessa janela se fará necessário o ajuste pela mudança de posição do objeto ou o nivelamento do suporte do digitalizador. Para ver a imagem colorida basta simplesmente dar um clique na opção [*Color*]. Antes da utilização da ferramenta [*Scan*] se faz necessário selecionar dentro do menu [*File*] a opção [*Select Digitizer*] que tem relação direta com o tipo de escâner utilizado.

Também é possível selecionar o modo de varredura clicando na página da guia

[CAMERA 1], onde as opções [Fine] e [Fast] digitalizam a imagem. Para a opção [Fine] a imagem terá uma resolução 640 x 480, já para [Fast] a imagem será digitalizada em aproximadamente 0,3 segundos. No entanto, o número de *pixels* cai cerca de $\frac{1}{4}$ em relação ao modo *Scan Fine*. O modo utilizado para o procedimento de digitalização foi o *Scan Fine* que leva 15 segundos para gerar a imagem. A partir da guia [General], clique na opção [Scan] e na área de imagem da direita será mostrada a imagem digitalizada com cores de faixas relacionadas a distância, ou seja, o que está mais próximo ou distante do observador.

Em seguida, uma caixa de diálogo [Remove - Convert] aparecerá para salvar o arquivo. Digite o nome do elemento desejado e clique na opção [OK]. A imagem digitalizada será exibida no ambiente de trabalho principal.

Como importar dados de imagem?

Para importar dados a serem processados, editados ou salvos utilizando a ferramenta *Polygon Editing*; se faz necessário selecionar o arquivo de imagem desejado controlado através dos menus [File - Import - Elements...] que aparecem quando selecionados. Os elementos salvos no formato CDM serão visualizados. Logo, cada elemento deverá ser salvo na extensão .vvd para futura edição.

Como abrir um arquivo de dados salvo no computador?

Ao clicar em [Open] no menu [File] aparecerá uma caixa de diálogo onde será possível localizar o arquivo a ser aberto. Existem dois modos de exibição do arquivo, o primeiro está no modo *element files* para a extensão .vvd ou *scene files* para extensão .scn. Para abrir os arquivos basta selecioná-los e dar um *click* na opção [Open] para que as imagens sejam importadas e exibidas na tela. A extensão dos *element files* possibilitam a abertura de dois ou mais arquivos simultaneamente apenas pressionando as teclas [shift] ou [Ctrl].

ausente, basta direcionar os comandos para o menu *View > Show Element List* ou *Hide* para esconder. Para renomear basta selecionar o nome do elemento com o botão direito do mouse e selecionar [*rename element*].

Os arquivos gerados durante a digitalização são de dados do tipo *.cdm* e precisam ser salvos no formato *.vvd* (menor quantidade de vértices) para serem tratados. Comando: *File - Save - Elements*.

One Scan

Para digitalizar uma imagem. Comando: *File - Import - Digitizer - One Scan*.

Step Scan

Para digitalizar várias imagens sucessivas usando a plataforma giratória. Com o hardware do palco giratório instalado é possível realizar digitalizações sucessivas após um giro 60° ou 90° conforme o modo escolhido. Comando: *File - Import - Digitizer - Step Scan*.

Easy Align

Alinha múltiplas digitalizações de imagens sucessivas. Comando: *File - Import - Digitizer - Easy Align*.

Delete Elements

Serve para retirar a imagem da janela principal quando o elemento está selecionado (em cinza) na lista de elementos, ou seja, deleta elementos da lista de elementos. Comando: *Edit - Delete - Elements*.

Orbit

Serve para girar o elemento. Comando: *View - Orbit*.

Zoom

Tem a possibilidade de afastar ou aproximar a janela do elemento. Comando: *View - Zoom*.

Full Frame All

Enquadra a imagem totalmente na tela. Comando: *View - Full Frame All*.

Area Zoom

Possibilita o zoom em uma determinada área selecionada. Comando: *View - Area Zoom*.

Wireframe

Possibilita a visualização da malha com os vértices. Comando: *Wireframe (Window - Property)*.

Shading

Possibilita a visualização da imagem no modo de um sombreamento verde. Comando: *Shading (Window - Property)*.

Texture

Apresenta a textura original da imagem digitalizada. Comando: *Texture (Window - Property)*.

Select by rectangle

Essa ferramenta seleciona uma determinada área retangular em que se deseja deletar. O modo seleção somente será visível no estilo pontos. Comando: *Select - Rectangle*.

Para apagar a área selecionada retome o estado inicial da barra de ferramenta clicando em [ESC] e pressione as teclas *Ctrl* e *X* simultaneamente para apagar a região selecionada. Comando: *Edit - Delect - Point*.

Select by bezier

Ajuda na seleção manual de uma determinada área na forma de curva. Comando: *Select - Bezier*.

Unselect by elements

É utilizada para retirar a seleção de tudo o que foi selecionado anteriormente. Comando: *Select - Unselect by elements*.

Toggle Points

Possibilita inverter as áreas selecionadas para não selecionadas e as áreas não selecionadas para selecionadas. Comando: *Select - Toggle Points*.

Boundary

Possibilita a seleção total do elemento para ser apagado. Comando: *Select - Boundary - Elements*.

Registration

Após selecionar, na lista de elementos, duas imagens a serem juntadas essa ferramenta possibilita a sobreposição das imagens por pontos em comuns selecionados. Comando: *Build - Registration - Initial - Manual*.

Move Elements

Move o elemento na janela principal sem alterar o posicionamento dos eixos x, y e z. Comando: *Build - Move - Elements*.

Rotale Elements

Possibilita o giro do elemento na janela sem alterar o plano x, y e z. Comando: *Build - Rotale - Elements*.

Merge

Mescla as duas imagens sobrepostas para formar um elemento apenas. Comando: *Build - Merge*.

Fill Holes Auto

Ferramenta que tampa buracos automaticamente. Comando: *Build - Fill Holes - Auto*.

Para reconstituição do modelo tridimensional da mama se faz necessário um tratamento prévio das imagens. A ferramenta *Fill Holes* realiza a reconstituição da malha pela média dos pontos do entorno. Durante a reconstituição da imagem a textura do local poderá ficar com uma depressão que é corrigida com uso de uma ferramenta específica do *software* para alisar o relevo.

Fill Holes Manual

Ferramenta que tampa buracos manualmente criando polígonos em uma parte específica com pontos selecionados. Comando: *Build - Fill Holes - Manual*.

Smooth

Alisa o relevo de uma parte selecionada da imagem. Comando: *Build - Smooth - Points*.

Apêndice B

DOCUMENTAÇÃO ELABORADA E ENTREGUE AO COMITÊ DE ÉTICA

Este capítulo tem por objetivo orientar aos que pretendem realizar pesquisas nesse ramo e apresenta as necessidades documentais para conseguir desenvolver pesquisas que envolvam seres humanos.

Dentro da Universidade de Brasília há o Comitê da Faculdade de Ciências da Saúde ¹ e o Comitê da Faculdade de Medicina ², sendo o primeiro comitê escolhido para direcionar a documentação necessária para realização da pesquisa após o parecer favorável da instituição hospitalar escolhida.

Para pesquisas com fins de validação de tecnologia em seres humanos há a necessidade de conseguir uma liberação para o desenvolvimento do projeto na instituição hospitalar. Durante o ano de 2011 nos atentamos a preparação do projeto de pesquisa para submissão ao Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde, assim, como requer a Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde (CNS) do Ministério da Saúde (MS) ³, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos.

Seguindo a Resolução 196/96 do CNS/MS o projeto de pesquisa foi escrito e entregue a Diretoria Adjunta de Ensino e Pesquisa (DAEP) do Hospital Universitário de

¹Endereço eletrônico do Comitê da Faculdade de Ciências da Saúde: <http://fs.unb.br/cep/>

²Endereço eletrônico do Comitê da Faculdade de Medicina: <http://vsites.unb.br/fm/etica.htm>

³Resoluções do CNS/MS no site: http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/reso_96.htm

Brasília conforme orientações contidas no endereço eletrônico ⁴ para preparação da documentação.

O primeiro passo é cadastrar o projeto de pesquisa no sítio do Sistema Nacional de Informações sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humano (SISNEP) ⁵ pelo pesquisador responsável. No SISNEP, o pesquisador, que é o próprio discente do programa de pós-graduação, terá acesso ao preenchimento virtual da Folha de Rosto. A seguinte documentação foi encaminhada ao DAEP/HUB seguindo o regulamento para apresentação de projetos de pesquisa:

- Três cópias da folha de rosto gerada pelo SISNEP.
- Resumo de 20 linhas do projeto.
- Duas cópias do projeto de pesquisa com cronograma detalhado.
- Orçamento detalhado do projeto e fontes financiadoras.
- Termo de consentimento livre e esclarecimento, ver TCLE em B.2.
- Termo de cessão de direito de uso da imagem, ver TCDUI em B.3.
- Currículo lattes dos pesquisadores envolvidos: orientador, coorientador e discente.
- Termo de ciência da instituição de origem.
- Termo de ciência da instituição co-participante.
- Declaração de isenção de ônus para o hospital.
- Autorização de publicação de resumo do projeto na página do HUB/UnB.
- Resumo do projeto em uma mídia.
- Autorização da Chefia da Área onde a Pesquisa será Desenvolvida.

⁴Endereço eletrônico da DAEP: http://www.hub.unb.br/comunidade_academica/ensinoepesquisa/pesquisa.html

⁵Endereço eletrônico do SISNEP: <http://www.saude.gov.br/sisnep>

- Declaração de um funcionário do HUB sob responsabilidade de desenvolvimento da pesquisa.
- Declaração de responsabilidade para pesquisadores que não possuem vínculo com o HUB.
- Declaração de Responsabilidade do projeto no HUB pelo Orientador do Projeto.
- Termo de ciência do orientador.
- Carta de apresentação ao comitê (com assinatura do orientador e pesquisador) especificando que o projeto apresentado faz parte de um programa de mestrado.

Após o parecer favorável da DAEP do Hospital Universitário de Brasília, instituição onde foi realizada a pesquisa, toda a documentação anterior foi encaminhada para o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde na forma impressa (com todas as assinaturas) e digitalizada em dois CDs regraváveis contendo versões dos documentos nos formatos *word* e *pdf*.

Todos os documentos foram encaminhados ao hospital e posteriormente ao comitê de ética na primeira quinzena do mês de outubro de 2011. Houve o processo de análise e o projeto de pesquisa foi aprovado em 09 de novembro de 2011, ver parecer favorável em [B.1](#).



Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Comitê de Ética em Pesquisa – CEP/FS

PROCESSO DE ANÁLISE DE PROJETO DE PESQUISA

Registro do Projeto no CEP: 144/11

Título do Projeto: “Abordagem inicial da aquisição, deformação e validação de modelos de mamas em tempo real”

Pesquisadora Responsável: Ana Gabriella de Oliveira Sardinha

Data de Entrada: 07/10/11

Com base na Resolução 196/96, do CNS/MS, que regulamenta a ética em pesquisa com seres humanos, o Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, após análise dos aspectos éticos e do contexto técnico-científico, resolveu **APROVAR** o projeto **144/11** com o título: “Abordagem inicial da aquisição, deformação e validação de modelos de mamas em tempo real”, analisado na 9ª reunião ordinária realizada no dia 09 de novembro de 2011.

A pesquisadora responsável fica, desde já, notificada da obrigatoriedade da apresentação de um relatório semestral e relatório final sucinto e objetivo sobre o desenvolvimento do Projeto, no prazo de 1 (um) ano a contar da presente data (item VII.13 da Resolução 196/96).

Brasília, 09 de novembro de 2011.

Thiago Rocha da Cunha
Vice- Coordenador do CEP-FS/UnB

Figura B.1: Processo de Análise de Projeto de Pesquisa.



Universidade de Brasília

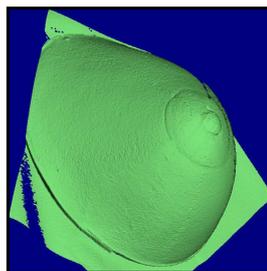
TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

Eu, Ana Gabriella de Oliveira Sardinha, estudante do programa de pós-graduação em Ciências de Materiais da Universidade de Brasília e pesquisadora gostaria de convidá-la a participar da pesquisa intitulada 'Abordagem inicial da aquisição, deformação e validação de modelos de mamas em tempo real'. A pesquisa faz parte de um projeto mais amplo que tem como objetivo desenvolver tecnologia para construir um simulador de cirurgias para mamas que além de apoiar o médico durante a cirurgia vai permitir ao paciente a tomada de decisão prévia em procedimentos estéticos.

Informo que sua colaboração consiste em permitir que sejam capturadas imagens em 3D (três dimensões) dos seios em três posições diferentes. O procedimento terá duração de cerca de 10 minutos. A luz emitida pelo aparelho é visível, não causando nenhum mal ao paciente.

Informo também que é necessário fazer marcas de referência com caneta à base de água nas mamas. As marcas servem como referência para verificar a deformação. Depois do procedimento as marcas serão retiradas por você, com o uso de algodão molhado com água.

Como informações pessoais serão solicitadas apenas o peso, a altura e a idade da candidata. A imagem 3D possui textura diferente da do objeto real capturado, mantendo a privacidade do paciente. Nas imagens aparecerá apenas a região peitoral. Em nenhum momento será capturado o rosto do paciente. Abaixo apresento fotografia de modelo de mama acompanhada de imagem capturada do Scanner 3D.



Durante a pesquisa o sigilo quanto ao nome das participantes será mantido, sendo possível a qualquer momento da pesquisa a participante se desvincular ou ter esclarecimentos por email (anagabrielladeoliveira@gmail.com), sem nenhum prejuízo em relação ao atendimento médico no HUB.

O meu trabalho dentro do laboratório é de manipular as imagens dentro deste programa. A pesquisa será executada durante o ano de 2012 e os resultados da pesquisa serão apresentados na forma de dissertação para obtenção do título de mestre em Ciências de Materiais. Os dados da pesquisa ficaram sob minha responsabilidade e quaisquer informações poderão ser adquiridas pelos telefones 33882507/91248546 ou pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

As participantes da pesquisa não receberão qualquer espécie de reembolso ou gratificação devido a sua participação.

Eu, _____, concordo com a participação e colaboração na pesquisa. Concordo com a captura das imagens nas posições: () em pé, () deitada e () deitada de lado. Tenho conhecimento que o tempo máximo para captura das imagens é de 10 minutos.

Data: ___/___/___

Colaboradora

Pesquisadora

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da
Universidade de Brasília – 3107-1947 / cepfs@unb.br

Figura B.2: Termo de consentimento livre e esclarecimento (TCLE).



Universidade de Brasília

Termo de Cessão de Direito de Uso da Imagem

Eu, _____, inscrito no CPF sob o nº _____ e RG sob o nº _____, autorizo o uso da minha imagem para fins de divulgação e publicidade do projeto de pesquisa 'Abordagem inicial da aquisição, deformação e validação de modelos de mamas em tempo real'.

Local e data

Nome e assinatura

**Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Faculdade de Ciências da Saúde da
Universidade de Brasília – 3107-1947 / cepfs@unb.br**

Figura B.3: Termo de cessão de direito de uso da imagem (TCDUI).

Apêndice C

MANUAL DO SIMULADOR FFM

Apresentaremos, neste Apêndice, um manual de referência para as implementações desenvolvidas neste trabalho. Neste manual são explicados em detalhes a funcionalidade de algumas teclas, e descrevemos, também, comandos para simular, além de explicar como realizar a utilização do programa.

C.1 COMO FUNCIONA A PLATAFORMA DE SIMULAÇÃO?

A Plataforma de Simulação FFM ¹ tem o propósito de simular fisicamente tecidos moles e biológicos em tempo real levando-se em consideração que o modelo é preenchido com fluido e fibras estáticas. As fibras são definidas pela conexão entre cada par de vértices. O conjunto de todas as fibras conectadas define uma malha de grandeza menor do que malhas volumétricas, por isso grandes deformações são rapidamente simuladas [10].

O simulador foi implementado em C++ e está disponível apenas para o sistema operacional *Windows*. O aplicativo executável *beta1.1.exe* encontra-se acessível para download em www.sites.google.com/unbivan/download. Também nesse endereço eletrônico está disponível o arquivo *glut32.dll* que é indispensável para a execução das simulações.

Como dados de entrada o programa requer informações da superfície tridimen-

¹Desenvolvida pelo pesquisador Ivan Ferreira da Costa (ivan.costa@pq.cnpq.br).

sional do objeto. O programa cria automaticamente uma esfera com o número de vértices definido para o próprio usuário testar o simulador. Também é possível inserir na plataforma outros objetos tridimensionais através de uma arquivo no formato padrão .obj que tenha os vértices da superfície do objeto. Apenas o formato .obj pode ser lido nessa versão do simulador.

No endereço eletrônico citado anteriormente está disponível arquivos de demais objetos, em formato .obj, para teste e realizarmos algumas simulações. Como por exemplo, tetraedro, octaedro, dodecaedro, icosaedro, esferas, barra, cilindro, cubo, fígado e mama.

No programa, as soluções estática para a deformação elástica global de objetos considera a física do objeto deformado [10] e o método fibra-fluido.

C.2 O AMBIENTE DE SIMULAÇÃO

O simulador é acessado por meio de um aplicativo executável especificado como *beta1.1.exe*. Abrindo o programa aparecerá uma janela DOS que pede a entrada do objeto *arquivo.obj* que se deseja visualizar, ver figura C.1. É importante deixar o programa e os arquivos .obj na mesma pasta.

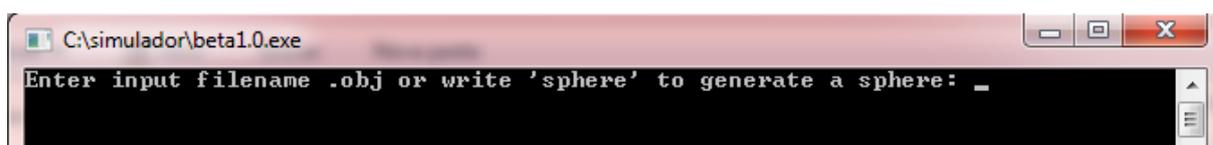


Figura C.1: Janela DOS do Simulador.

Após a escolha do objeto pressione a tecla *Enter* e aparecerá na janela DOS o número de vértices e faces do arquivo escolhido antes que ocorra o direcionamento para a janela de visualização do programa, ver figura C.2.



Figura C.2: Número de vértices e faces do objeto.

O direcionamento para a janela de visualização do simulador dependerá da velocidade de processamento do computador utilizado. A velocidade de processamento variou entre 0,2 (para 100 vértices) a 56 segundos (para 1000 vértices) durante o desenvolvimento das simulações. O desempenho computacional depende do desempenho do computador. As atualizações gráficas diminuem com o aumento dos pontos da malha, logo o desempenho computacional cai [10].

Na janela de visualização aparecerá o objeto solicitado, no caso do simulador aparecerá a visualização do modelo de mama real processado anteriormente, figura C.3.

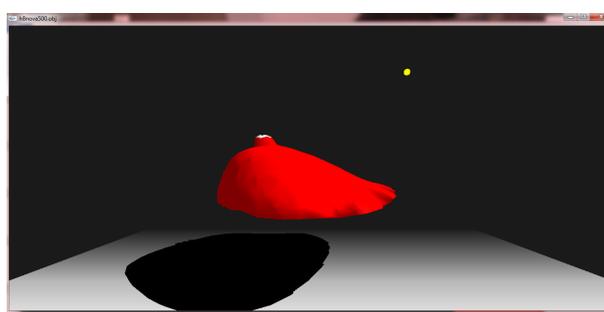


Figura C.3: Modelo de mama real na janela de visualização do simulador.

C.3 TECLAS E FUNÇÕES

Tecla 'S'

Pressionando apenas a tecla 'S' teremos a redução do objeto visualizado na plataforma e pressionado 'Shift+S' ocorrerá o aumento.

Tecla 'P'

Usando 'P' ou 'Shift+P' teremos uma mudança do objeto de posição em relação ao eixo y, ou seja, a imagem irá subir para 'Shift+P' ou descer para 'P' no cenário virtual.

Tecla 'R'

Utilizando a tecla 'R' haverá um retorno das condições iniciais do objeto na plataforma, anulando a gravidade e retirando os planos.

Tecla 'W'

A tecla 'W' gera um arquivo com extensão .obj. A partir desse arquivo foi possível interpretar os resultados. Lembrando que o número 2,5 será representado por 2.5 no arquivo gerado, por exemplo. Ao importar os dados para outro programa, como o *Excel*, faça a verificação da representação numérica e a modifique se for necessário.

Tecla 'ESC'

Usando ESC sairemos do programa.

C.3.1 Comandos de Rotação

Vírgula (,) e Ponto (.)

As opções do teclado vírgula (,) e ponto (.) promovem um giro do objeto em relação ao eixo z do plano, ou seja, sentido horário para a vírgula e anti-horário para o ponto.

Menor que (<) e Maior que (>)

Já as opções menor que (<) e maior que (>) promovem um giro no espaço real do eixo y do plano. Observando a sombra projetada temos um giro horário para (<) e um giro anti-horário para (>).

Setas

As setas do teclado promovem uma rotação aparente do objeto, ou seja, apenas uma mudança na perspectiva do observador.

C.3.2 Comandos de Visualização

As teclas F1, F2,...,F8 mudam a forma de apresentação, hora mostrando apenas a superfície, hora mostrando as faces, ou ainda hora mostrando as fibras. A seguir realizaremos a descrição desse comandos de visualização do objeto.

Tecla 'F1'

Pressionando F1 teremos a imagem normal do objeto.

Tecla 'F2'

Pressionando F2 teremos a representação da malha triangular do objeto, ver figura C.4. A opção pelas faces triangulares são mais comuns para modelagem poligonal. A natureza planar facilita a determinação da componente normal em relação a superfície e também a área da face triangular [10].

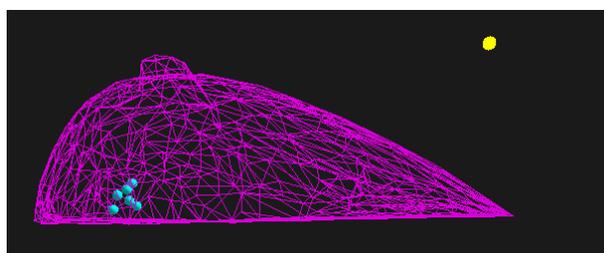


Figura C.4: Malha do objeto.

Tecla F3'

Pressionando F3 teremos a representação da fibra verde de conexão de um vértice para todos os outros vértices e a fibra amarela representa a força do vértice. Pressionando novamente F3 teremos as fibras para outro vértice, ver figura C.5.

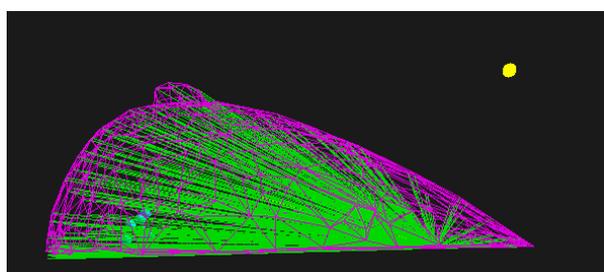


Figura C.5: Fibra de conexão entre um vértice e o demais.

Tecla 'F4'

Pressionando F4 teremos a representação da área de cada vértice por componentes vetoriais, ver figura C.6. Sendo que o vetor área para cada vértice é definido pelo

somatório da área dos triângulos vizinhos ao vértice [10].

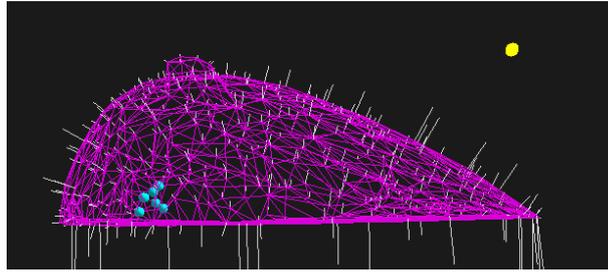


Figura C.6: Vetor área para cada vértice.

Tecla 'F5'

Pressionando F5 teremos os vetores azuis que correspondem à área da face e o vetor branco que corresponde à área do vértice. Pressionando novamente F5 mudaremos de vértice, ver figura C.7.

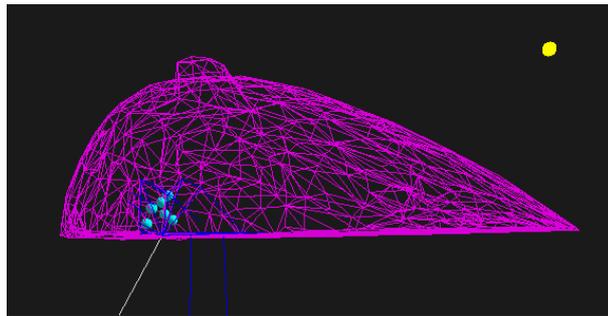


Figura C.7: Vetores área da face e área do vértice.

Tecla 'F6'

Pressionando F6 teremos em verde os vetores correspondentes aos vértices vizinhos. Em amarelo a tensão superficial e em branco a área do vértice, ver figura C.8.

Tecla 'F7'

Pressionando F7 teremos todas as fibras de conexão entre os vértices, ver figura C.9.

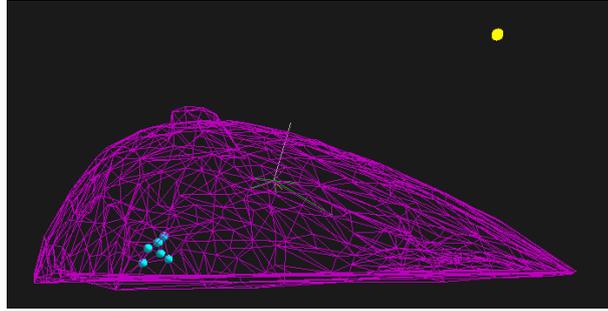


Figura C.8: Vetor tensão superficial do vértice.

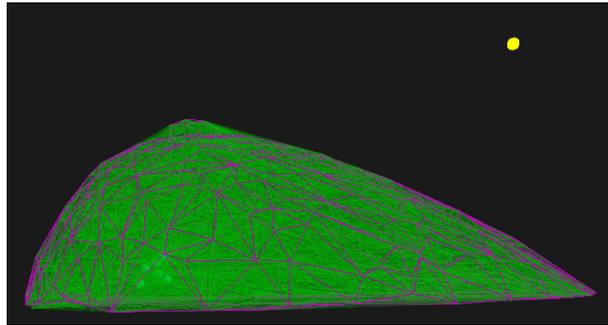


Figura C.9: Fibra de conexão entre todos os vértices.

Tecla 'F8'

Pressionando F8 teremos em azul todas as fibras desligadas, ver figura C.10.

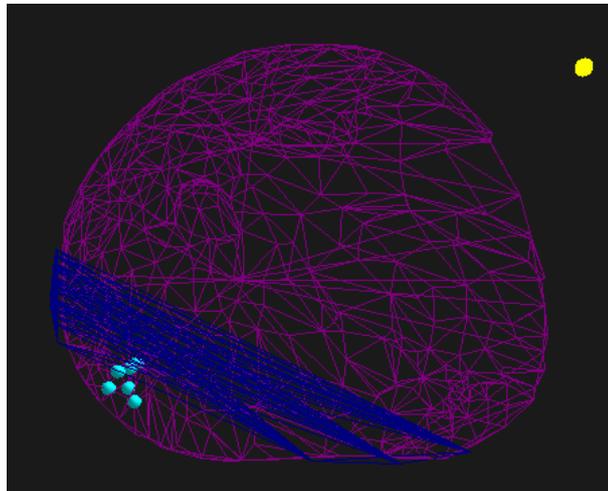


Figura C.10: Fibra desligadas.

C.3.3 Comandos da Janela DOS

Tecla 'B'

Utilizando B definimos a região branca que será fixada na janela DOS, como em C.11 e C.12. Essa região selecionada não será deformada, sendo possível atribuir uma porcentagem a partir do topo ou a partir da parte da base do objeto.

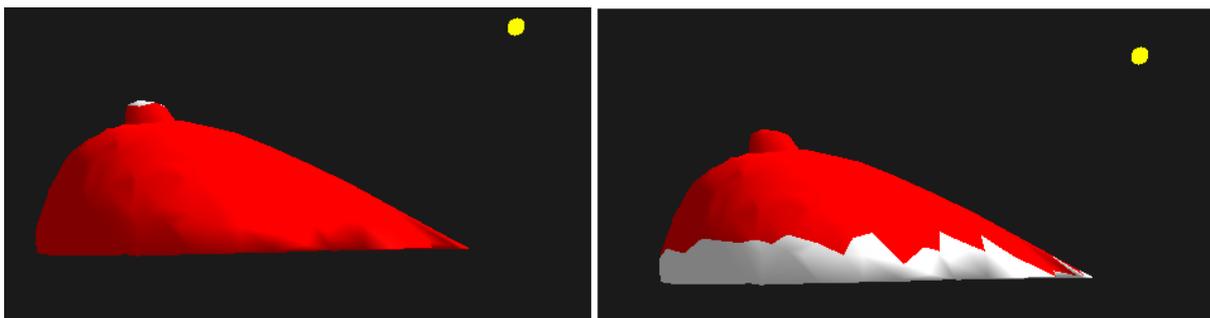


Figura C.11: A região branca está fixa.

```
Enter % of top level to be fixed (default = 20%) 0
Enter % of bottom level to be fixed (default = 0%) 50
```

Figura C.12: Janela DOS para fixar regiões.

Tecla 'Y'

A tecla 'Y' solicita o módulo de Young ou módulo de elasticidade para o objeto em kN/m² ou kPa, o coeficiente de Poisson e a densidade do fluido interno. O tecido mamário é um modelo homogêneo de comportamento isotrópico. Por se tratar de um material elástico linear para a simulação do modelo de mama levaremos em consideração as atribuições de 48 kPa para o módulo de Young [48], e de 0,5 para o coeficiente de Poisson (tensão superficial do material) devido à conservação do volume [19] e a densidade do fluido utilizada foi de 1000 kg/m³ comparada a densidade do sangue e da água [10], ver atribuições no simulador em C.13.

A mama, é um tipo de tecido biológico que é bem descrito com apenas um parâmetro constante. No nosso caso, consideraremos o modelo com as seguintes propriedades físicas descritas na tabela C.1 apresentada a seguir:

```

Enter Young's Modulus value in kN/m2 (default 3) Yx= 48
Enter Young's Modulus value in kN/m2 (default 3) Yy= 48
Enter Young's Modulus value in kN/m2 (default 3) Yz= 48
Enter surface tension value in (default 3) kN/m 0.5
Enter fluid density in kg/m3 (default 1000) 1000_

```

Figura C.13: Atribuição do Módulo de Young, Coeficiente de Poisson e Densidade.

Tabela C.1: Propriedades físicas da Mama.

Módulo de Young	Coeficiente de Poisson	Densidade
$48 \frac{kN}{m^2}$	0.5	$1000 \frac{kg}{m^3}$

A elasticidade do material e as posições do objeto fixado no espaço são problemas físicos que precisam ter valores definidos no programa. Esses valores iniciais também podem ser modificados durante a execução do programa.

C.3.4 Comandos de Iteração com a Gravidade

Tecla 'I'

Com a tecla 'I' teremos a alteração da gravidade para cada variação e iteração em m/s^2 , por exemplo, se a variação da gravidade for igual a 2 e o número de iterações for 5, ver figura C.14, teremos a gravidade igual a 10 m/s^2 .

```

NORMALIZATION TABLE:
Elapsed time = 32531 miliseconds
Enter gravity variation for each iteration in m/s2 (default 1) 2
Enter number of iteration in each step (default 1) 5

```

Figura C.14: Atribuição da variação da gravidade e número de iterações.

Um objeto deformado é definido pelo objeto não deformado, e por parâmetros que definem como ele se deforma sob ação de forças aplicadas. Após o usuário definir as acelerações, como por exemplo o efeito da gravidade, e como a superfície está sendo deslocada devido a forças externas, o simulador calcula a posição estática final do objeto deformado e mostra o resultado da superfície tridimensional deformada.

Tecla 'A'

Usando a tecla 'A' (descomprime) e 'Shift+A' (comprime) a gravidade será aplicada ou removida para matriz variável, ou seja, leva em consideração que a cada passo há uma atualização e cada nova atualização será o objeto final considerado.

Tecla 'G'

Usando a tecla 'G' (descomprime) e 'Shift+G' (comprime) a gravidade será aplicada ou removida para matriz constante, ou seja, leva em consideração o objeto inicial em cada passo.

C.3.5 Comandos para Deformar usando as Placas

Pressionado a tecla igual (=) teremos a visualização das placas para compressão, ver figura C.15, no ambiente do programa e pressionando novamente e simultaneamente ocorrerá a compressão do objeto pelas placas.

Usando o colchete fechado ([) teremos a compressão apenas pela placa da esquerda e pressionando o colchete aberto (]) apenas a placa da direita moverá.

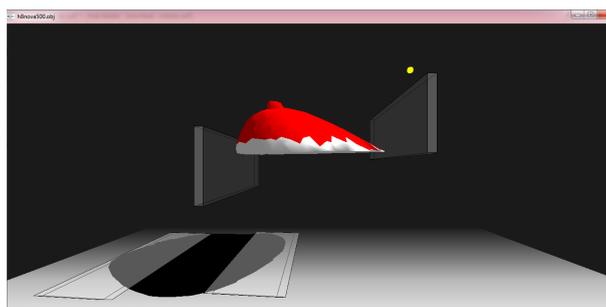


Figura C.15: Mama entre placas.

No simulador ainda não é possível afastar as placas (realizar a descompressão) ou movimentá-las na plataforma de visualização, ou seja, definir uma posição da mesma no ambiente em relação ao objeto.

C.3.6 Comandos para Deformar usado a Sonda

Com a tecla 'M' ou 'Shift+M' teremos a mudança aleatória da posição da sonda de deformação, ver figura C.16.

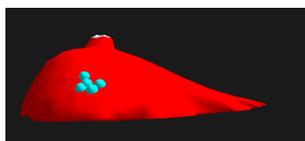


Figura C.16: Em azul temos a sonda de simulação.

As teclas *Home* e *End* movem a sonda no plano horizontal, ou seja, para direita e esquerda respectivamente com matriz variável.

As teclas *PgUp* e *PgDn* movem a sonda no plano vertical, ou seja, para cima ou para baixo respectivamente com matriz variável.

Na matriz variável o objeto referência para o próximo cálculo é o resultado do último cálculo. Nesse caso, se o passo for grande o resultado pode conter erros que vão se propagar para os demais cálculos. Mas se o passo for pequeno o resultado tende para o resultado real.

As teclas 'J' e 'H' movem a sonda no plano horizontal, ou seja, para direita e esquerda respectivamente com matriz constante.

As teclas 'U' e 'N' movem a sonda no plano vertical, ou seja, para cima ou para baixo respectivamente com matriz constante.

Na matriz constante o objeto referência para o próximo cálculo é sempre o não deformado, ou seja, o objeto inicial. Assim o passo para esse caso é sempre 1. A natureza em geral não funciona assim.

C.4 APLICAÇÕES

O método fibra-fluido apresenta uma nova abordagem para a simulação em tempo real da deformação dos tecidos moles adequada para aplicações médicas. O simulador proposto foi utilizado para estudar os efeitos das forças de deformação e deslocamento de objetos volumétricos, como por exemplo, de uma barra retangular e esfera [10].

Um modelo de mama foi comprimido semelhante a deformação obtida durante um procedimento de exame mamográfico. A validação preliminar *ex vivo*² foi feita através da comparação do resultado da deformação entre o simulado e o fígado bovino real [10].

Os resultados destas comparações mostram um elevado grau de semelhança entre os resultados experimentais com as deformações calculadas no simulador. Há uma diferença de cerca de 10% entre os resultados para duas iterações, mas para dez iterações essa diferença cai para aproximadamente 2% [10].

²Consideramos que o experimento foi realizado em ambiente virtual com condições reais do modelo gerado para o desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos.

Apêndice D

MULTIMÍDIA