ANA CLÁUDIA MELO TIESSI GOMES DE OLIVEIRA

**Método de deformação elástica para simulação visual e háptica de
procedimentos de punção**

São Paulo
2014

ANA CLÁUDIA MELO TIESSI GOMES DE OLIVEIRA

**Método de deformação elástica para simulação visual e háptica de
procedimentos de punção**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Doutor em Ciências.

São Paulo
2014

ANA CLÁUDIA MELO TIESSI GOMES DE OLIVEIRA

**Método de deformação elástica para simulação visual e háptica de
procedimentos de punção**

Tese apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia da
Computação

Orientador: Romero Tori

São Paulo
2014

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 11 de junho de 2014.

Assinatura do autor _____

Assinatura do orientador _____

Catálogo-na-publicação

Oliveira, Ana Claudia Melo Tiessi Gomes de
Método de deformação elástica para simulação visual e
haptica de procedimentos de punção / A.C.M.T.G. de Oliveira. --
versão corr. -- São Paulo, 2014.
173 p.

Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de
São Paulo. Departamento de Engenharia de Computação e Sis-
temas Digitais.

1.Deformação elástica 2.Realidade virtual 3.Simulação (Tre-
namento) 4.Biópsia por agulha I.Universidade de São Paulo.
Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Computa-
ção e Sistemas Digitais II.t.

*Dedico este trabalho ao meu esposo (José Carlos) e aos meus pais (Pico e Dulce).
Tudo o que fiz foi para vocês e por vocês.*

AGRADECIMENTOS

Depois de cinco anos de doutorado, nos quais enfrentei inúmeras crises e tive muitos questionamentos, muitas incertezas, muito trabalho e que eu precisei da ajuda de várias pessoas é chegado o momento de agradecer a estas pessoas, pois com certeza, sozinha, eu não teria conseguido terminar.

Antes de tudo agradeço a Deus por ter permitido que eu concluísse este projeto e por ter colocado na minha vida as pessoas certas e na hora certa para me darem a lição que eu precisava. Obrigada Senhor, suas escolhas foram perfeitas.

Agradeço aos meus pais e a minha irmã, pelas constantes orações e por entenderem o meu distanciamento durante esses anos. Mesmo a distância foi muito importante me sentir amada e protegida pelo amor de vocês.

Ao meu amigo, meu marido e meu amor agradeço pela paciência, companheirismo e amor, pois com certeza foi a pessoa que sofreu comigo nas minhas dificuldades e sempre me incentivou a continuar. Sua determinação e dedicação eu usei como um exemplo a ser seguido. Sem você tudo seria mais difícil.

Agradeço ao meu professor orientador Prof. Dr. Romero Tori por ter aceitado me orientar neste projeto e que sempre me deu ótimas ideias. Agradeço também a minha co-orientadora extraoficial, Prof.^a Dr.^a Fátima L. S. Nunes, que ajudou na concepção e limitação do tema. Neste ano completamos 10 anos de parceria tanto de pesquisa científica quanto de amizade. A vocês dois minha eterna gratidão.

Alguns professores foram de suma importância nesta jornada, são eles: Helton H. Bísaro, Luciano Araújo, Ricardo Nakamura, Cristina Borba, Anarosa Alves Franco Brandão, Edith Ranzini, Maria Alice Grigas Varella Ferreira. Muito obrigada pelo tempo dedicado a minha pesquisa. Agradeço também ao Prof. Dr. João Bernardes, que desde maio me auxilia tanto na parte da engenharia quanto na parte da programação. Sem dúvida sua ajuda foi determinante para a conclusão do meu projeto. Pela milésima vez, obrigada.

Ao Dr. Henrique Lederman agradeço pela gentileza que me recebeu para a realização das duas entrevistas. Muito obrigada, suas observações foram de grande valor.

Agradeço ao Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia - Medicina Assistida por Computação Científica (INCT-MACC), pelo apoio financeiro (Processo 573710/2008-2 Edital MCT/CNPq Nº 015/2008 - Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia). Agradeço também ao apoio financeiro recebido do Centro de Educação Tecnológica Paula Souza.

Agradeço também as professoras Fatec Ipiranga, Ana Paula Gonçalves Serra e Fabiana Serralha de Pádua.

Na programação contei com a ajuda de dois alunos de iniciação científica o William Brito e a Jéssica dos Santos e também do mestrando Rafael Siqueira Torres. Esses três jovens que tem idade para serem meus filhos, também me ensinaram muito. Na modelagem 3D contei com o auxílio do meu ex-aluno e ex-orientando Paulo César Miranda.

Agradeço também as secretárias do PCS e da Pós-Graduação. Obrigada Mariza, Mayra, Lea, Edilaine, Cláudia e Marcelo. Em especial o meu agradecimento a Mariza Ushijima Leone, pela gentileza, bondade e carinho com que trata a todos.

Meus amigos de laboratório tiveram uma participação especial durante esses anos, pois são eles que viveram, diariamente, as incertezas e as dificuldades. Vocês fizeram o papel de revisores e de membros da banca várias vezes. As críticas, as sugestões e a paciência para assistir as inúmeras explanações foram muito importantes. Com vocês aprendi muito e só posso agradecer pela convivência enriquecedora que tivemos. Obrigada: Makoto, Cléber, Fábio, Sílvio, Valdinei, Eunice e Alexandre.

Para Eunice eu faço um agradecimento à parte, pois nossa amizade ultrapassou os limites do laboratório, te agradeço também pelos amigos que herdei de você e que hoje me são muito caros. Wanessa e Evandro vocês dois me estenderam a mão num momento muito difícil, a preocupação que tiveram tocaram fundo o meu coração. Soraia e Juliana vocês duas são especiais.

Os amigos verdadeiros são aqueles me mesmo à distância estão presentes em nossa vida. Por isso agradeço aos meus amigos Fernando, Mônica, Guto, Gabi, Heloísa, Bárbara e Pauleenha muito obrigada pela torcida e por compreenderem a minha ausência em datas importantes.

RESUMO

Os simuladores que empregam técnicas de Realidade Virtual são alternativas vantajosas às formas tradicionais de ensino e treinamento médico. Esses simuladores apresentam requisitos específicos, tais como: interação em tempo real e modelos realistas para representar órgãos e tecidos. Além disso, devem possuir comportamentos físicos suficientemente parecidos com os reais e gerar *feedbacks* dos procedimentos que estejam sendo simulados. Essas características exigem esforços de programação para o desenvolvimento de técnicas de interação e visualização 3D, além de estudos dos tecidos humanos, incluindo o comportamento físico dos órgãos e tecidos e o estudo das leis da Física envolvidas neste processo. O tema central desta pesquisa é a simulação de procedimentos de punção, sendo que nesse tipo de aplicações são necessários tanto o realismo visual como também o háptico, a fim de proporcionar ao usuário sensações parecidas com as encontradas nos procedimentos reais. Os métodos que utilizam parâmetros físicos são os mais utilizados alcançar o realismo exigido na interação háptica. No entanto, esses métodos deixam a desejar no que diz respeito à interação em tempo real. Dessa forma, o objetivo desta pesquisa foi desenvolver um novo método para simular a deformação de objetos tridimensionais que representam órgãos humanos. De forma que sejam alcançados o realismo visual, o realismo háptico e a interação em tempo real, com um custo computacional aceitável. O método desenvolvido consiste na divisão dos objetos tridimensionais em camadas, a fim de simular o volume e também a heterogeneidade dos órgãos humanos. O número de camadas e a atribuição de parâmetros físicos podem ser definidos de acordo com os diferentes tecidos que compõem o órgão humano e respectivos comportamentos que se pretenda simular. O método foi desenvolvido depois de conduzida uma Revisão Sistemática para levantamento dos métodos utilizados em aplicações para treinamento médico e respectivos níveis de realismo visual e háptico oferecidos. Para demonstrar e testar o funcionamento do método foi criado um simulador genérico de procedimentos de punção, no qual podem ser configurados o número de camadas, os parâmetros visco-elásticos, e assim permitir a avaliação do desempenho e o realismo das simulações. Como exemplo de aplicação o método foi aplicado em um simulador de punção de mama, cuja qualidade foi avaliada por médicos especialistas. Os protótipos foram criados no Laboratório de Tecnologias Interativas da Escola Politécnica da USP (Interlab), a partir de um Framework desenvolvido pelo Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde da Escola de Artes Ciências e Humanidades da USP (LApIS.).

Palavras-chave: Interação háptica. Métodos de deformação. Realidade Virtual. Simulação de Tecidos Moles. Simulação de procedimentos de punção. Treinamento Médico.

ABSTRACT

Simulators that employ Virtual Reality techniques can prove to be an advantageous alternative to the traditional forms of medical learning and training. These simulators have specific requirements, such as real-time interaction and realistic models representing organs and tissues. Moreover, they should possess physical behavior similar enough to real life and generate feedback from procedures being simulated. These characteristics require programming efforts for the development of 3D visualization and interaction techniques, as well as studies of human tissue, including the physical behavior of organs and tissues and the study of the laws of Physics involved in this process. The main theme of this research is the simulation of puncture procedures. This type of application requires a realistic rendering of both visual and haptic traits in order to provide the user with sensations similar to those found in real procedures. Methods which employ physical parameters are more widely used to achieve the realism required in haptic interaction. However, these methods present shortcomings regarding real-time interaction. Thus, the aim of this research was to develop a new method to simulate the deformity of tridimensional objects that represent human organs and to achieve visual realism, haptic realism, and real-time interaction, with acceptable computational costs. The method developed in this study consists in dividing tridimensional objects into layers in order to simulate volume as well as heterogeneity of human organs. The number of layers and the attribution of physical parameters can be defined according to different tissues that compose the human organ and respective behaviors that one wishes to simulate. The method was developed after a systematic review to assess the methods employed in applications for medical training and their respective levels of visual and haptic realism. In order to demonstrate and to test how the method operates, we created a generic simulator of puncture procedures, which can be configured with any combination of layers of tissue and its viscoelastic parameters, allowing for the assessment of simulation performance and realism. As an example, the method was applied to a breast biopsy simulator whose quality was evaluated by specialist doctors. The prototypes were created in the Interactive Technology Laboratory (Interlab) of the Engineering School of the University of São Paulo, from a framework developed by the Laboratory of Computer Applications for Health Care (LApIS) of the School of Arts, Science and Humanities of the University of São Paulo.

Keyword: Deformation method. Haptic Interaction. Medical training. Puncture simulator procedures. Soft tissues simulation. Virtual Reality.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Classificação proposta por Gibson e Mirtich (1997)	28
Figura 2 - Classificação proposta por Moore e Molloy (2007).....	28
Figura 3 - Classificação proposta por Meier <i>et al.</i> (2005)	29
Figura 4 – Curva B-Spline com 15 pontos de controle.....	31
Figura 5 - NURBS com pontos de controle	32
Figura 6 - Estrutura Sólida	33
Figura 7 - Representação de um objeto e de um elemento que o compõe.....	34
Figura 8 – Modelo Massa-Mola.....	36
Figura 9- Definição dos nós que deformaram.....	39
Figura 10 - Deformação 2D, quando o elemento selecionado é movido.	40
Figura 11 - Demonstração do método LEM	42
Figura 12 - Demonstração das áreas: operação, interface e não operação.....	50
Figura 13 - Exemplos da utilização da abordagem híbrida baseado no MEF	50
Figura 14 - Combinação do algoritmo TLED e do algoritmo Nó Virtual.....	52
Figura 15-Comparativo entre os resultados a partir da utilização de três métodos.	52
Figura 16 - Modelo Híbrido.....	53
Figura 17 - (a)Modelo com a área de operação em cinza; (b) modelo com a área de não operação em azul.....	54
Figura 18 - Alocação das regiões assíncronas do modelo	55
Figura 19 - Regiões assíncronas 3D.....	56
Figura 20 - Representação dos pontos de massa	56
Figura 21 - Agrupamento das <i>threads</i>	58
Figura 22 - Representação das três fases do método	59
Figura 23 - Resultado da deformação a cada 5 interações.....	61
Figura 24 - União de duas regiões locais sob a ação de duas forças externas.....	61
Figura 25 - Enfileiramento dos nós para a propagação sucessiva da força	62
Figura 26 - Aplicação do modelo em um objeto 3D.....	63

Figura 27 - Objetos 3D utilizados no <i>ViMeT</i>	63
Figura 28 - Deformação promovida pelo LEM	66
Figura 29 - Estrutura do <i>ViMeT</i>	71
Figura 30 - Aplicações geradas pelo <i>ViMeT</i> utilizando a mama como exemplo – (a) com estereoscopia; (b) sem estereoscopia;	71
Figura 31 - Aplicações geradas pelo <i>ViMeT</i> utilizando outros órgãos:.....	72
Figura 32 - Funcionamento do módulo de interação	72
Figura 33 - Diagrama de integração e interação para o dispositivo háptico	73
Figura 34 - Exemplos de utilização do dispositivo háptico	73
Figura 35 - Exemplos de utilização da luva dados.....	74
Figura 36 - Antiga Interface Gráfica da <i>ViMeTWizard</i>	75
Figura 37 - Antiga Interface Gráfica da <i>ViMeTWizard</i>	75
Figura 38- (a) Ilustração da PAAF sem ultrassom; (b) Ilustração da PAAF com auxílio do ultrassom.	78
Figura 39 - Inserção da agulha em um tecido mole com apenas uma camada.....	80
Figura 40 - Gráfico Força versus Deformação.....	82
Figura 41 - Modelos Mecânicos de materiais visco elásticos: (a) Modelo de Maxwell; (b) Modelo de Voigt; (c) Modelo de Kelvin.	86
Figura 42 - Anatomia da Mama.....	88
Figura 43 – Curvas de força-deformação de 8 tipos de tecidos mamários.....	89
Figura 44- Malha sem deformação: (a) Todos com todos os vértices computados; (b) Malha com vértices ativos.....	95
Figura 45 -Malha deformada - (a) Malha com todos os vértices computados deslocados pela ação da força externa; (b) Malha com os vértices ativos deslocados pela ação da força externa.	96
Figura 46 - Malha deformada - (a) Número de vértices computados deslocados pela ação da força externa; (b) Número de vértices ativos deslocados pela ação da força externa.	96
Figura 47 – Malha com triângulos que compartilham a aresta "ij" destacados.	98
Figura 48 - Transformação do movimento em força externa: (a) malha original; (b) malha com o deslocamento; (c) malha deformada.....	100
Figura 49 – <i>PHANTOM OMNI</i>	102

Figura 50 - Estruturas de camadas do método proposto.....	105
Figura 51 – Estágio do pré-processamento	106
Figura 52 – Estágio do processamento em tempo de execução.....	107
Figura 53 - Fluxograma do bloco de interação.	109
Figura 54 - Interface do protótipo.....	112
Figura 55 - Modelo de mamas.....	113
Figura 56 - Topologia: (a) Triângulos; (b) Quadriláteros.....	114
Figura 57 - Visualização <i>versus</i> Simulação: (a) Visual disponível para o usuário; (b) Malhas utilizadas para a simulação.....	116
Figura 58 - Aba para configurar os parâmetros físicos das camadas.	117
Figura 59 – Deformação de uma malha com 500 vértices: (a) Resultado com todos os vértices; (b) Resultados com os vértices ativos.	120
Figura 60 - Deformação de uma malha com 5000 vértices: (a) Resultado com todos os vértices; (b) Resultados com os vértices ativos.	121
Figura 61 - Resultados da deformação com diferentes objetos 3D.	122
Figura 62 - Objeto composto por 3 malhas com diferentes quantidades de polígonos	123
Figura 63 - Resultado visual do experimento 1	126
Figura 64 - Resultado visual do experimento 2	127
Figura 65 - Resultado visual do experimento 3	128

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Artigos incluídos separados por métodos.....	46
Gráfico 2- Comparativo entre os dois métodos	121
Gráfico 3 - Força <i>versus</i> Deslocamento do experimento 1.	126
Gráfico 4 - Força <i>versus</i> Deslocamento do experimento 2	127
Gráfico 5 - Força <i>versus</i> Deslocamento do experimento 3	128
Gráfico 6 – Força <i>versus</i> deslocamento do experimento 4	130
Gráfico 7 - Forças <i>versus</i> deslocamento do experimento 5.	130
Gráfico 8 - Forças <i>versus</i> deslocamento do experimento 6.	131
Gráfico 9- Tempo de resposta total em milesegundos do experimento no processador i7.....	134
Gráfico 10 - Tempos de resposta milesegundos dos três processos	135
Gráfico 11 - Tempo de resposta total em milesegundos do experimento no processador i5.....	137
Gráfico 12 - Tempo de resposta em milesegundos dos três processos.....	138
Gráfico 13 - Comparativo dos tempos de resposta.	139
Gráfico 14 - Tempos de resposta em milesegundos do experimento 7.	140

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Relação entre as classificações, abordagens e métodos.....	30
Quadro 2 – Resultados das buscas nas fontes: ACM, IEEE e SpringerLink.....	45
Quadro 3- Comparativo dos artigos incluídos	46
Quadro 4 - Média e desvio padrão do Módulo de Young calculado a partir das 169 amostras.....	89
Quadro 5 - Especificação do dispositivo háptico	102
Quadro 6 - Comparativo entre os dois métodos.....	120
Quadro 7 - Parâmetros físicos empregados nos experimentos.....	125

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
6DOF	<i>Six Degrees Of Freedom</i>
ACM	<i>Association for Computing Machinery</i>
ACGME	<i>Accreditation Council on Graduate Medical Education</i>
ABMS	<i>American Board of Medical Specialties</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
AVA	Ambiente Virtual de Aprendizagem
AV	Ambiente Virtual
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CUDA	<i>Compute Unified Device Architecture</i>
FFD	<i>Free Form Deformation</i>
FLSM	<i>Fast Lattice Shape Matching</i>
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i>
HMD	<i>Head Mounted Display</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronic Engineers</i>
INTERLAB	Laboratório de Tecnologias Interativas
JNI	<i>Java Native Interface</i>
LApIS	Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde
LEM	<i>Long Element Method</i>
LOD	<i>Level of Detail</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
NURBS	<i>Non Uniform Rational Basis Spline</i>
PAAF	Punção Aspirativa por Agulha Fina
PHANTOM	<i>Personal Haptic Interface Mechanism</i>
PVC	Problemas de valor de contorno
RA	Realidade Aumentada
RCOG	<i>Royal College of Obstetricians and Gynecologists</i>
RV	Realidade Virtual
SA	<i>Simulated Annealing</i> (Arrefecimento simulado)
SGBD	Sistema Gerenciador de Banco de Dados
SI	Sistema Internacional de Medidas
TLED	<i>Total Lagrangian Explicit Dynamics</i>
ViMeT	<i>Virtual Medical Training</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 PROBLEMA E HIPÓTESE	20
1.2 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS.....	21
1.3 JUSTIFICATIVA	22
1.4 LABORATÓRIOS DE PESQUISA ENVOLVIDOS NESTA TESE	24
1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	25
2 CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE DEFORMAÇÃO	26
2.1 MÉTODOS NÃO FÍSICOS OU MÉTODOS GEOMÉTRICOS	30
2.1.1 <i>Spline</i>	31
2.1.2 <i>Free Form Deformation (FFD) - Deformação livre de forma</i>	32
2.2 MÉTODOS FÍSICOS	33
2.2.1 <i>Método dos Elementos Finitos (MEF)</i>	34
2.2.2 <i>Método Massa-Mola</i>	35
2.3 MÉTODOS HÍBRIDOS	37
2.3.1 <i>Método Massa-Tensora</i>	37
2.3.2 <i>Mass Spring Chain</i>	38
2.4 OUTROS MÉTODOS	39
2.4.1 <i>Método ChainMail</i>	40
2.4.2 <i>Métodos dos Elementos de Contorno (MEC)</i>	41
2.4.3 <i>Long Element Method (LEM)</i>	41
2.4.4 <i>Método sem malha (Meshless Method)</i>	42
3 MÉTODOS DE DEFORMAÇÃO PARA TECIDOS MOLES.....	44
3.1 MÉTODOS BASEADOS NO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	47
3.2 TRABALHOS BASEADOS NO MÉTODO MASSA-MOLA	56
3.2.1 <i>Massa Tensora - Adaptação do Massa-Mola</i>	64
3.3 MÉTODO DOS ELEMENTOS LONGOS (LEM).....	65
3.4 MÉTODOS BASEADOS NO CHAIN MAIL.....	66
3.5 SÍNTESE DA REVISÃO SISTEMÁTICA.....	67
4 VIRTUAL MEDICAL TRAINING	70
4.1 <i>VIMETWIZARD</i>	74
4.2 LIMITAÇÕES DO <i>VIMET</i>	75
5 PUNÇÃO ASPIRATIVA POR AGULHAS FINAS (PAAF).....	77
5.1 PROBLEMATIZAÇÃO DO PAAF	78
5.2 CARACTERÍSTICAS DO COMPORTAMENTO FÍSICO DOS TECIDOS HUMANOS	81
5.2.1 <i>Parâmetros físicos empregados nos métodos de deformação</i>	84
5.3 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DAS MAMAS.....	87
6 MÉTODOS E TECNOLOGIAS	90
6.1 TECNOLOGIAS EMPREGADAS.....	91
6.1.1 <i>Mate Face</i>	91

6.1.2 Método Massa Mola com amortecimento	92
6.1.3 Método Gauss-Seidel e vértices ativos	94
6.1.4 Parametrização	97
6.1.5 Cálculo da força externa	99
6.1.6 Linguagens de programação	100
6.2 DISPOSITIVOS	101
6.3 ENTREVISTA COM ESPECIALISTA	103
7 MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE DEFORMAÇÃO	104
7.1 DETALHAMENTO DO MÉTODO DE DEFORMAÇÃO	104
7.2 IMPLEMENTAÇÃO DO PROTÓTIPO PARA TESTES	111
7.3 <i>MODELAGEM 3D DO ÓRGÃO</i>	112
7.4 MODELO VISUALIZAÇÃO E MODELO DE SIMULAÇÃO	114
7.5 INCLUSÃO DO MÉTODO DE DEFORMAÇÃO NO <i>VIMET</i>	117
8 RESULTADOS	119
8.1 IMPLEMENTAÇÃO SEM A INCLUSÃO DOS PARÂMETROS FÍSICOS	119
8.2 IMPLEMENTAÇÃO COM OS PARÂMETROS FÍSICOS	123
8.2.1 <i>Validação dos realismos visual e háptico</i>	131
9 CONCLUSÕES	141
9.1 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA	142
9.2 LIMITAÇÕES TECNOLÓGICAS	143
9.3 TRABALHOS FUTUROS	144
REFERÊNCIAS	146
APÊNDICE A- PROTOCOLO DE REVISÃO SISTEMÁTICA	157
APÊNDICE B - FORMULÁRIO DE CONDUÇÃO DA REVISÃO SISTEMÁTICA	159
APÊNDICE C – ENTREVISTA COM ESPECIALISTA	172

1 INTRODUÇÃO

O treinamento médico por meio de simuladores de Realidade Virtual (RV), mais especificamente a simulação de punção, é o tema central dessa pesquisa. A RV e, mais recentemente também, a Realidade Aumentada (RA) estão construindo um novo paradigma para o ensino da prática médica que pode transformar o sistema de educação em saúde, dado que a RV associa-se a uma interface homem-máquina poderosa, possibilitando ao usuário a interação, a navegação e a imersão em um ambiente 3D sintético, gerado pelo computador por meio de canais multissensoriais (CARDOSO *et al.*, 2007).

Roob (2008) afirma que a utilização da RV abre novos domínios para o ensino e para a prática da Medicina, pois permite que a visualização do objeto a ser manipulado possa ser obtida de forma intuitiva e semelhante à dos objetos reais, porém sem as restrições físicas do mundo real. Cardoso e Lamounier (2006) acreditam que a RV provê um recurso ímpar para o ensino e treinamento em estruturas anatômicas, uma vez que utilizando a RV, o aprendiz pode repetidamente explorar as estruturas de interesse, separando-as ou agrupando-as com as mais diferentes formas de visualização, imersão e exploração, sendo esse um diferencial oferecido em comparação com os treinamentos médicos tradicionais.

As tradicionais formas de treinamento médico e suas limitações são descritas por Halic *et al.*, (2009) da seguinte maneira: **(1) treinamento realizado em cadáveres**, que não proporcionam as mesmas características de tecidos humanos vivos; **(2) treinamento realizado em animais de laboratórios**, que possuem tecidos vivos, porém as estruturas dos órgãos não são as mesmas dos seres humanos; **(3) treinamentos por observação**, no qual estudantes observam profissionais com experiência executarem um determinado procedimento, porém não podem repetir a tarefa executada.

Uma alternativa às formas tradicionais de treinamento médico é, portanto, a RV, pois é amplamente aceita como um meio de ensino na área médica propiciando a imersão do usuário em um Ambiente Virtual de Aprendizagem (AVA), sendo que os simuladores de treinamento baseados em RV representam um novo método para a educação médica e para o treinamento cirúrgico (SOLANKI; RAJA, 2010). A RV permite que profissionais da saúde tenham sensações semelhantes às do

procedimento real, preparando-os técnica e psicologicamente para enfrentar uma situação real (RIVA, 2003).

Em um simulador de RV o procedimento pode ser repetido várias vezes e a disponibilidade não é um problema. Além disso, a prática médica educativa pode ser realizada de forma sistemática no simulador sem arriscar a saúde do paciente (HENG; CHUI, 2001). Ao utilizar um simulador de RV também é possível substituir o emprego de cobaias e cadáver por objetos modelados que simulem tecidos e órgãos humanos (OLIVEIRA; NUNES, 2009). Segundo Frisoli *et al.* (2004) as vantagens imediatas de simuladores são a redução de custos e a possibilidade de simular diferentes condições, incluindo também alguns casos específicos que ocorrem raramente na prática clínica. As principais características dos simuladores de RV são a sua elevada disponibilidade e capacidade de reutilização, o que leva a condições de treinamento ideais em circunstâncias constantes (JUNG *et al.*, 2008).

Além disso, podem ser citadas como vantagens de um simulador de RV a capacidade de imersão e presença¹, que são proporcionadas pelos dispositivos de interação tangíveis, tais como óculos estereoscópicos, capacetes e dispositivos com retorno de força.

No treinamento médico virtual realizado em simuladores há requisitos específicos, tais como: interação em tempo real, modelos realistas para representar órgãos e tecidos, simular os comportamentos físicos parecidos com os reais e, em algumas aplicações, a possibilidade de se obter um *feedback* do procedimento que está sendo simulado. Essas características exigem esforços para o desenvolvimento de técnicas de interação e visualização 3D, além de estudos das características físicas dos tecidos humanos e o estudo das leis da Física envolvidas no processo, principalmente, no que diz respeito ao comportamento físico dos órgãos e tecidos humanos.

De acordo com Moline (1997) *apud* Riva (2003) a capacidade de sentir as forças das malhas do objeto 3D com os movimentos naturais das mãos, melhoraria muito o desempenho dos simuladores de cirurgia e traria maior sensação de realismo aos profissionais da área médica que recebem o treinamento. Segundo Esteban *et al.* (2013), com um simulador háptico moderno, um cirurgião pode ver e

¹ Presença é um estado psicológico, no qual a pessoa falha em perceber a ocorrência de mediação no processo de captação de informações providas de objetos reais ou virtuais (LOMBARD; DITTON, 1997) e (SCHROEDER, 2002) *apud* (OBANA *et al.*, 2012)

sentir da mesma forma que em uma cirurgia na vida real. Portanto, um estudante de medicina pode praticar a forma correta de medir o pulso, distinguir entre um tecido duro ou macio e ainda como manipular instrumentos médicos.

Robb (2008) complementa que a interatividade é fundamental para esse tipo de aplicações de RV, pois produz a sensação de imersão ou presença. Afirma também que a simulação deve ser capaz de proporcionar interação em tempo real, fornecendo o realismo háptico e visual necessários.

Morris *et al.* (2007) afirmam que a interação háptica está presente em quase todos ambientes de simulação e que esta foi projetada para replicar realisticamente as forças reais relevantes para uma determinada tarefa. Segundo Morris *et al.* (2007) alguns estudos sugerem que a simulação em AV pode contribuir para a aprendizagem de habilidades motoras reais aos usuários, além de prover a percepção das formas de objetos virtuais.

Nesta pesquisa, quando são citados os termos “realismo visual”, “realismo háptico” e “realista”, esses termos se referem às seguintes definições: **(1) realismo visual**: está relacionado com a aparência (forma, cor, tamanho, entre outros relacionados à sensação visual) do objeto virtual, que deve ser similar ao objeto real que se pretende simular e nos aspectos relevantes para o procedimento simulado; **(2) realismo háptico**: está ligado à interação física; nesse caso o usuário deve “sentir” a força que está sendo aplicada e obter reações parecidas com as ocorridas no mundo real, como sentir a diferença ao aplicar uma determinada força em um objeto 3D que simula um objeto composto por borracha e outro composto por tecidos humanos; e **(3) realista**: refere-se a aplicações em que são proporcionados os realismos visuais e/ou hápticos. O grau de realismo esperado é aquele que ocorre quando especialistas, ao manipular um modelo 3D, não conseguem identificar diferenças significativas quanto à forma e ao comportamento físico do modelo, em relação ao objeto real e para os fins a que se destinam.

Os objetos deformáveis utilizados em simulações são modelados seguindo-se uma base teórica bem fundamentada e amplamente aceita pela comunidade científica, podendo seguir vários métodos (BALANIUK, 2006). A escolha de um desses métodos depende dos requisitos de cada área de aplicação. Na área de treinamento médico, os objetos deformáveis devem proporcionar um realismo tanto visual quanto háptico. No escopo dessa pesquisa os objetos deformáveis são representados por tecidos moles.

Existem diversos projetos de pesquisas voltados para o desenvolvimento de aplicações que simulem o comportamento físico de tecidos moles durante a deformação. Dentre as inúmeras aplicações, como exemplos podem ser citados: (a) Webster *et al.* (2001) implementaram um simulador háptico de sutura que simula a deformação do tecido; (b) Wagner; Schill; Männer (2002) desenvolveram um simulador para cirurgias oftalmológicas, dando continuidade ao projeto Abulgasem; Nefti (2010) que desenvolveram um novo método de deformação para aumentar o realismo do *Eye Surgery Simulator*, que simula cirurgias de retirada de catarata; (c) Payandeh *et al.*, (2003) conceberam um AV para auxiliar o treinamento de cirurgiões no procedimento de laparoscopia; (d) Williams II *et al.* (2004) implementaram o *Virtual Haptic Back*, que consiste em um simulador multimodal (*feedback* háptico e auditivo) para melhorar o treinamento de diagnósticos por palpação utilizado na medicina osteopática. O *Virtual Haptic Back* também é empregado no treinamento relacionado às aplicações de fisioterapia, massagem terapêutica, quiropraxia e em outros campos que nos quais é necessário o retorno háptico e a deformação dos tecidos; (e) Solanki e Raja (2010) desenvolveram um simulador para exame de palpação de mamas, em que é possível sentir o retorno de força. Segundo os autores esse tipo de procedimento é um dos mais utilizados para diagnosticar câncer de mama, uma vez que a doença aumenta a rigidez do tecido afetado e, por esse motivo as informações sobre o retorno de força são imprescindíveis e; (f) Hamza-Lup *et al.* (2005) criaram um sistema para treinamento distribuído, com alta-definição para modelos deformáveis virtuais. A ideia principal do sistema é garantir que vários aprendizes vejam e interajam com os modelos deformáveis e que todos os envolvidos visualizem os resultados dessas interações.

Dentre estas aplicações pode ser destacado o *Virtual Medical Training (ViMeT)* que consiste em um *framework* para o desenvolvimento de aplicações para treinamento médico virtual, principalmente para o procedimento de punção. O *ViMeT* foi desenvolvido por Oliveira, A. (2007) e, nesta tese, foi utilizado para a realização de experimentos a fim de validar o método de deformação desenvolvido. Cabe ressaltar que o desenvolvimento do método foi realizado de forma genérica e parametrizada, a fim de facilitar o seu uso para outros tipos de treinamento e também outros tipos de aplicações que necessitem a simulação da deformação de materiais heterogêneos. No Capítulo 4 é apresentado o *ViMeT*.

1.1 Problema e Hipótese

Nos simuladores de RV para treinamento médico existem vários problemas que precisam ser resolvidos. Ressaltam-se: (1) o comportamento físico realista dos órgãos durante a deformação, uma vez que estes são formados com diversos tipos de tecidos e cada um com características e comportamentos físicos distintos; (2) a interação 3D em tempo real, neste caso específico a interação háptica com retorno de força; (3) a detecção de colisão entre objetos que simulam instrumentos médicos (agulhas, pinças e outros instrumentos cirúrgicos) e os órgãos e tecidos humanos; (4) a trajetória da agulha, no caso de procedimentos de punção ou sutura; (5) o remalhamento do objeto 3D, depois de simular um corte ou sutura e (6) o cálculo da força friccional, da força de corte e da força elástica. (7) a textura dos modelos e fisiologia dos órgãos simulados.

Para a simulação da deformação de órgãos humanos e/ou tecidos moles obter os valores adequados para os parâmetros como elasticidade, viscoelasticidade, profundidade, ponto de ruptura entre outros, é um requisito muito importante, pois eles definem o realismo na simulação da deformação. A simulação do comportamento físico de tecidos humanos tem sido objeto de pesquisas tanto na Engenharia Biomédica como na Ciência da Computação.

Nessas pesquisas o modelo computacional e a simulação da deformação física e realista dos tecidos moles têm sido o gargalo de muitas aplicações, especialmente no que diz respeito a sistemas que simulam cirurgias virtuais (HUANG *et al.*, 2007).

Ainda sobre a simulação das propriedades do tecido, no caso da deformação, são exigidos algoritmos otimizados, com a finalidade de cumprir tanto a precisão de resultados, quanto o tempo de processamento. Por estas razões, as pesquisas sobre modelos deformáveis, com ênfase na simulação da deformação de tecidos moles, em tempo real, ainda permanecem abertas (FRISOLI *et al.*, 2004).

Frisoli *et al.* (2004) afirma também que a simulação de procedimentos cirúrgicos realistas não exige só o conhecimento das propriedades biomecânicas e o comportamento físico dos tecidos e órgãos, na verdade, a fim de definir-se um Ambiente Virtual (AV) interativo em tempo real, os modelos de tecidos e órgãos devem ser computados e atualizados em tempo real.

Dentre os problemas citados, nesta pesquisa o foco é a simulação da deformação *realista* em aplicações de treinamento médico, mais especificamente o procedimento de punção, a qual ainda é um desafio para pesquisadores, principalmente no que diz respeito à simulação do comportamento físico de tecidos humanos.

Um dos grandes desafios é a incorporação de parâmetros físicos na malha que representa os órgãos. Já que existem órgãos que são compostos por vários tecidos, sendo que cada um deles possuem diferentes propriedades físicas, ou seja, representam um material heterogêneo. Por isso o objeto 3D que representa os órgãos e os tecidos deve conter essas características físicas, a fim de proporcionar um comportamento físico realista durante a simulação da deformação.

Dessa forma, o problema que se pretende resolver, nesse projeto de doutorado é: **“Como simular em aplicações computacionais para treinamento médico, voltados para o procedimento de punção, a deformação de tecidos moles, em tempo real, com realismo visual e háptico”?**

Nesta pesquisa a hipótese central para responder essa questão é a viabilidade da implementação de uma solução em tempo real com suficientes realismos visual e háptico, simulando a composição dos órgãos humanos por meio de camadas e configurando os parâmetros dos objetos 3D que representam tais órgãos de acordo com as propriedades físicas de cada tipo de tecido que compõem o órgão.

1.2 Motivação e Objetivos

A motivação para o desenvolvimento desta tese foi aperfeiçoar e aumentar o realismo físico das aplicações geradas por meio do *ViMeT*.

O objetivo principal deste trabalho é modelar e implementar um método de deformação que possua comportamento elástico, possibilidade de inclusão de parâmetros físicos, simulação de órgãos humanos compostos por diferentes tecidos e interação em tempo real. Para alcançar o objetivo principal foram estabelecidos também alguns objetivos secundários, sendo eles:

1. Remodelar o *ViMeT* para integrar o novo método de deformação;

2. Incluir na ferramenta de Instanciação automática *ViMeTWizard* a configuração dos parâmetros físicos dos tecidos moles, os métodos de deformação, o número de camadas, o número de vértice da malha e armazená-los em um Banco de Dados;
3. disponibilizar uma estrutura de dados que facilite a manipulação dos parâmetros físicos, dos vértices e das arestas dos objetos modelados;
4. fornecer malhas com diferentes quantidades de polígonos;
5. desenvolver um protótipo para a realização de testes, no qual é possível empregar diferentes tipos de tecidos humanos e com diferentes valores dos parâmetros físicos, possibilitando que especialistas avaliem o realismo oferecido.

1.3 Justificativa

O presente projeto de doutorado está em consonância com uma tendência mundial que é a regulamentação do uso de simuladores para a educação e treinamento médico. Essa regulamentação vem sendo realizada por meio dos conselhos e ou colegiados relacionados à prática médica, tanto nos Estados Unidos da América, representado pela *American Board of Medical Specialties- ABMS*² e pelo *Accreditation Council on Graduate Medical Education - ACGME*³, como na Europa, representada pelo *UK's Royal College of Obstetricians and Gynecologists- RCOG*⁴.

As entidades citadas incentivam a utilização de simuladores cirúrgicos como alternativa de educação e treinamento médico e sugerem também que o treinamento deve ocorrer primeiro em simuladores (sala de operação virtual). Quando adquiridas e comprovadas certas habilidades (corte, sutura, punção, entre outras) o estudante estará apto para iniciar o treinamento na sala de operação real (Centro Cirúrgico) (BASDOGAN *et al.*, 2007).

Nos simuladores para treinamento cirúrgico, tanto a deformação dos órgãos quanto os retornos de força devem ser calculados em tempo real. Por outro lado, as mudanças das formas dos tecidos em contato com as forças percebidas pelo

²<http://www.abms.org/>

³<http://www.acgme.org>

⁴<http://www.rcog.org.uk/>

cirurgião, bem como a resistência desses tecidos, devem ser precisas, a fim de possibilitar a aquisição de habilidades manuais úteis para cirurgias reais.

Assim, um modelo de tecidos moles em cirurgias virtuais requer tanto eficiência computacional quanto precisão física. Infelizmente, muitas técnicas disponíveis para a simulação de objetos deformáveis falham com relação a um dos dois aspectos (ZHU *et al.*, 2010).

Um método que simule a deformação em tecidos moles de forma realista, com baixo custo computacional e interação em tempo real pode estimular ainda mais o emprego de RV na educação e no treinamento médico (BASDOGAN *et al.*, 2007).

Já existem várias bibliotecas e ferramentas para resolver os métodos de deformação, porém são específicas para apenas uma determinada área ou tipo de aplicação, nestas aplicações são empregados modelos que simulem apenas órgãos homogêneos e muitos não possibilitam a interação em tempo real. Exemplos destas soluções são apresentados no Capítulo 3.

Dessa forma, pretende-se que com, o método desenvolvido nesta pesquisa, essas limitações sejam minimizadas. Além disso, pretende-se contribuir para que seja disponível no *ViMeT* um método de deformação realista. Porém, espera-se que os resultados obtidos contribuam para a comunidade científica como um todo.

O procedimento de punção foi escolhido, pois dentre as técnicas de punção a Punção Aspirativa por Agulha Fina (PAAF) é uma das técnicas mais utilizadas, pois pode ser executada em consultórios ou em pacientes acamados em seus domicílios, não necessitando de internação hospitalar. Desta forma, menos onerosa, mais rápida e menos estressante, sendo considerada inócua, pois é o método de maior segurança para a obtenção de um diagnóstico morfológico. Além disso, possui sensibilidade e especificidade altas, com raros resultados falso-positivos (DIAGNÓSTICO, 2006).

Além de contribuir com o *ViMeT*, a principal contribuição desse trabalho é nas áreas de engenharia e computação, pois são propostas inovações para a simulação de estruturas formadas por múltiplas camadas de materiais com propriedades físicas distintas, oferecendo assim taxas aceitáveis para a interação háptica.

Para limitação do escopo da pesquisa são utilizados como prova de conceitos os treinamentos virtuais, especificadamente os exames de Punção Aspirativa por Agulhas Finas (detalhado no Capítulo 5). Esse tipo de treinamento foi escolhido, pois

adere às linhas de pesquisa do LApIS e Interlab. Uma vez que, o LApIS desenvolve pesquisa sobre a simulação deste procedimento médico e já possui certo respaldo, como pode ser comprovado por meio das seguintes publicações: (TORRES *et al.*, 2012), (ANJOS; NUNES; TORI; 2012), (KERA; PEDRINI; NUNES, 2011), (ANJOS; TORI; OLIVEIRA; NUNES, 2014), (CORREA; TORI; NUNES, 2013), (CORREA; TORI; NUNES, 2014), (OLIVEIRA; NUNES, 2009), (DELFINO; NUNES, 2007), (CORREA; BEZERRA; NUNES, 2007), (OLIVEIRA *et al.* 2007) (OLIVEIRA *et al.* 2006), (LIMA; NUNES, 2004), (HERMOSILLA; NUNES, 2004).

No Interlab, a experiência em visualização e interação 3D, será empregada no projeto, na fase de integração ao *ViMeT*, que é descrito no Capítulo 4.

Quanto à escolha do *ViMeT* para realização dos experimentos justifica-se, pois este é um dos principais projetos dos laboratórios de pesquisa envolvidos e ainda possui diversos aspectos que precisam ser melhoradas, sendo um deles a deformação.

1.4 Laboratórios de pesquisa envolvidos nesta tese

A presente pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Tecnologias Interativas (Interlab) ⁵ da Escola Politécnica, em colaboração com o Laboratório de Aplicações de Informática em Saúde (LApIS) ⁶, da Escola de Artes, Ciências e Humanidades (EACH), ambos da Universidade de São Paulo.

No Interlab são desenvolvidas aplicações de RV e Realidade Aumentada (RA), voltadas para a Educação a Distância e Jogos. No LApIS são desenvolvidas pesquisas na área de Computação Aplicada à Saúde, desde 2002, empregando RV e Processamento de Imagens. Um dos principais projetos desenvolvidos pelo LApIS é o *ViMeT*.

Atualmente, nos dois laboratórios são desenvolvidas pesquisas voltadas para a melhoria do *ViMeT*, no que diz respeito à simulação da deformação, detecção de colisão e interação 3D, além de metodologias de avaliação de aprendizagem de Ambientes Virtuais.

⁵ INTERLAB: <http://www.interlab.pcs.poli.usp.br/>

⁶ LApIS : <http://www.each.usp.br/lapis/>

1.5 Organização do trabalho

Esse documento é composto por nove capítulos, inclusive esta introdução.

No Capítulo 2 são apresentados os resultados obtidos por meio de uma pesquisa exploratória, no quais foram levantados os aspectos conceituais, como a definição dos Modelos Deformáveis, os principais métodos de deformação, além de um comparativo entre os métodos mais utilizados em aplicações computacionais para treinamento médico.

No Capítulo 3 é apresentado o resultado de uma Revisão Sistemática sobre a simulação de deformação em tecidos moles.

O *ViMeT* é apresentado no Capítulo 4 e no Capítulo 5 o procedimento de Punção Aspirativa por Agulhas Finas é descrito, bem como o órgão escolhido para a realização dos experimentos.

No Capítulo 6 são apresentados métodos e tecnologias empregados para o desenvolvimento do método de deformação apresentado nesta pesquisa.

No Capítulo 7 são apresentados os detalhes da modelagem e implementação do método de deformação. Os resultados são apresentados no Capítulo 8 e no Capítulo 9 são realizadas as considerações finais e trabalhos futuros. Finalmente, as referências utilizadas são apresentadas, bem como os apêndices.

2 CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE DEFORMAÇÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados de uma pesquisa exploratória que teve como objetivo descobrir o estado da arte dos principais tópicos envolvidos no presente projeto, a saber: modelos deformáveis, principais métodos utilizados para a simulação da deformação e vantagens e desvantagens dos métodos encontrados.

De acordo com Moore e Molloy (2007) até a década de 80 as técnicas de modelagem computacionais só permitiam modelar corpos rígidos. Os modelos que permitem a deformação elástica dos objetos recebem o nome de modelos deformáveis, esse termo foi cunhado por Terzopoulos e Witkin (1988) que pela primeira vez, incorporaram os conceitos da Mecânica do Contínuo e atribuíram propriedades físicas, diretamente, em um objeto gráfico.

Segundo Meier *et al.* (2005), os modelos deformáveis podem ser definidos em uma dimensão (linhas e curvas), duas dimensões (superfícies) e três dimensões (objetos 3D). A modelagem de objetos deformáveis tem sido estudada em Computação Gráfica por mais de duas décadas a partir de um grande número de aplicações que utilizam esses objetos.

Gibson e Mirtich (1997) citam a utilização de modelos deformáveis em ferramentas computacionais para desenho, processamento de imagens, aplicações de computação gráfica (animação de roupas e expressões faciais), simulação cirúrgica e sistemas de treinamento (médico, militar, educacional, entre outros). Os dois últimos tipos de aplicação demandam modelagens complexas que promovam a simulação do comportamento físico e em tempo real de tecidos moles, não lineares e deformáveis. Sobre a utilização de modelos deformáveis que simulam os comportamentos físicos de órgãos e tecidos humanos, utilizados em aplicações de Realidade Virtual voltadas para o treinamento médico, Balanaiuk (2006) afirma que

conforme aumenta o poder computacional os modelos deformáveis começam a ser utilizados em pesquisas de RV e surgem novas aplicações como a modelagem de tecidos humanos, animação de personagens interativos, treinamento médico e simulação cirúrgica. Pesquisadores estão trabalhando para estender a simulação dos modelos deformáveis para empregar em aplicações interativas de RV. Eles visam, essencialmente, simulações baseadas em física de objetos complexos deformáveis e interatividade multimodal, interfaces gráficas e táteis, pois se almeja a possibilidade de manipular e alterar os modelos em tempo real.

Nas aplicações de RV voltadas para a área médica é importante à realização de um estudo das características físicas dos órgãos humanos, assim como seus comportamentos. O estudo realizado para o presente trabalho é detalhado no Capítulo 5.

Atualmente, as técnicas de modelagem para objetos deformáveis combinam elementos da geometria, física, cálculo avançado, teoria da aproximação, estatística e estudos de computação numérica (MOORE; MOOLY, 2007). Os modelos deformáveis com base em Leis da Física foram desenvolvidos na tentativa de descrever com precisão as interações sutis entre os objetos virtuais e as forças externas neles aplicadas (CHOI *et al.*, 2002).

Para descrever essa interação são desenvolvidos vários métodos. O termo “métodos de deformação” é utilizado na literatura pela maioria dos autores, conforme pode ser verificado em Gibson e Mirtich (1997), Meier *et al.* (2005), Nealen *et al.* (2006). Já Moore e Molloy (2007) utilizam o termo “técnicas de modelagem de deformação”. Assim como o que ocorre em relação à nomenclatura, também não existe uma padronização em relação à classificação empregada. Neste trabalho optou-se por utilizar o termo métodos de deformação. Quanto às classificações apresentadas nesta tese, essas foram retiradas dos trabalhos mais citados pela comunidade científica.

As classificações apresentadas foram propostas, respectivamente, por Gibson e Mirtich (1997), Meier *et al.* (2005), Nealen *et al.* (2006) e Moore e Molloy (2007). Os autores agrupam os métodos considerando o emprego ou não de parâmetros físicos. Como a maioria dos métodos se repete nas três classificações, primeiramente as classificações são apresentadas, para em seguida serem apresentadas as características, vantagens, desvantagens e exemplos de aplicações dos métodos mais abordados, respectivamente, nas Seções 2.1, 2.2 e 2.3.

Gibson e Mirtich (1997) classificam os métodos da seguinte forma: (1) modelos não físicos, que deformam a geometria, por meio do deslocamento de vértices e arestas, mas sem a preocupação com as Leis da Física; (2) Modelo Massa-Mola, que representa um modelo físico simplificado, ou seja, representa um modelo discreto, sendo uma aproximação significativa das Leis da Física que ocorrem em um corpo contínuo; (3) Modelos Contínuos e Métodos dos Elementos Finitos, que consideram o equilíbrio geral do corpo acionado por forças externas e

calculam a deformação desses objetos a partir da fusão dessas forças e das propriedades do material; e (4) Modelos de Aproximação Contínua, que são motivados pelas Leis da Física, porém não as empregam. Na Figura 1 é apresentada a síntese dessa classificação em forma de diagrama.

Figura 1 - Classificação proposta por Gibson e Mirtich (1997)

Fonte: Gibson e Mirtich (1997)

Na Figura 2 é apresentada, de maneira resumida, a classificação proposta por Moore e Molloy (2007). Nessa classificação os métodos são agrupados da seguinte forma: (1) Modelos não físicos, que se preocupam somente com a geometria; (2) Modelos físicos, que possuem uma subclassificação: Modelos Discretos e Modelos Contínuos e (3) Modelos de Aproximação Contínua englobando os mesmos métodos propostos por Gibson e Mirtich (1997).

Figura 2 - Classificação proposta por Moore e Molloy (2007)

Fonte: Moore e Molly (2007)

A classificação de Meier *et al.* (2005) é apresentada da seguinte maneira: (1) Abordagem heurística⁷; (2) Abordagem da Mecânica do Contínuo e (3) Abordagem híbrida. Os autores enquadram na abordagem heurística os métodos que não promovem resultados idênticos aos obtidos pelo comportamento físico dos materiais quando submetidos a forças externas. Nesses métodos tanto os parâmetros quanto os resultados são uma aproximação simplificada do comportamento físico.

Os métodos em que são incorporadas as Leis Físicas representadas pela Mecânica do Contínuo são agrupados na Abordagem da Mecânica do Contínuo. A abordagem híbrida considera métodos resultantes da junção de dois métodos, provenientes da mesma abordagem ou de duas abordagens diferentes. Na Figura 3 é apresentada essa classificação.

Figura 3 - Classificação proposta por Meier *et al.* (2005)

Fonte: Meier *et al.* (2005)

Após o estudo das referidas classificações, concluiu-se que independentemente dos critérios utilizados para agrupar os métodos, alguns deles aparecem nas três classificações. Da mesma forma, existem métodos que são considerados somente em uma das classificações. Com o objetivo de analisar as

⁷ Heurística: "método de investigação baseado na aproximação progressiva de um dado problema" (HOUAISS, 2001).

vantagens de cada uma das abordagens e métodos, as três classificações foram agrupadas no Quadro 1. Essas classificações serviram como base para a delimitação do tema, que foi aprofundado por meio de uma Revisão Sistemática e, cujo resultado é apresentado no Capítulo 3.

Quadro 1 - Relação entre as classificações, abordagens e métodos.

Métodos	Autores e abordagem		
	Gibson e Mirtich (1997)	Meier <i>et al.</i> (2005)	Moore e Molloy (2007)
<i>Splines e Patches</i>	Não físicos	Abordagem heurística	Não físicos
<i>Free Form deformation</i>			
Massa-Mola	Massa-Mola		Físico Modelos Discretos
<i>Linked Volume</i>	Não consideram	Modelos Contínuos	Não consideram
Massa Tensora			
Elementos Finitos	Modelos Contínuos		Físico Modelos Contínuos
Tensores pré-processados	Não consideram		Não consideram
<i>Snakes</i>	Modelos de Aproximação contínua	Não consideram	Modelos de Aproximação contínua
Modelos de contornos ativos			
Métodos Híbridos	Modelos rígidos e modelos deformáveis	Tensores pré-processados + Massa Tensora	Não consideram

Fonte: Autora

2.1 Métodos não físicos ou métodos geométricos

Nos métodos não físicos ou geométricos, o objeto é deformado a partir de manipulações em elementos geométricos, como vértices e pontos de controle. Geralmente, as técnicas geométricas de deformação são eficientes computacionalmente e relativamente simples de implementar. No entanto, não permitem a simulação da mecânica envolvida nas deformações, proporcionando, assim, movimentos pouco realistas (BASDOGAN *et al.*, 2007).

Gibson e Mirtich (1997) descrevem os métodos não físicos ou geométricos como métodos que utilizam apenas fundamentos matemáticos, como pontos de controle ou formas paramétricas, para a composição dos objetos.

Os métodos *Splines* e *Free Form Deformation (FFD)* são exemplos de métodos geométricos e são descritos nas Seções 2.1.1 e 2.1.2.

2.1.1 Spline

Segundo Conci e Azevedo (2003, p. 92), “o nome *Spline* faz alusão ao termo da língua inglesa, que é utilizado para denominar a régua flexível usada em desenho para gerar curvas livres suaves, isto é, com curvaturas contínuas”.

Splines são segmentos curvos descritos matematicamente com o uso de técnicas de interpolação numérica. No processo de modelagem de objetos deformáveis, o uso de curvas é determinado essencialmente como passo intermediário para a criação das superfícies dos objetos (MOORE; MOOLY, 2007).

As curvas são definidas especificando-se um conjunto de pontos de controle, que indicam a sua forma geral e com os quais se formam as equações paramétricas polinomiais que a descrevem (AZEVEDO; CONCI, 2003). Segundo Moore e Mooly (2007) existem vários tipos de *Spline*, cada um com suas propriedades, especificadas pelo tipo de polinômio usado e pelas condições de contorno impostas.

Meier *et al.* (2005) afirmam que os exemplos de *Splines* mais utilizados são *Bezier Spline* e *Non-Uniform Rational B-Spline* (NURBS), conforme Figura 4 e Figura 5. Esses autores afirmam que as *Splines* deformáveis, também conhecidas como contornos ativos, foram os primeiros modelos deformáveis a serem desenvolvidos por Terzopoulos e Witkin (1998) e foram também os primeiros modelos empregados no campo de simulação cirúrgica (COZER *et al.*, 1993 *apud* MEIER *et al.*, 2005).

Figura 4 – Curva B-Spline com 15 pontos de controle.

Fonte: MATLAB

Figura 5 - NURBS com pontos de controle

Fonte: 3DMax

Sobre a utilização de *Splines* na simulação cirúrgica Meier *et al.* (2005) afirmam que não são a melhor opção, pois a utilização de parâmetros físicos é realizada de maneira empírica e, também por comprometer o realismo visual, uma vez que os objetos são representados por superfícies e formas ocas.

2.1.2 Free Form Deformation (FFD) - Deformação livre de forma

No FFD é introduzido um objeto de qualquer representação gráfica dentro de um espaço determinado por um volume parametrizado, o qual terá seus pontos de controle interligados aos pontos do objeto a partir de funções pré-definidas (MOORE; MOLLOY, 2007).

O FFD é considerado também uma poderosa técnica de modelagem, tanto como uma representação de sólidos livre de forma e como um método para esculpir modelos sólidos, que permite ao usuário dobrar, torcer e afunilar um objeto (TOKUYAMA *et al.*, 2009). Segundo Tokuyama *et al.* (2007) a principal vantagem do FFD é sua versatilidade, ou seja, a sua aplicabilidade em todas as representações de geometrias incorporadas.

Embora várias versões de FFD tenham sido propostas, o conceito básico permanece o mesmo. Ou seja, por meio uma estrutura 3D (paralelepípedo), os usuários podem manipular a geometria incorporada como mostrado na Figura 6, na

qual podem ser observados os pontos de controle da estrutura e os vértices do sólido a ser manipulado.

Segundo Gibson e Mirtich (1997), o objeto é deformado pelo resultado da deformação do espaço em que se encontra. Este método pode ser aplicado a diferentes representações gráficas, tais como, polígonos, splines, superfícies entre outros.

Fonte: Tokuyama *et al.* (2009)

2.2 Métodos Físicos

Os métodos físicos destinados à manipulação de objetos deformáveis surgiram a partir da necessidade de modelagem de ambientes e fenômenos naturais, cujo desenvolvimento torna-se praticamente impossível a partir de técnicas puramente geométricas.

Esses métodos utilizam princípios físicos e poder computacional para simulação realista de processos físicos complexos que seriam difíceis ou impossíveis de simular com técnicas puramente geométricas (GIBSON; MIRTICH, 1997).

Segundo Moore e Molly (2007), com o aumento do poder computacional tornou-se possível melhorar as técnicas de modelagem por meio de computadores. Com a possibilidade incorporar à estrutura geométrica dos modelos os Princípios da Física, tais como Dinâmica e Mecânica do Contínuo, dessa forma, foi possível obter deformações mais convincentes e realistas. Os métodos para deformação baseados na Física consideram Leis da Dinâmica para modelar o movimento e a forma dos

objetos. Na Seção 5.2.1 são apresentados os conceitos da Física uma vez que são empregados nesse tipo de método.

Segundo Terzopoulos; Witkin e Kass (1987), os parâmetros fundamentais usados na definição dos modelos são de natureza puramente Física, tais como forças e torques, porém para que elas possam atuar, os modelos dependem do tempo. Essa dependência se dá ao fato das equações que modelam as leis do sistema físico devem ser integradas ao longo do tempo, para produzirem o efeito desejado. Os tipos de deformação dependem diretamente das propriedades do material e das forças externas aplicadas nos modelos.

Dentre os métodos físicos existentes, o método dos Elementos Finitos e o Massa-Mola são os mais utilizados. Tais métodos são descritos nas Seções 2.2.1 e 2.2.2.

2.2.1 Método dos Elementos Finitos (MEF)

De acordo com Gibson e Mirtch (1997), o MEF é usado para encontrar uma aproximação para uma função contínua que satisfaça alguma expressão de equilíbrio, como a expressão de equilíbrio da deformação. No MEF, o objeto é dividido em elementos contínuos por nós discretos. A função que resolve a equação de equilíbrio é encontrada para cada elemento. Segundo Molinari *et al.* (2005), o MEF consiste na discretização do espaço (ou material) de um domínio em elementos de dimensão limitada conectados entre eles em um número finito de pontos (nós). Na Figura 7 são representados, respectivamente um objeto (domínio) e um elemento (subdomínio).

Figura 7 - Representação de um objeto e de um elemento que o compõe.

Fonte: Autora

A resolução do MEF é dada pela Equação (1), na qual “M” é a matriz de Massa, “C” a matriz de amortecimento e K a matriz de rigidez. A aceleração, a velocidade e o deslocamento são representados, respectivamente, por $\ddot{u}$, $\dot{u}$ e u , F representa a soma da força externa e da força da inércia.

$$M\ddot{u} + C\dot{u} + Ku = F \quad (1)$$

No MEF são calculados os deslocamentos de cada elemento do domínio, independentemente, de serem necessários na simulação. Dessa forma, existem as matrizes do elemento e as matrizes globais que representam o domínio.

Segundo Balaniuk (2006), o MEF é uma maneira clássica de resolver equações de mecânica do contínuo. É uma estrutura matemática usada para discretizar um problema. Além de ser muito preciso e realista é também altamente abrangente e complexo, por isso apresenta um alto custo computacional, o que torna a implementação deste método um desafio (HALIC *et al.*, 2009).

Duysak e Zhang (2004) reafirmam que a desvantagem desse método é o seu considerável custo computacional. Para aplicações de Engenharia o custo computacional não representa uma desvantagem, pois não há a necessidade de interação em tempo real, porém o mesmo não ocorre em aplicações gráficas interativas, como por exemplo, aplicações computacionais para treinamento médico.

Para Azar; Metaxas e Schnall (2000), uma vantagem do MEF é a possibilidade de utilizar diferentes parâmetros em uma mesma aplicação, ou seja, para elementos adjacentes é possível atribuir diferentes parâmetros físicos. Como desvantagens, os autores citam a dificuldade de sua implementação e o maior tempo de processamento computacional.

2.2.2 Método Massa-Mola

O Massa-Mola é um método baseado na Física, que tem sido amplamente utilizado e se mostra eficaz para a modelagem de objetos deformáveis. Esse método é constituído por um conjunto de pontos ligados por mola e amortecedores em uma estrutura de malha, conforme Figura 8. As molas conectadas por pontos de massa exercem forças sobre os pontos vizinhos quando uma massa é deslocada de sua posição de repouso. Frequentemente as molas são lineares e respeitam a Lei de

Hooke, porém molas não lineares também são utilizadas para representar tecidos como, por exemplo, a pele humana, que tem comportamento inelástico (GIBSON; MIRTCH, 1997).

Fonte: Gibson e Mirtch (1997).

A segunda Lei de Newton é usada para definir a equação do movimento de um ponto em sistemas dinâmicos (BALANIUK, 2006). Diferente do MEF no caso do Massa-Mola, o cálculo não é realizado no objeto todo, mas somente no nó que recebeu a força e os nós adjacentes. Na Equação (2), no qual M e C são as matrizes de massa e amortecimento e $\ddot{u}$ e $\dot{u}$ são, respectivamente, a aceleração e a velocidade do vértice que recebeu a força externa. Já $\sum k_{ij} u$ representa a força elástica, ou seja, a força restauradora da mola e a F_{ext} é a força externa aplicada no vértice.

$$M\ddot{u} + C\dot{u} + \sum k_{ij} u = F_{ext} \quad (2)$$

A principal desvantagem desse método apresentada por Duysak; Zhang e Ilankovan (2003) é em relação ao comportamento de materiais homogêneos deformáveis, pois a definição correta dos parâmetros, tais como a rigidez da mola e a viscosidade, na prática, são determinados principalmente por tentativa e erro com base nos resultados da simulação visual, devido à dificuldade existente para obter-se valores precisos. Além disso, esses parâmetros são normalmente escolhidos como coeficientes constantes e, por isso, são incapazes de modelar características do tecido complexo e não linear.

Tanto para Moore; Mooly (2007) quanto para Meier *et al.* (2005) a principal desvantagem é que o método Massa-Mola tem uma tendência a oscilar devido a sua

estrutura iterativa. Porém, os autores afirmam também que têm sido desenvolvidas várias pesquisas, nos últimos anos a fim de minimizar os problemas de precisão do método. No entanto, a maioria dos esforços tem sido direcionada a aplicações que resultam em modelos híbridos, em que as melhores características de vários métodos de deformação são combinadas.

2.3 Métodos Híbridos

Existem também os métodos híbridos, que associam características de duas ou mais categorias de métodos não físicos e dos métodos físicos, de forma a aproveitar as potencialidades de cada uma (GIBSON; MIRTICH, 1997). Alguns autores também usam o termo método híbrido para indicar adaptações e/ ou a inclusão de uma nova característica em um método mais existente.

Um exemplo de um método híbrido que proposto por Pincibono; Delingette; Ayach (2000) é o Massa Tensora, que utiliza a abordagem do MEF e o método Massa-Mola (Seção 2.3.1). Outro exemplo híbrido é o algoritmo *Mass-Spring Chain*, desenvolvido por Duysak e Zhang (2004), e que utiliza como princípio o método Massa-Mola, porém é mais rápido por não precisar de uma abordagem iterativa (Seção 2.3.2).

2.3.1 Método Massa-Tensora

O método massa tensora foi proposto por Pincibono; Delingette e Ayache (2000) consiste em um modelo deformável baseado em elasticidade não linear e no MEF. Esse método é válido para grandes deslocamentos (deformações). Essa propriedade aumenta o realismo da deformação e resolve os problemas relacionados com as deficiências de elasticidade linear, válido apenas para pequenos deslocamentos. Esse modelo também resolve o problema das variações de volume, adicionando as restrições de incompressibilidade do modelo.

Segundo Pincibono; Delingette; Ayach (2000), a ideia principal do modelo Massa Tensora é dividir, para cada tetraedro, a força aplicada em um vértice em duas partes: a força criada pelo deslocamento de vértices e as forças produzidas pelo deslocamento de seus vizinhos. Desta forma, pode-se definir para cada

tetraedro há um conjunto de vértices e arestas representadas por massas tensoras na matriz da rigidez.

Xu; Liu; Zhang (2009) que utilizaram o Algoritmo Arrefecimento Simulado ou *Simulated Annealing*⁸ (SA) para aperfeiçoar o Modelo Massa-Mola e então Xu *et al.* (2011) melhoraram o método massa tensora e apresentaram duas vantagens importantes: 1) **a viscoelasticidade não linear** é incorporada, o que torna o modelo mais realista, e 2) **a força viscosa** tem uma relação não linear com a velocidade de deformação, o que reflete melhor o comportamento físico do tecido real.

2.3.2 Mass Spring Chain

Duysak e Zhang (2004) desenvolveram um novo algoritmo para simular a deformação, que foi desenvolvido combinando os pontos fortes do método Massa-Mola e do algoritmo Chain Mail. O algoritmo possui as seguintes características: emprega malhas triangulares; exige apenas um passo, portanto, é muito rápido e adequado para aplicações interativas; emprega regras de deformação mais sofisticadas, que pode representar as propriedades dos materiais. Além disso, está preparado para futuras incorporações, incluindo a representação das propriedades físicas por meio da identificação de parâmetros do sistema. Na Figura 9 é apresentado um modelo simplificado do método proposto por Duysak e Zhang (2004).

A malha inicial é apresentada na Figura 9 (a), no qual são definidos os pontos e as molas de acordo com o seu papel no processo de deformação. Então a deformação começa a partir de pontos de massa movidos (pontos ativos) e se propaga através de toda malha 3D por meio das molas. As molas ligadas aos pontos ativos (molas ativas) são deformadas primeiro. As outras extremidades das molas ativas são definidas como os pontos semiativos, que são interligadas pelas molas semiativas para ser deformado no passo seguinte. As setas na figura mostram a direção da deformação. O ponto ativo e molas semiativas são deformados e desligados terminando assim, o primeiro ciclo de propagação de deformação, conforme ilustrado na Figura 9 (b). O próximo ciclo começa com os pontos semiativos anteriores, que agora são pontos ativo Figura 9 (c). A deformação

⁸*Simulated annealing* é uma metaheurística para otimização que consiste numa técnica de busca local probabilística, e se fundamenta numa analogia com a termodinâmica.

acaba quando todas as molas e pontos na malha são processados ou, então, outro critério de término pode ser definido para finalizar o processo.

Figura 9- Definição dos nós que deformaram

Fonte: Duysak e Zhang (2004).

Com essa solução proposta os autores conseguem resolver uma das limitações do Método Massa-Mola que consiste em deslocar os vértices de um determinado triangulo sem nenhuma condição de limite, o que pode causar um resultado não realista. Com a definição dos pontos e molas ativos e pontos e molas semiativos, os autores simulam o limite da deformação que é empregado no método Chain Mail, no qual o limite de compressão ou estiramento são os elos da corrente.

Outra vantagem deste método é que não é necessário empregar um método de solução iterativa, pois a definição dos pontos e molas ativos depende da direção da deformação. No entanto a desvantagem é que qualquer rotação na malha o processo de definir pontos e molas ativos se faz necessário novamente.

2.4 Outros métodos

Nas próximas seções são apresentados métodos que surgiram, nas últimas décadas, mas que são utilizados por vários pesquisadores em suas pesquisas e

aplicações. Esses métodos são apresentados independentemente das classificações anteriores.

2.4.1 Método ChainMail

O método *ChainMail 3D* foi desenvolvido por Gibson (1997). Neste método, os elementos são tratados como elementos de volume, que estão relacionados com seus seis vizinhos mais próximos. Quando um nó da estrutura é puxado ou empurrado, os vizinhos ligados a ele absorvem o movimento.

Se uma ligação entre dois nós é esticada ou comprimida ao seu limite, os deslocamentos são transferidos para as suas ligações vizinhas. Dessa forma, pequenos deslocamentos de um ponto selecionado geram um resultado relativamente pequeno em deformações locais, enquanto o deslocamento em um sistema que já está esticado ou comprimido ao máximo faz com todos os elementos do sistema se movam (GIBSON, 1997). Na Figura 10 é apresentado o esquema do *ChainMail*.

Figura 10 - Deformação 2D, quando o elemento selecionado é movido.

Fonte: Gibson (1997).

O *ChainMail* é muito rápido, pois não é uma abordagem iterativa que levaria muitos passos para chegar ao estado final. O algoritmo *ChainMail*, no entanto, não é um método baseado em física e tem várias desvantagens. Não é adequado para a

maioria das aplicações porque só funciona em estruturas baseadas em subdivisão espacial, no qual são utilizados elementos de volume (*voxels*) no lugar de representação por superfícies. Também é difícil determinar as restrições que representam as características físicas do material.

2.4.2 Métodos dos Elementos de Contorno (MEC)

O MEC é uma alternativa interessante para a abordagem padrão de Elementos Finitos, porque todos os cálculos são feitos na superfície (fronteira) do corpo elástico em vez de seu volume. Resumidamente, a forma integral da equação de movimento é transformada em uma integral de superfície através da aplicação do teorema de Green-Gauss (MOORE, MOOLY, 2007).

O método atinge uma velocidade substancial, porque o problema tridimensional é reduzido a duas dimensões. No entanto, a abordagem só funciona para objetos cujo interior é composto por um material homogêneo. As mudanças topológicas também são mais difíceis de lidar do que na abordagem MEF explícita, em que apenas ocorrem mudanças locais na matriz de rigidez ou a conectividade do elemento precisa ser recalculada (NEALEN *et al.*, 2005).

Segundo Meier *et al.* (2005), no método MEC os cálculos do interior do objeto são desprezíveis, por isso somente é considerada a discretização da superfície. A vantagem desse método é devido ao baixo custo computacional.

2.4.3 Long Element Method (LEM)

O Método dos Elementos Longos (*Long Element Method* – LEM[®]) é utilizado para simular objetos deformáveis em aplicações de RV, pois se mostra eficaz na modelagem de deformações em tempo real e com realismo físico (BALANIUK; SALISBURY, 2002). O método 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, conforme ilustrado na Figura 11. A deformação global é calculada com precisão considerando fenômenos importantes e de difícil simulação, como a preservação do volume e os efeitos da gravidade.

Figura 11 - Demonstração do método LEM

Fonte: Balanaiuk e Salisbury (2002).

Segundo Costa e Balanaiuk (2001), para cada elemento longo escreve-se uma equação estática para variáveis globais (por exemplo, pressão e densidade) ao invés de variáveis pontuais (força e massa). A aplicação do *princípio de Pascal* (a pressão é transmitida igualmente em um fluido confinado) e da conservação do volume permite a solução do sistema de equações e torna possível uma simulação real do ponto de vista físico e rápida (em tempo real) do ponto de vista computacional.

Esse método foi concebido para tecidos deformáveis com líquidos em seu interior. Assim, é particularmente interessante para a simulação de procedimentos cirúrgicos e treinamento médico. Complexas deformações elásticas e plásticas podem ser simuladas em tempo real com menor esforço computacional. O LEM é útil em interações 3D em tempo real, modelagem de tecidos moles, além de renderização gráfica e háptica (COSTA; BALANIUK, 2001).

2.4.4 Método sem malha (*Meshless Method*)

Métodos sem malha podem ser entendidos como métodos numéricos para a solução de problemas de valor de contorno (PVC), cujas equações básicas do modelo discreto independem da definição de uma malha de elementos finitos. Em resumo, a solução aproximada do problema, em um espaço de dimensão finita, é constituída sem que a conectividade entre os pontos nodais desta aproximação seja pré-estabelecida (BARROS, 2002).

Em modelos deformáveis sem malha, um objeto em estudo é interpretado como partículas com representação parametrizada. A deformação do objeto é vista

como o movimento de nuvens de pontos, sendo reconstruída global e localmente usando a equação de Lagrange (WANG *et al.*, 2008).

No MEF, a aproximação é definida mediante interpolações locais em cada elemento, sendo, por isto, válida apenas nesse subdomínio. A continuidade da aproximação fica garantida com o pré-estabelecimento de uma conectividade entre os nós. Já nos procedimentos sem malha, dada à ausência dos elementos, a aproximação é construída em cada posição do domínio global, sendo, portanto, definida de modo dinâmico; mantém-se, entretanto, seu caráter local conforme a definição de domínios de influência, denominados nuvens (DUARTE; ODEN (1995) *apud* BARROS, 2002). Tal estratégia admite que, em cada posição de interesse, novas relações de conectividade nodal sejam estabelecidas, possibilitando com que a aproximação do domínio seja feita sem a necessidade de se definir elementos, mas apenas a partir de uma distribuição de pontos nodais.

Barros (2002) cita algumas variações existentes dos Métodos Sem Malha: Hidrodinâmica de Partículas Suavizado (*Smoothed Particle Hydrodynamics* – SPH) de Monaghan (1982) e (1994); Métodos dos Elementos Difusos (MED) de Nayroles. Touzot; Villon (1992); Método de Galerkin Livre de Elementos (MGLE) de Lu; Gu (1994); Métodos dos Pontos Finitos (MPF) desenvolvido por Oñate; Idelsohn; Zienkiewicz (1995), Oñate (1996), Método das Partículas Reprodutoras do Núcleo de Liu; Zhand (1995).

As considerações acerca deste capítulo foram que não é necessária, para a realização desta tese, a adoção de uma classificação, mas sim conhecer as características, vantagens, desvantagens e aplicabilidade de cada método estudado. Foi possível, também, limitar o escopo da pesquisa e reconhecer as palavras-chaves para a realização da Revisão Sistemática (apresentada no Capítulo 3). Após a pesquisa exploratória realizada para a elaboração deste capítulo, observou-se que os métodos com abordagem baseada na Física são os mais indicados e mais empregados no desenvolvimento de aplicações computacionais para treinamento e simulação cirúrgica.

3 MÉTODOS DE DEFORMAÇÃO PARA TECIDOS MOLES

Para a elaboração desse capítulo foi utilizado o método de pesquisa científica denominada Revisão Sistemática, que no presente trabalho teve como objetivo descobrir os principais métodos utilizados para simular a deformação de tecidos moles, em aplicações computacionais para treinamento médico. Para a realização da Revisão Sistemática foram empregados dois formulários, a saber: o protocolo de revisão (Apêndice A) e o protocolo de condução (Apêndice B).

Para a documentação dessa Revisão Sistemática foi utilizada a ferramenta JabRef⁹, que é gratuita e destinada ao gerenciamento de referências. Com a Revisão Sistemática pretende-se responder a seguinte questão:

Quais métodos são utilizados para a simulação da deformação realista e em tempo real para tecidos moles?

Para responder a essa questão foram utilizadas as seguintes palavras-chave: *Deformable models, Real-time, Soft tissue, Surgery Simulation, Virtual Reality*. Essas palavras foram transformadas nas seguintes *strings*:

- *(((((Search Title: Soft Tissue) AND Search Title: deformable models) AND Search Title: Surgery Simulation) AND Search Title: real time);*
- *(((((Search Index Terms: deformable models) OR Search Index Terms: soft tissue) AND Abstract: surgery simulation) AND Abstract: virtual reality) AND Abstract: real time);*

As *strings* foram repetidas nas máquinas de busca do IEEE¹⁰, ACM¹¹ e SpringerLink¹². Para a realização das buscas, juntamente com as *strings* foi utilizado como parâmetro a data de publicação, nas buscas foram selecionados, apenas, artigos publicados a partir do ano 2000.

Além dessas bases, também foi realizada uma entrevista com um especialista em Física Computacional, responsável pelo desenvolvimento do LEM. O objetivo dessa entrevista foi verificar se as palavras-chave e os critérios (inclusão e exclusão)

⁹<http://jabref.sourceforge.net/>

¹⁰www.ieee.org

¹¹www.acm.org

¹²<http://www.springerlink.com>

estavam adequados e, também, promover uma discussão sobre os artigos, métodos e parâmetros físicos empregados na pesquisa, enfatizando os métodos de Elementos Finitos, Massa-Mola e LEM.

No projeto definiu-se que para serem incluídos, os artigos deveriam apresentar resultados satisfatórios em pelo menos um dos requisitos exigidos nas aplicações de treinamento médico virtual, tais como: realismo háptico, realismo visual e interação 3D. Além disso, todos esses requisitos deveriam proporcionar resultado em tempo real.

A Revisão Sistemática foi conduzida no período de outubro a dezembro de 2010, a partir dos resultados obtidos percebeu-se a necessidade de alterar os critérios de inclusão. Dessa forma, a Revisão Sistemática foi repetida no período de janeiro a março de 2011 e novamente no mês de novembro de 2011.

Ao final das buscas foram encontrados 197 artigos, sendo que de 21 eram repetidos, resultando 178 artigos que passaram pela seleção preliminar e os artigos foram lidos integralmente e sintetizados.

Na máquina de busca da ACM foram aplicados filtros, para que os artigos fossem buscados apenas nos periódicos da área da Ciência da Computação e nas subáreas Bioengenharia, Medicina e Computação Gráfica. Foram encontrados 45 artigos nessa busca.

Utilizando os mesmos filtros na máquina de busca do IEEE foram encontrados 27. O resultado obtido na *SpringerLink* foi um total de 102 artigos, porém foram realizados três refinamentos utilizando como filtro a área de pesquisa. Foram encontrados 26 artigos na área “*Computer Science e Computer Graphics*”. Na área “*Engineering*” foram encontrados 25 artigos e na área “*Medicine*” utilizou-se ainda o filtro de subárea “*surgery*”, e foram retornados 27 artigos.

Resultaram 78 artigos sendo que 40 deles são capítulos de livros ou artigos no qual o *download* não estava disponível, portanto foram avaliados 38 artigos. No Quadro 2 é apresentado o número de artigos avaliados e incluídos em cada uma das máquinas de busca.

Quadro 2 – Resultados das buscas nas fontes: ACM, IEEE e SpringerLink.

Fonte	Artigos Avaliados	Artigos Incluídos
ACM	45	4
IEEE	27	11
SpringerLink	38	2

Fonte: Autora

No Gráfico 1 são apresentados os artigos incluídos, a fim de facilitar a visualização da informação, sendo agrupados, a partir dos métodos de deformação empregados. Os métodos MEF e Massa-Mola são os predominantes, sendo que se juntarmos Massa-Mola com o Massa Tensora, esses representam 42% dos artigos incluídos.

Gráfico 1 - Artigos incluídos separados por métodos.

Fonte: Autora

No Quadro 3 é apresentada uma síntese dos métodos estudados, em que são apontadas as principais características de cada um deles e nas seções subsequentes são apresentadas as sínteses dos artigos.

Após leitura e síntese dos artigos, constatou-se que a maioria dos autores utilizou mais de um método; os autores se basearam em um método e fizeram modificações, ou então incluíram outro método, criando uma solução híbrida. Dessa forma, as seções foram definidas a partir do método empregado como base no desenvolvimento da aplicação.

Quadro 3- Comparativo dos artigos incluídos

Trabalho	Método	Tempo de resposta da interação háptica
Chai; Sun e Tang. (2001).	Elementos Finitos	Satisfatório, mas com adaptação.
Wang <i>et al.</i> (2010)		Satisfatório, mas com adaptação.
Shao <i>et al.</i> (2010)		Satisfatório, mas com adaptação.
Heng <i>et al.</i> (2004)		Satisfatório, mas com adaptação.
Wu e Heng (2005)		Satisfatório, mas com adaptação.
Koçak e Cooper (2009)		Não realista.
Zhu <i>et al.</i> (2010)	Massa-Mola	Depende do tamanho da malha
Hui e Dang-xio (2010)		Satisfatório.
Chen <i>et al.</i> (2007)		Satisfatório.
Choi <i>et al.</i> (2004)		Não foi avaliado.
Basafa e Farahmand (2011)		Excelente e sem aumento do custo computacional.
Oliveira <i>et al.</i> (2006)		Satisfatório.
Pincibono, Delingette e Ayache (2003).	Massa Tensora	Satisfatório de acordo com a avaliação dos usuários.
Xu <i>et al.</i> (2009)	Massa Tensora	Satisfatório.
Sundaraj <i>et al.</i> (2002)	LEM	Suficiente, para modelos que representam objetos com superfície e líquido dentro.
Balaniuk (2006)		Suficiente, para modelos que representam objetos somente a superfície.
Wang e Fester (2004)	ChainMail	Satisfatório.

Fonte: Autora

3.1 Métodos baseados no Método dos Elementos Finitos

Dentre os artigos encontrados foram incluídos seis artigos que tiveram aplicações desenvolvidas a partir do MEF. Foi observado que nenhum dos autores utiliza somente o MEF, devido ao alto custo computacional, que impossibilita a interação em tempo real. Por isso, no desenvolvimento das aplicações o MEF foi adaptado ou foi utilizado juntamente com outro tipo de método.

Chai; Sun e Tang (2001) desenvolveram uma abordagem híbrida utilizando como método base o MEF. Nessa abordagem a ideia básica é separar o objeto modelado em sub-regiões, utilizando como critério as propriedades não lineares ou a mudança da topologia. De acordo com essas características o MEF pode ser adaptado para as diferentes partes.

Os autores definiram o método a partir da observação de que os cirurgiões realizam os procedimentos em uma pequena área do corpo humano, que é previamente marcada durante a fase de planejamento do procedimento médico. Dessa forma, eles dividem a geometria em duas partes: a que será empregada na operação, na qual é empregado o MEF com propriedades não lineares e a parte que não é usada na operação, na qual é utilizado o MEF com propriedades lineares.

Além dessas duas partes, no momento da implementação é definido a parte que representa o limiar entre as duas regiões, a essa parte os autores dão o nome de interface, pois possui informações das duas regiões. A interface foi uma preocupação dos autores, uma vez que é possível que um determinado ponto esteja na margem dessas regiões (CHAI; SUN; TANG, 2001).

O ponto chave do modelo híbrido é reduzir a ordem das equações integrais do MEF o máximo possível. Assim consegue-se obter uma redução do custo computacional. O núcleo do algoritmo prevê a junção dos valores obtidos na deformação nas três regiões, na sua implementação as equações reduzidas do MEF são resolvidas para obter as deformações da região de operação, e então calcular as deformações da região de “não operação”. O algoritmo consiste em dois estágios: pré-processamento e estágio de tempo de resposta.

O estágio de pré-processamento contém cinco fases: (1) gerar a estrutura de malha do corpo do paciente com base em imagens de ressonância magnética; (2) atribuir parâmetros do material (massa e módulo de Young) a todas as partes do corpo; (3) marcar a região da cirurgia na malha e decidir as regiões (envolvidas, não envolvidas e interface), essa marcação é feita manualmente; (4) definir as condições de contorno e as condições iniciais. A maior dificuldade apontada por Chai *et al.* (2001) foi determinar o estado inicial das forças distribuídas pelo tecido; os autores estimaram os valores a partir da tensão aplicada pelos médicos na superfície da pele.

No estágio “tempo de resposta”, a estrutura da malha e os parâmetros do material são atualizados de acordo com a cirurgia e as equações reduzidas são

calculadas de forma iterativa. Esse estágio é dividido em oito etapas: (1) avaliar as forças externas dos instrumentos cirúrgicos (como bisturi) aplicadas sobre o corpo humano na cirurgia; (2) calcular se a força do bisturi for maior do que a atribuída a um limiar, então o tecido é cortado e a malha é reorganizada ao redor do corte; (3) inicializar o módulo de Young em cada elemento do conjunto dos deslocamentos; (4) atualizar as equações reduzidas do MEF no local; (5) resolver as equações reduzidas para obter a malha reposicionada, utilizada na parte da operação; (6) encontrar a diferença entre vetores de deslocamento dos dois modelos; (7) calcular o vetor de deslocamento da parte não utilizada na operação e (8) mostrar o tecido deformado e esperar a próxima interação.

Shao; Zhou; Wu (2010) utilizam a mesma abordagem proposta por Chai; Sun e Tang (2001) dividindo o objeto em três áreas: (1) operacional; (2) não operacional e (3) interface. Primeiro é empregado o *Fast Lattice Shape Matching* (FLSM) na região não operacional e na região da interface. Para a região não operacional o método calcula as posições que serão utilizadas para o cálculo da força da próxima etapa. Já na região da interface, para cada nó somente é calculada a posição alvo, sendo que esta posição é determinada a partir do valor da força externa a ser aplicada. Em seguida, o modelo híbrido utiliza o *Total Lagrangian Explicit Dynamics* (TLED) para calcular as deformações da região operacional e da região da interface. O algoritmo TLED foi proposto por Miller *et al.* (2007) e segundo estes

O algoritmo numérico TLED é eficiente para a simulação de deformações de tecidos moles (como o cérebro, fígado, rim, entre outros), em aplicações em tempo real como simulação cirúrgica. O algoritmo baseia-se no MEF utilizando a Formulação Total de Lagrange, no qual tensões e deformações são medidas em relação à configuração original. Esta escolha permite o pré-processamento da maioria das derivadas espaciais antes do início do procedimento de integração do tempo. A integração do tempo é feita de forma explícita, o que elimina a necessidade de resolver a equação iterativa durante a interação. O algoritmo é capaz de manipular tanto a geometria quanto as propriedades materiais não lineares. O TLED utilizando oito hexaedros sub-integrados, requer aproximadamente 35% menos operações de ponto flutuante por elemento; a cada instante de tempo, os mesmos elementos são atualizados, utilizando o algoritmo explícito de Lagrange.

O modelo híbrido pode obter o equilíbrio entre o realismo físico com o TLED e a eficiência computacional com o FLSM; dessa forma é possível simular grandes deformações em tempo real. O modelo híbrido combina o TLED com FLSM para simular o objeto deformável como um todo, sendo que o destaque desse método está na forte ligação entre os nós dos diferentes modelos usados na simulação. Na

Figura 12 os nós em verde representam o TLED, os nós de cor amarela representam o FLSM e os nós que aparecem na cor branca representam a região da interface, ou seja, a ligação entre as duas regiões (MILLER *et al.*, 2007).

Figura 12 - Demonstração das áreas: operação, interface e não operação.

Fonte: Shao; Zhou e Wu (2010).

Os deslocamentos (deformações) dos três diferentes tipos de nós devem ser calculados pelos diferentes métodos. O algoritmo de deformação do método híbrido é descrito da seguinte forma: (1) ocorre um pré-processamento no qual a malha de triângulos de cada objeto é armazenada. São utilizadas árvores construídas em *Graphics Processing Unit* (GPU) através da *Compute Unified Device Architecture* (CUDA) para acelerar o cálculo da distância escalar e a informação dos dados pré-computados das diferentes regiões são carregados na memória da GPU. Finalmente, as variáveis nodais são inicializadas; (2) ocorre em paralelo, o cálculo dos deslocamentos de nós FLSM e dos nós da região de interface. Dessa forma, os autores conseguem obter a interação em tempo real e o realismo visual da deformação. Na Figura 13 são apresentados exemplos da deformação obtida com a abordagem híbrida.

Figura 13 - Exemplos da utilização da abordagem híbrida baseado no MEF

Fonte: Shao; Zhou e Wu (2010).

Outro exemplo de método desenvolvido com base no MEF foi implementado por Wang *et al.* (2010). Os autores combinaram o algoritmo TLED com o algoritmo de nó virtual, com a finalidade de simular, em tempo real, o corte de tecidos moles com propriedades não lineares.

Segundo Wang *et al.* (2010), “o método modifica a topologia, localmente, e prepara a quantidade pré-processada para o elemento adicionado recentemente, na memória, e assim resolve o problema da quantidade de dados pré-processados”.

No elemento local é realizado um pré-processamento ao invés de calcular a deformação global, ou seja, de todos os elementos. No TLED todas as variáveis são direcionadas para a configuração original do sistema. Isso faz com que o número de operações matemáticas seja reduzido a cada passo do algoritmo, essa redução é alcançada por ser utilizada a abordagem explícita, ou seja, em um sistema dinâmico a equação de equilíbrio do MEF é dada pela fórmula $MU + DU + K(U)U = R$, sendo que o vetor de deslocamento nodal é representado por U , a matriz de massa por M , a matriz de amortecimento por D , a matriz de rigidez por K . Dependendo da deformação desejada K pode representar um comportamento não linear (WANG *et al.*, 2010).

A ideia principal do algoritmo de nó virtual é: se um elemento é cortado, é substituído por duas partes do elemento com a mesma geometria. Cada elemento criado contém parte do material do elemento cortado. O algoritmo de nó virtual percebe a mudança de topologia não pela subdivisão do elemento ou corte na borda do elemento, mas pela duplicação do elemento.

Ao lidar com a mudança de topologia, o algoritmo de nó virtual fornece um bom *feedback* visual, sem afetar a qualidade do elemento. Por isso não vai afetar a precisão e a convergência da solução numérica. Esse é um aspecto muito importante para combinar o algoritmo nó virtual e o algoritmo TLED, porque o TLED utiliza a integração explícita do tempo que é condicionalmente estável e elementos não considerados não são incluídos no processamento, dessa forma reduz-se significativamente o tempo de resposta.

Os elementos criados são apenas cópia do elemento cortado, as quantidades pré-processadas para os novos elementos podem também ser copiados a partir do elemento cortado. Como as matrizes de rigidez globais não são montadas, o custo do corte é principalmente o custo da modificação da topologia. Então, combinando o algoritmo TLED e o algoritmo de nó virtual, o custo computacional do corte é

reduzido, o que torna possível a simulação de corte em tempo real. Na Figura 14 é apresentada a combinação dos dois algoritmos e na Figura 15 Wang *et al.* (2010) apresentam uma comparação entre o método proposto por eles com mais dois métodos.

Figura 14 - Combinação do algoritmo TLED e do algoritmo Nó Virtual

Fonte: Wang *et al.* (2010)

Figura 15-Comparativo entre os resultados a partir da utilização de três métodos.
(a) Método proposto por Zhong *et al.* (2005); (b) Método proposto Wu e Heng (2005) e.
(c) Aplicação do método TLED e nó virtual

Fonte: He-Xiang (2011)

Na Figura 15 (a) é apresentado o resultado da deformação obtido com o método proposto por Zhong *et al.* (2005) *apud* Wang *et al.* (2010), na qual foi utilizada uma malha com 1097 nós e 4780 elementos, o tempo real foi alcançado, porém a aparência não foi boa. Na Figura 15 (b) pode ser observado o resultado visual obtido com o método proposto por Wu e Heng (2005) *apud* Wang *et al.* (2010), neste caso o resultado visual foi superior, mas para isso foi utilizada uma malha com 152 nós e 416 elementos. O resultado alcançado com a utilização da

abordagem híbrida proposta por Wang *et al.* (2010) é apresentado na Figura 15 (c) no qual foi utilizado um objeto 3D composto por 6097 tetraedros.

Heng *et al.* (2004) desenvolveram um método híbrido baseado na Análise dos Elementos Finitos. Esse método foi empregado em uma aplicação para treinamento de artroscopia de joelho. Os modelos utilizados para simular o órgão humano foram obtidos da biblioteca *Visual Human* (NLM, 2013).

Para alcançar o *feedback* em tempo real, os autores propuseram um modelo híbrido chamado Elementos Finitos Condensado, composto por duas regiões: uma região operacional e uma região não operacional. Durante a cirurgia a maioria das operações é conduzida em uma área patológica do órgão. Por isso, somente na região de operação é que ocorre a mudança topológica (HENG *et al.*, 2004).

Como as duas regiões são conectadas por vértices compartilhados entre elas, condições adicionais de contorno precisaram ser introduzidas a ambos os modelos. Na Figura 16 são apresentadas as diferentes regiões do modelo híbrido.

A fase de execução inclui: a detecção de colisão, a deformação e o corte dos tecidos moles, renderização local, reorganização realista da malha e a comunicação com o microcontrolador embutido no dispositivo háptico. Esse microcontrolador rastreia a posição e a orientação dos braços do dispositivo, o retorno da força é baseado no resultado da deformação dos tecidos moles, obtido a partir de experimentos, ou seja, os valores são empíricos.

O sistema desenvolvido por Heng *et al.*(2004) consiste em duas fases, sendo uma a fase de pré-processamento e outra a fase de execução. Na fase de pré-processamento, os componentes do joelho são modelados, sendo utilizados tetraedros para a criação da geometria.

Wu e Heng (2005) propuseram um esquema melhorado com base no método proposto por Heng *et al.* (2004). Com essa melhoria é possível a modelagem de simulação cirúrgica, em que os usuários podem realizar livremente o corte, o pinçar e, ainda esticar os tecidos moles e ainda detectar se houve ou não a deformação.

Os resultados obtidos demonstraram que o método fornece um meio eficaz e eficiente. Usando este novo sistema, além de lidar com o corte na região operacional, a manipulação interativa pode ser flexível e realizado em qualquer outra região (WU; HENG, 2005). Na Figura 17 (a) é apresentado o modelo no qual é destacado a área de operação, já na Figura 17 (b) o destaque é na região de não operação.

Figura 17 - (a) Modelo com a área de operação em cinza; (b) modelo com a área de não operação em azul.

Fonte: Wu e Heng (2005).

Koçak; Palmerius e Cooper (2009) desenvolveram uma técnica análoga à aplicação do nível de detalhe (*Level of Detail* – LOD, que é uma técnica adotada em Computação Gráfica), mas com o domínio do tempo em vez do domínio do espaço. A abordagem adotada é chamada de região assíncrona. Os nós do modelo MEF são separados em diferentes regiões e, os nós de cada uma delas podem ser resolvidos com frequências¹³ diferentes, por técnicas de solução diferentes. O tamanho de cada uma delas pode ser adaptável em tempo real.

Os autores têm como objetivo calcular a deformação com alta frequência na vizinhança local ao redor do nó de contato, enquanto o cálculo dos nós mais

¹³Koçak; Palmerius e Cooper (2009) entendem como frequência a taxa de atualização do deslocamento dos vértices.

remotos é realizado com frequências mais baixas. A região de contato, bem como sua vizinhança é visualmente e fisicamente mais significativa do que nas regiões mais distantes. Essa separação de regiões garante a possibilidade de dedicar o poder computacional para implementação de características como a não linearidade, viscoelasticidade, anisotropia ou ainda aumenta a resolução na vizinhança (KOÇAK; PALMERIUS; COOPER, 2009).

De acordo com Koçak; Palmerius e Cooper (2009) as regiões assíncronas são partes separadas do modelo, em que as equações correspondentes do MEF são resolvidas com diferentes taxas de reorganização de malha. Para criar as regiões de solução foi utilizado o método MEF é dividido em diferentes grupos. A região vizinha ao nó de contato é chamada de região primária; esta é resolvida com uma frequência alta e as outras regiões são chamadas de regiões secundárias.

Os limites de uma região assíncrona são mantidos em um vetor de uma estrutura de fronteira que contém os índices do começo e do fim dos nós de um subconjunto da região. Na Figura 18 é ilustrado o vetor, em que os nós em vermelho representam a região principal e é resolvido com 1 kHz, enquanto que os nós em verde e azul são as regiões secundárias e são resolvidos, respectivamente, com 100 e 10 Hz.

Figura 18 - Alocação das regiões assíncronas do modelo

Fonte: Kocak; Palmerius e Cooper (2009).

A mesma abordagem é usada para modelos 3D para criar vetores das regiões de fronteira. Os nós de ligação entre duas regiões diferentes permitem que o comportamento da deformação atravessasse todo o modelo ainda que as regiões sejam atualizadas com diferentes frequências. No início da simulação o número de regiões assíncronas, o tamanho e taxa de atualização de cada um são definidas para valores padrão.

Na Figura 19 é apresentada a visualização de uma simulação com regiões assíncronas, que são representadas com cores diferentes. A região primária, com de alta frequência é representada pela cor amarela e as regiões secundárias estão, respectivamente, representadas pelas cores vermelha e verde.

Figura 19 - Regiões assíncronas 3D

Fonte: Kocak; Palmerius e Cooper (2009).

3.2 Trabalhos baseados no Método Massa-Mola

Na Revisão Sistemática foram incluídos seis artigos que utilizaram o método Massa-Mola para o desenvolvimento de aplicações de simulação de deformação.

Chen *et al.* (2007) desenvolveram uma nova abordagem baseada no Método Massa-Mola e na representação mediana deste. O Massa-Mola é usado como modelo de tecidos moles, em um número de massas discretas e conectadas com molas. A topologia utilizada por Chen *et al.* (2007) é baseada na Segmentação de Balão, em que cada massa se conecta com seus seis pontos vizinhos, por meio de molas, conforme mostrado na Figura 20.

Figura 20 - Representação dos pontos de massa

Fonte: Chen *et al.* (2007)

O Algoritmo de Representação Medial é um modelo baseado na linha de centro. Ele registra apenas informações dos nós centrais. Quando há uma deformação na linha central, é possível redesenhar a superfície do objeto com a informação de centro. Dessa forma, o algoritmo de Representação Medial é bastante apropriado para os tecidos moles, como modelos de vasos sanguíneos (CHEN *et al.*, 2007).

No modelo de Chen *et al.* (2007), a linha central é modelada em um sistema Massa-Mola, ou seja, cada par de nós vizinhos na linha central está ligado por uma mola. Quando uma força é adicionada na linha central, a deformação ocorrerá como em qualquer sistema Massa-Mola. Então, de acordo com os pontos da superfície da malha, reconstrói-se a malha inteira.

Devido às propriedades físicas dos tecidos moles, o uso de deformação da mola linear pode levar a alguma distorção do resultado. Para resolver este problema, os autores introduziram o conceito de sistema de molas não lineares. Isso significa que a força interna já não é um termo linear nos deslocamentos nodais.

Segundo Chen *et al.* (2007), o modelo híbrido proposto funciona bem e quando comparado com o MEF, o modelo é muito mais simples, o cálculo é muito mais rápido, e a deformação é realista. Os pesquisadores afirmam que a característica não linear introduzida na fórmula do sistema Massa-Mola não afeta a velocidade do cálculo, mas o comportamento de deformação de objetos é mais realista. Os requisitos precisão e interação em tempo real são satisfeitos.

Hui e Dang-xiao (2010) desenvolveram um simulador para cirurgia odontológica, que necessita de um AV complexo e que exige dois dispositivos hápticos. Os autores empregaram um *framework multi-thread* para que os tempos de respostas da deformação e dos cálculos de força aplicados nos tecidos moles ocorressem em tempo real. A força é calculada com base em um modelo híbrido físico/geométrico e é filtrada antes de ser enviada para os dispositivos hápticos a fim de obter um *feedback* estável.

O sistema Massa-Mola desenvolvido por Hui e Dang-xiao (2010) consiste em dois tipos de mola, a mola estrutural e a mola flexível. A fim de simular tecidos moles incompressíveis e resistentes à flexão, foram adicionadas molas adicionais, chamadas molas de retorno, sendo que essas provêm a cada massa (vértice) a tendência de voltar para sua posição original. Se houver uma massa com qualquer divergência, essa será puxada de volta à posição original da mola de retorno.

Quando ocorrer a entrada de forças externas baseadas nas ações do usuário, a malha se deforma de acordo com as propriedades físicas do modelo Massa-Mola. Além disso, a Terceira Lei de Newton deve ser mantida durante toda a simulação háptica. Toda força que o usuário aplicar no modelo deve ser refletida de volta ao usuário por meio do mecanismo de *feedback* do háptico (HUI; DANG-XIAO, 2010).

A *thread* da deformação dinâmica e a *thread* do dispositivo háptico realizam o fechamento do laço para então dar o retorno ao dispositivo. Mas as duas *threads*, dificilmente poderão ser sincronizadas devido ao alto custo computacional da *thread* responsável pela deformação dinâmica. Toda vez que a deformação dinâmica e o processo de atualização terminar, a *thread* do dispositivo háptico é tratado com base nas informações antigas de detecção de colisão. Assim, ocorre uma vibração do dispositivo, que é tratada por meio da utilização do filtro de Gauss. Dessa forma tenta-se eliminar a instabilidade da força. Na Figura 21 é apresentado o agrupamento das *threads*.

Figura 21 - Agrupamento das *threads*

Fonte: Hui e Dang-xiao (2010)

Hui; Dang-xiao (2010) aplicaram o método em um simulador de cirurgia odontológica e utilizaram um modelo de malha com 143 massas e 951 molas, para simular a bochecha e outro modelo de malha com 213 massas e 951 molas a língua. Esses experimentos na bochecha e na língua foram realizados para avaliar o tempo real, desempenho e estabilidade.

Zhu *et al.* (2010) implementaram a deformação dinâmica dos pontos de massas e molas, sendo que o movimento dinâmico do ponto é descrito pela Segunda Lei de Newton. Quando uma força externa " F " é aplicada, o comportamento dinâmico de cada ponto massa é influenciado.

Os autores propõem a modelagem de um método de deformação local e em tempo real, o que limita o cálculo dentro de uma região de influência. A região

afetada muda de acordo com a alteração da localização que o dispositivo háptico realiza na superfície dos tecidos moles.

O princípio do método é descrito da seguinte forma: em primeiro lugar, os nós da superfície malha triangular são removidos, conforme Figura 22 (a); em segundo lugar, vértices de triângulos são mantidos, como mostrado na Figura 22 (b); então, quando a sonda virtual entra em contato com a superfície do tecido mole, então o programa, pode procurar o ponto mais próximo da ponta da sonda virtual, que é nomeado como o ponto médio, mostrado como ponto zero na Figura 22 (c).

De acordo com a estrutura de triângulos mostrada na Figura 22 (a), o ponto zero irá se conectar com os seus pontos vizinhos 1 a 8 como molas virtuais. Ao mesmo tempo, nos pontos 1 a 8 é adicionada a força de restrição fixa, que constitui o anel de restrição e são desenhadas usando "X". Quando as sondas virtuais se afastam ou se aproximam da superfície do tecido mole, esses voltam a sua posição original sob a força da mola. Dessa forma, a simulação da elasticidade do tecido é obtida pela capacidade de restaurar a deformação gerada na superfície do objeto.

Figura 22 - Representação das três fases do método

Fonte: Zhu *et al.* (2010).

O método implementado foi incluído em um *framework* para simulação de cirurgia virtual de estômago. Quando a sonda virtual exerce força sobre a superfície do estômago virtual, o método Massa-Mola é construído imediatamente. Quando a sonda é removida da superfície, a deformação é restaurada sob a força da mola. Como o estômago é um objeto elasticamente deformável, esse responde de forma natural às forças aplicadas (ZHU *et al.*, 2010).

Os procedimentos de simulação propostos são gerais e podem ser usados em outros tipos de simulações médicas. Esse método pode ser utilizado em outros

tecidos virtuais, como o modelo de rim, sendo necessário somente ajustar a mola e os coeficientes de amortecimento, de acordo com as propriedades físicas de tecido. Além disso, também é possível realizar a deformação de relevo.

Basafa e Farahmand (2011) desenvolveram uma nova abordagem, implementando o comportamento visco-elástico dentro do método Massa-Mola e tiveram como objetivo proporcionar uma simulação mais sofisticada e realista do comportamento mecânico de tecidos moles. Esse comportamento é gerado por meio da interação em tempo real com uma sonda utilizada em cirurgias laparoscópica.

O método Massa-Mola convencional foi melhorado pelos autores com o emprego de molas e amortecedores não lineares, e conseguiram um aumento no desempenho computacional. Isso foi conseguido usando um modelo de mola mais sofisticado e resolvendo o método Massa-Mola tradicional em duas etapas. Na primeira etapa é empregado um polinômio de terceiro grau para os pequenos deslocamentos (método explícito) e na segunda etapa o sistema é resolvido da forma tradicional para simular o comportamento linear para grandes deslocamentos.

Os autores também possibilitaram o ajuste dos parâmetros, a detecção de colisão e a simulação, com a finalidade de fornecer uma solução total para um ambiente gráfico interativo, que será utilizado em um simulador de cirurgia laparoscópica. Em relação aos parâmetros foi utilizado um procedimento de otimização em um conjunto limitado de dados experimentais, para proporcionar uma resposta temporal a um modelo isotrópico homogêneo. O valor dos parâmetros foi obtido a partir do resultado da soma dos quadrados da diferença entre um conjunto de dados experimentais e as respostas correspondentes a um modelo quando submetido às condições de carga e limites pré-estabelecidos.

A força de amortecimento assumida consiste em dois componentes: (1) um componente de taxa de deformação-tensão e um componente de tensão. Esta simulação não linear de efeitos viscosos não só proporcionou um maior grau de liberdade, ou seja, dois parâmetros de amortecimento independentes, mas também ajudou a reproduzir o comportamento visco-elástico mais realista para pequenas deformações de tecidos biológicos (BASAF; FARAHMAND, 2011).

De acordo com os autores, a eficiência computacional do sistema foi aceitável em tempo real, tanto para a simulação háptica como para a simulação visual. Para modelos de até 500 nós, a simulação pode ser executada com uma taxa de

atualização de 150 Hz para o dispositivo háptico e pelo menos com uma taxa de atualização de 30 Hz para processamento e exibição visual.

Na Figura 23 é apresentado o resultado da interação do instrumento cirúrgico virtual com um modelo de fígado, composto por 470 nós e 1702 tetraedros. A simulação foi realizada a uma taxa de 150 iterações por segundo e a atualização visual foi feita a cada 5 iterações.

Figura 23 - Resultado da deformação a cada 5 iterações

Fonte: Basafa e Farahmand (2011).

Choi *et al.* (2004) criaram um abordagem para simulação de tecidos moles deformáveis a partir da propagação escalonável da força, baseado no Método Massa-Mola. O modelo proposto pelos autores foi desenvolvido em Java e Java 3D e ao invés de considerar a deformação dos objetos globalmente, o modelo processa somente os nós contidos nas regiões em que ocorre a interação (aplicação de uma força externa).

Com o intuito de não aumentar o custo computacional nos casos de múltiplos estímulos de força externas. Os autores sincronizaram as regiões locais (Figura 24), de tal forma que as camadas mais internas e de mesma profundidade, mas de diferentes regiões, tenham a mesma prioridade.

Figura 24 - União de duas regiões locais sob a ação de duas forças externas

Fonte: Choi *et al.* (2004)

Por isso a fila de nós é organizada da seguinte maneira: primeiros ficam os nós estimulados ($S_1, S_2, \dots, S_3$) seguidos dos nós da primeira camada da região local ($L_1 = L_{11} \cup L_{1,2} \cup \dots \cup L_{1n}$); as outras camadas são organizadas sucessivamente e a camada L_m é a camada de maior profundidade. A camada mais profunda é limitada pela profundidade de penetração especificada.

O algoritmo de busca do nó também serve pra a sobreposição das regiões locais, quando os nós estimulados são muito espaçados ou a profundidade de penetração é muito grande. Na Figura 25 são apresentados os nós enfileirados de acordo com a camada e a região.

Figura 25 - Enfileiramento dos nós para a propagação sucessiva da força

Fonte: Choi et al.(2004)

Foram feitos experimentos com materiais homogêneos e isotrópicos e composto por nós com a mesma massa e rigidez. Os resultados obtidos indicaram que o modelo pode ser usado para tarefas colaborativas, tais como manipulação de objetos virtuais deformáveis com vários graus de liberdade. A anisotropia do modelo tem sido demonstrada por meio da criação de molas com rigidez diferentes, nas direções vertical e horizontal. Finalmente, o modelo foi aplicado para simular a deformação de objetos ocios (CHOI et al., 2004).

Na Figura 26 é apresentado o modelo de superfície de um estômago humano. A deformação é simulada pela aplicação de uma força para empurrar o estômago. A reorganização da malha é realizada localmente, na vizinhança da força aplicada.

Figura 26 - Aplicação do modelo em um objeto 3D

Fonte: Choi et al.(2004)

Oliveira *et al.* (2006) utilizaram o método Massa-Mola para simular a deformação de objetos 3D que representam órgãos humanos. O método desenvolvido faz parte do pacote *DefApliMed* que contém classes concretas e abstratas que realizam o cálculo dos nós e arestas do modelo 3D. O *DefApliMed* faz parte de um framework orientado a objetos, voltado para o desenvolvimento de aplicações para treinamento Médico, denominado *Virtual Medical Training (ViMeT)*. Na Figura 27 são apresentados alguns dos objetos 3D utilizados nos testes do pacote *DefApliMed*.

Figura 27 - Objetos 3D utilizados no ViMeT

Fonte: Oliveira et al.(2006)

O método promove a deformação plástica, uma vez que retirada a força externa, o objeto 3D não volta à forma original, como ocorre em um procedimento geral. A fim de testar a eficiência do método foram feitos experimentos utilizando modelos com malhas contendo diferentes quantidades de polígonos. Os resultados

obtidos foram satisfatórios em relação à visualização, porém o comportamento elástico que é característico em tecidos moles não foi alcançado, sendo essa a sua principal limitação (OLIVEIRA *et al.*, 2006).

3.2.1 Massa Tensora - Adaptação do Massa-Mola

Dois artigos que descrevem aplicações desenvolvidas com Massa Tensora foram incluídos e são descritos a seguir.

Segundo Pincobono; Delingette e Ayache (2001) propõem um modelo deformável em tempo real, baseado no MEF, no Massa-Mola, na elasticidade não linear e com comportamento anisotrópico. Somente é considerado, como comportamento elástico linear se o deslocamento e a deformação não ultrapassarem dez por cento da malha do objeto 3D utilizado.

O modelo linear é não invariável quando ocorrem rotações, sendo este ponto sua principal limitação. Quando acontece uma rotação a energia elástica altera o volume do objeto. No caso da rotação global do objeto, a solução é simples, pois basta repetir o *frame* da posição original, porém o problema se dá quando somente parte da geometria é rotacionada.

Os autores utilizaram a teoria dos Elementos Finitos para expressar o modelo elástico de St. Venant-Kirchhoff e colocaram parâmetros de rigidez. A ideia principal do Modelo Massa Tensora é dividir a força aplicada em um vértice em duas partes: uma é a força criada pelo deslocamento dos vértices e a outra parte pelas forças produzidas pelos deslocamentos de seus vizinhos. Desta forma, é possível definir para todos os tetraedros um conjunto de forças tensoras locais para vértices e arestas.

A elasticidade não linear permite simular deformações muito mais realistas do que aquelas proporcionadas pela elasticidade linear, assim como modelos com grandes deslocamentos. No entanto, o custo computacional é maior do que na elasticidade linear. Desta forma, Pincobono *et al.* (2002) utilizam a elasticidade não linear em apenas uma parte da malha e no restante utilizam o modelo elástico linear.

O objetivo principal do trabalho de Xu *et al.* (2011) é melhorar o realismo visual a partir da utilização de parâmetros mais precisos. Em geral o tecido mole é visco elástico, exibindo tanto o comportamento elástico quanto viscoso. Devido a esta limitação, Xu *et al.* (2011) incluíram as características da viscoelasticidade no

Método Massa Tensora, proposto por Picinbono; Delingette; Ayache (2003). Os autores afirmam que é vantajoso utilizar a capacidade que o Massa Tensora tem para simular a deformação em objetos com geometria não trivial e sujeito a forças aplicadas de forma arbitrária.

Um problema comum no Massa Tensora é a ambiguidade na determinação, de valores adequados dos parâmetros empregados no modelo, a fim de reproduzir comportamentos físicos realistas de tecidos moles. Na maioria das vezes esses parâmetros (rigidez da mola e constante do amortecimento) são atribuídos e ajustados manualmente e os valores são atribuídos por tentativa e erros, tendo como base o resultado visual da deformação.

3.3 Método dos Elementos Longos (LEM)

Dois artigos que atenderam os critérios de inclusão utilizaram o LEM. Sundaraj e Laugier (2002) utilizaram o LEM e o princípio de Pascal para a conservação de volume. Em seguida, aplicaram um método iterativo com sucessivos-relaxamento e Newton-Raphson para análise não linear do sistema. Isso produz um comportamento quase dinâmico do modelo, que é particularmente interessante para tecidos moles.

No modelo básico a geometria é representada por uma malha triangular, que pode ser volumétrica ou de superfície. Os autores construíram os elementos longos utilizando como base a superfície da geometria.

Sundaraj e Laugier (2002) testaram os seguintes tipos de deformações: efeitos da gravidade, ações de apertar, puxar, alongar, flexionar e torcer. Para o experimento foi utilizado como modelo um paralelepípedo com 90 vértices e 176 facetas ou uma esfera com 92 vértices e 180 facetas. A partir dos resultados, os autores observaram que após as modificações o LEM exibe um comportamento físico razoavelmente realista.

Embora a pressão aplicada sobre o objeto 3D que se pretende deformar, seja simétrica, o resultado da deformação não ocorre simetricamente. Isso acontece porque a malha utilizada não é topologicamente simétrica. Uma maneira de melhorar a precisão é usar uma malha mais densa. Isso irá aumentar a complexidade do problema e, como tal, cabe ao usuário encontrar um equilíbrio (SUNDARAJ; LAUGIER, 2002).

Segundo Balaniuk (2006) desenvolveu um novo método de deformação, baseado no LEM, segundo o autor esse método pode ser empregado em qualquer tipo de modelo, no qual são necessários dispositivos hápticos. O método utiliza funções de transferência linear ou não linear. As constantes elásticas são estimadas e podem ser definidas com um vetor ou um tensor.

Balaniuk (2006) afirma que outra contribuição do método é a capacidade de estimar continuamente a elasticidade do local tocado na superfície, dentro do loop háptico. Isso se deve à simplificação do protocolo de comunicação entre o objeto 3D e o dispositivo háptico.

A rigidez do local tocado deve ser constantemente informada ao dispositivo háptico, segundo Balaniuk (2006) já existem métodos que realizam essa tarefa. De acordo com o autor, no método proposto existem duas integrações explícitas que ocorrem simultaneamente: a estimativa incremental do retorno de força e adaptação das constantes elásticas. A qualidade da integração do retorno de força depende de uma estimativa da força aplicada. Na Figura 28 é apresentado o resultado da primeira experiência realizada, em que foi simulado o contato com uma superfície plana sem atrito elástico linear.

Figura 28 - Deformação promovida pelo LEM

Fonte: Balaniuk (2006)

3.4 Métodos baseados no Chain Mail

Dentre os artigos que tratam do *ChainMail* somente um atendeu aos critérios de inclusão. Wang e Fester (2004) tentaram minimizar as restrições do modelo *ChainMail*, pois a deformação de certos objetos pode levar à degradação da geometria ou até mesmo alterar valores de retorno para o dispositivo háptico. Nestes casos, a estrutura de topologia geométrica pode ser destruída ou alterada, resultando em geometrias inconsistentes. Isso é causado pela designação irrestrita

ou irracional das restrições de corte. As restrições de corte originais foram definidas de forma a não levar em conta a rotação em relação ao qual corte, ou seja, depois que ocorrerá a partir da simulação do corte. Para superar essa deficiência, os autores propuseram um método *ChainMail* restrito, em que são definidos os limites de corte e as restrições ângulos.

O método *ChainMail* restrito pode cumprir a exigência de simulação em tempo real na realização de cálculos de deformação dos tecidos moles. Os autores criaram uma simulação em que utilizaram o modelo de próstata, obtido a partir de uma imagem segmentada de uma ultrassonografia 3D.

A próstata consiste de 19.304 elementos e 2.999 elementos de superfície, gerando 6.397 triângulos superfície. O número de elementos do modelo *ChainMail* aqui é aproximadamente um nono de todos os *voxels*, o que resultou de um processo de transformar uma representação de volume anisotrópico a uma representação isotrópica¹⁴. Esse método foi inserido em uma aplicação de punção de próstata (WANG; FENSTER, 2004).

3.5 Síntese da Revisão Sistemática

Dentre os métodos apresentados no Capítulo 1, os métodos baseados na física são os mais utilizados nas aplicações de treinamento médico virtual, pois permitem a interação em tempo real. Nos artigos incluídos na Revisão Sistemática foram apontados os seguintes métodos: Método dos Elementos Finitos, Método Massa-Mola, Método Massa Tensora, *Chain Mail* e Métodos dos Elementos Longos.

Em seis artigos foi utilizado o MEF para o desenvolvimento das aplicações, mas em nenhuma delas foi empregado o MEF da forma original. Alguns autores realizam uma simplificação na malha, o que garante a interação em tempo real, mas compromete o realismo visual. Já outros autores adotam como solução criar regiões de interesse no modelo, utilizando o MEF apenas em uma pequena parte do modelo, ou seja, na região que é necessário o realismo visual. Neste tipo abordagem é possível obter o realismo háptico e visual, porém o usuário não tem a

¹⁴ **isotropia** qualidade de alguns meios ou materiais que consiste em terem as mesmas propriedades físicas em todas as direções (HOUAISS, 2001)

possibilidade de manipular o modelo livremente, pois fica limitado à região definida na fase do pré-processamento.

Em seis artigos incluídos, as aplicações foram desenvolvidas a partir de melhorias do método Massa-Mola original, pois neste não é possível atribuir parâmetros de características físicas do objeto que se pretende simular. Os pesquisadores se esforçaram para aperfeiçoar o realismo háptico do método e alcançaram resultados promissores. Os autores que empregaram o Método Massa-Mola também utilizaram a ideia de dividir os objetos em regiões. Diferente do MEF os autores, dividiram o objeto utilizando tipos de molas diferentes.

O Massa Tensora foi empregado em duas aplicações e os autores trabalharam na inclusão das características visco elásticas dos objetos, atingindo um realismo visual e háptico satisfatórios, mesmo utilizando parâmetros físicos.

Os métodos LEM e *ChainMail* são representados, respectivamente, por dois e por um artigo. Tanto o LEM quanto o *ChainMail* foram utilizados em aplicações de simulação cirúrgica e apresentaram resultados promissores, porém ainda iniciais.

Após o término da RS, foi possível chegar a algumas conclusões:

- o MEF continua sendo o melhor método para se obter o realismo visual, porém o realismo háptico e a interação em tempo real ainda representam um alto custo computacional;
- o Massa-Mola provê um realismo visual interessante, assim como a possibilidade de interação em tempo real;
- o Massa-Tensora possibilita o emprego de parâmetros físicos nos modelos, sem gerar um aumento no custo computacional;
- o LEM tem baixo custo computacional, porém só é empregado em superfície;
- o *ChainMail* permite simular a deformação de volume, mas a interação em tempo real depende da complexidade do modelo;
- somente os métodos baseados na Física podem ser empregados em aplicações de treinamento e simulação cirúrgica, a fim de garantir o realismo visual e háptico;

- a utilização de dois métodos com a mesma abordagem, neste caso, a abordagem física, apresentam resultados relevantes quanto à interação em tempo real e realismo visual, porém não possibilita o usuário manipular o objeto 3D livremente.

As conclusões citadas serão utilizadas para nortear este trabalho de pesquisa. A fim de que se possa desenvolver um método que proporcione o realismo visual e tátil, além da interação em tempo real.

4 VIRTUAL MEDICAL TRAINING

O *ViMeT* consiste em um *Framework* Orientado a Objetos que emprega técnicas de RV, considerando como domínio o treinamento médico virtual, especialmente, o desenvolvimento de aplicações que simulam exames de punção. Para o desenvolvimento do *ViMeT* foram utilizadas tecnologias *open source*, pois além de atingir um maior número de usuários, promovem também o intercâmbio com diversos pesquisadores (OLIVEIRA; NUNES, 2010) e representa uma ferramenta de baixo custo para treinamento médico (OLIVEIRA, A 2007).

No desenvolvimento do *ViMeT* o objetivo principal foi disponibilizar, de forma genérica, determinadas funcionalidades e características, que foram classificadas como importantes para simulações que visem a treinar profissionais da área médica, tais como: detecção de colisão, deformação, interação 3D (por meio de equipamentos convencionais e não convencionais), interface gráfica, utilização de objetos 3D e AVs (OLIVEIRA *et al.*, 2006) e (OLIVEIRA, A. 2007).

A versão mais recente do *ViMeT* possui um método de deformação, um método de visualização estereoscópica e três métodos de detecção de colisão. A interação pode ser realizada por meio de teclado, mouse, dispositivos com *force feedback* e luva de dados, além disso, incluídos marcadores de RA e a possibilidade de carregar diversos objetos 3D.

As funcionalidades do *ViMeT* (Deformação, detecção de colisão e estereoscopia) foram projetadas para serem utilizadas na construção de aplicações para treinamento médico, porém estas funcionalidades podem ser facilmente, reutilizadas para outros tipos de aplicação de RV. Pois como *Framework* é uma forma de reutilização de software, o *ViMeT* pode ser instanciado e suas classes podem ser reaproveitadas e/ou adaptadas.

Na Figura 29 é ilustrada a estrutura do *ViMeT*, bem como as suas duas formas de instanciação. A instanciação pode ser realizada diretamente das classes do *ViMeT*, ou por meio da *ViMeTWizard* que é uma ferramenta de instanciação automática, que é apresentada na Seção 4.1.

Figura 29 - Estrutura do ViMeT

Fonte: Oliveira, A (2007).

No *ViMeT*, até o momento, são utilizados quatro tipos de modelos, sendo eles: mama, tronco feminino, glúteos e perna. Tanto no tronco como na mama é possível incluir modelos para representar as estruturas internas como, por exemplo, na mama podem ser incluído os ductos e as glândulas mamárias. Na Figura 30 são apresentadas duas aplicações desenvolvidas utilizando um modelo que simula a mama.

Figura 30 - Aplicações geradas pelo ViMeT utilizando a mama como exemplo – (a) com estereoscopia; (b) sem estereoscopia;

Fonte: Oliveira, A (2007).

Na Figura 30 (a) a aplicação foi desenvolvida utilizando as seguintes funcionalidades: deformação, detecção de colisão e estereoscopia, já na Figura 30 (b) é apresentada uma aplicação sem visão estereoscopia. Na Figura 31 (a) é apresentada uma aplicação utilizando um objeto que simula uma perna e na Figura 31 (b) na aplicação foi empregado os glúteos e a estereoscopia.

**Figura 31 - Aplicações geradas pelo ViMeT utilizando outros órgãos:
(a) perna sem estereoscopia; (b) glúteos com estereoscopia.**

Fonte: Oliveira, A (2007).

Corrêa *et al.* (2009) e Bezerra 2009 incluíram dois dispositivos tangíveis, sendo uma Luva de Dados e um dispositivo Háptico com *force feedback* e marcadores de RA. Na Figura 32 é apresentada a estrutura do módulo de interação, no qual é possível verificar as possíveis formas de interação. O objeto 3D que representa a seringa pode ser manipulado por meio do dispositivo háptico ou por meio do mouse. Já o objeto 3D que representa a mão pode ser manipulado por meio do teclado ou luva de dados.

Figura 32 - Funcionamento do módulo de interação

Fonte: Corrêa (2008)

Na Figura 33 é apresentado o diagrama da integração e interação com o dispositivo háptico, *PHANTOM* Omni, (GEOMAGIC, 2013). O drive do fabricante é implementado com a linguagem de programação C. Dessa forma foi necessário desenvolver uma biblioteca de ligação (em sistemas Microsoft Windows denominada “dll”) utilizando a API JNI para que fosse possível utilizar o dispositivo no *ViMeT* que é implementado em Java e Java3D (ORACLE, 2013).

Figura 33 - Diagrama de integração e interação para o dispositivo háptico

Fonte: Correa (2008).

Na Figura 34 são apresentados os resultados de aplicações nas quais foram empregados dois objeto 3D, um que representa o um tronco feminino e outro que representa uma seringa, sendo que este último é manipulado por meio do dispositivo háptico.

Figura 34 - Exemplos de utilização do dispositivo háptico

Fonte: Correa (2008)

Na Figura 35 são apresentadas duas aplicações, nas quais a interação é feita por meio da luva de dados, sendo os objetos 3D utilizados para simular os órgãos humanos a mama e o tronco feminino.

Figura 35 - Exemplos de utilização da luva dados

Fonte: Bezerra (2009)

4.1 ViMeTWizard

A *ViMeTWizard* consiste em uma interface gráfica, no qual é possível desenvolver uma aplicação, escolhendo os órgãos e as funcionalidades, tais como deformação, detecção de colisão, estereoscopia e formas de interação (mouse, teclado, dispositivo háptico, luva e marcador), além de atribuir os parâmetros dos métodos de deformação, detecção de colisão e estereoscopia de acordo com a necessidade da aplicação. Também é possível atribuir aos objetos 3D as seguintes transformações escala, translação e rotação.

A *ViMeTWizard* foi projetada e implementada com a finalidade de facilitar o desenvolvimento de aplicações por meio do *ViMeT*, ou seja, as aplicações podem ser desenvolvidas sem a necessidade de conhecer o código fonte do *ViMeT* (NUNES; OLIVEIRA; ROSSATO, 2007).

Com o desenvolvimento do novo método de deformação, foi necessário realizar alterações na *ViMeTWizard*, pois na versão anterior não era contemplada a estruturas com várias camadas e nem a inclusão dos parâmetros físicos, tais como Módulo de Young, espessura e ainda diferentes tipos formatos e malhas com diferentes polígonos. Na Figura 36 é apresentada a antiga interface da *ViMeTWizard* e na Figura 37 é apresentada uma aplicação gerada pela *ViMeTWizard*, na qual

foram utilizadas as seguintes funcionalidades: deformação, detecção de colisão e estereoscopia.

Figura 36 - Antiga Interface Gráfica da ViMeTWizard

Fonte: Oliveira, A. (2007)

Figura 37 - Antiga Interface Gráfica da ViMeTWizard

Fonte: Oliveira, A. (2007)

4.2 Limitações do ViMeT

Nesta seção são apresentadas algumas das limitações que existem no ViMeT.

Atualmente, no *ViMeT* possui um método de deformação baseado no método Massa-Mola. Porém, a deformação é realizada, somente na superfície de malha e quando a força externa é retirada, o órgão não retorna à forma original, ou seja, não representa o comportamento elástico existente nesse tipo de órgão.

A outra limitação é o método de carregamento dos modelos 3D, no qual apenas arquivos com extensão ".obj" podem ser utilizados, porém este formato não é o ideal para a utilização da Estrutura de Dados adotada no novo método de deformação.

A estereoscopia disponível no *ViMeT* é por meio de Anaglifos, porém esse método não é genérico o suficiente para ser empregado no método de deformação desenvolvido nesta tese.

A *ViMeTWizard* também não completa a possibilidade da inclusão dos parâmetros que são empregados no novo método, pois no método anterior, não eram empregadas várias malhas para simular um único objeto 3D. Assim como o número de parâmetros físicos eram diferentes.

Diante do exposto foi necessário realizar uma reestruturação no *ViMeT* e os resultados, assim como a inclusão do novo método são apresentados no Capítulo 7.

5 PUNÇÃO ASPIRATIVA POR AGULHAS FINAS (PAAF)

Os exames de punção consistem basicamente em procedimentos com a finalidade de extrair pequenas partes de tecidos do órgão sobre o qual paira a suspeita de anomalia. Estas partes são enviadas a patologistas que auxiliam na determinação do diagnóstico.

Esse procedimento médico é utilizado quando há suspeita de anomalias em pacientes, então os médicos, em geral, solicitam exames adicionais para confirmar um diagnóstico e também é conhecido por biópsia. Existem exames de punção para diversos órgãos, bem como diversas técnicas para realizá-los (OLIVEIRA, A. 2007).

Verifica-se que a simulação de tais exames exige tarefas comuns, referentes à manipulação de equipamentos e partes do corpo humano e a reação da aplicação à ação do usuário como, por exemplo, deformar determinada área do objeto modelado (CORREA, 2008).

De acordo com Freitas Jr (2001), a segurança da PAAF garante boa aceitabilidade devido ao baixo índice de complicações. A precisão e a confiabilidade da PAAF dependem de alguns aspectos relacionados ao tumor, tais como: o tamanho, a mobilidade e a localização. A técnica PAAF é especialmente indicada na investigação de lesões parenquimatosas, nodulares, císticas e de localização superficiais, acessíveis por punção, em órgãos como mamas, tireoide, cabeça e pescoço, entre outros.

Ardengh (2006) *apud* Oliveira, A. (2007) afirma que a PAAF pode ser associada à Ecoendoscopia¹⁵ para auxiliar o diagnóstico pré-operatório de tumores neuroendócrinos para a comparação de resultados com outros testes de diagnóstico. Na Figura 38 (a) é representado um exame de punção de mama sem a utilização de ultrassom e na Figura 38 (b) um exame com o auxílio do ultrassom.

O emprego do ultrassom para auxílio da realização do procedimento é uma opção mais cara do que a convencional. O escopo deste projeto é o *ViMeT*, que consiste em uma ferramenta de treinamento médico virtual de baixo custo. Por esse motivo este tipo de procedimento não foi contemplado no desenvolvimento do método apresentado nesta tese.

¹⁵ Método de investigação que combina a endoscopia digestiva ao ultrassom e produz, por meio de um transdutor de alta frequência situado na extremidade do endoscópio, imagens de alta resolução (GUARALDI et al., 2005)

Figura 38- (a) Ilustração da PAAF sem ultrassom; (b) Ilustração da PAAF com auxílio do ultrassom.

(a)

Fonte: Instituto de Mastologia.

(b)

Fonte: Space – Consultórios Associados

5.1 Problematização do PAAF

Para procedimentos que utilizam agulhas deve-se considerar qual a força necessária para romper os tecidos, qual é a força de fricção da agulha e qual é a deformação causada pela agulha.

A interação de uma agulha com tecidos vivos consiste em um problema de modelagem particularmente complexo, uma vez que é caracterizada por falta de homogeneidade e propriedades não lineares (BARBÉ *et al.*, 2007).

Segundo Dimaio e Salcudean (2003), a relação entre a medida da força de inserção e deformação do tecido é caracterizada pelo modelo de material. Com base neste modelo há uma estimativa das forças que ocorrem ao longo do eixo da agulha, que não são diretamente mensuráveis. Se a relação entre a força do tecido e

deslocamento é conhecida, então é uma questão simples para calcular a distribuição da força aplicada ao longo do eixo da agulha, apenas dada a movimentação do tecido resultante da penetração da agulha (DIMAIO; SALCUDEAN, 2003), (DIMAIO; SALCUDEAN, 2005).

A distribuição das forças é encontrada durante a inserção da agulha e esta distribuição é feita a partir das forças de tecidos. São estimados os nós que se encontram ao longo da agulha e indica que, o atrito axial entre a agulha e o material é relativamente uniforme ao longo do eixo da agulha, enquanto que as forças de corte aparecem como um pico de força, situada, imediatamente, atrás da ponta da agulha, aumentando cerca de 30% acima da força de atrito (DIMAIO; SALCUDEAN, 2005).

Para dispositivos hápticos, o interesse está no movimento de nós visíveis (geralmente nós de superfície), bem como a interação com os nós de contato. Portanto, com o objetivo de simular a inserção da agulha, não é necessário considerar o movimento de nós que não são visíveis, ou as forças aplicadas nos nós que não estão em contato direto com o veio da agulha, na prática clínica a taxa de inserção é de 1mm/s (DIMAIO E SALCUDEAN, 2002).

Wang; Wang; Hirai (2012) se baseiam no trabalho desenvolvido por Okamura; Simone e O'Leary (2004), no qual a força durante a inserção da agulha é representada como um somatório de rigidez, do corte e das forças de atrito. Além disso, também separam a inserção em duas fases pré-punção e pós-punção, no entanto Wang; Wang e Hirai (2012) não consideram a deformação e nem o mecanismo de ruptura.

Para diferentes materiais, a força da agulha é diferente. Por exemplo, em alguns órgãos ricos em umidade, a força de atrito é muito pequena e a força da agulha durante a inserção tende a ser constante, o que pode ser considerado como apenas a força de corte. Em outros tecidos com menor lubrificação, a força de atrito pode tornar-se a maior parte da resistência. Wang; Wang e Hirai (2012) concentraram-se no fenômeno de atrito, com base em um tipo de músculo humano artificial em que o atrito desempenha o papel principal na força total da agulha.

Ra *et al.* (2002) implementaram um algoritmo para o cálculo do retorno de força, no qual a força total é a resultante da soma da força resistiva, força corretiva e força da gravidade. Este algoritmo foi empregado por Souza (2007) em um simulador de RV para punção de tireoide. Neste algoritmo a força corretiva é

empregada para manter a agulha posicionada ao longo da direção de acordo com a posição original. A força resistiva é a relação entre a força elástica das molas com a posição da ponta agulha.

No método desenvolvido por Barbé *et al.* (2007) os autores assumiram que a ponta da agulha, inicialmente, está imóvel em contato com o a superfície do tecido e a inserção da agulha em um tecido mole foi modelado em três fases, sendo elas: **fase 1**- a agulha empurra a superfície do tecido que se torna deformado; **fase 2** - quando a força aplicada pela agulha no tecido atinge um determinado limiar energético, a agulha penetra o tecido através do corte da sua superfície. Embora a agulha esteja inserida, a agulha, ao longo do seu eixo, recebe as forças de atrito da pele ao longo da agulha; **fase 3** - a agulha é extraída do tecido e novamente o tecido é atraído na mesma direção do movimento da agulha. Como pode ser visto na Figura 39.

Figura 39 - Inserção da agulha em um tecido mole com apenas uma camada

Fonte: Barbé *et al.* (2007).

Na primeira fase corresponde a uma interação visco elástica, descrito por Fung (1993) *apud* Barbé *et al.*, (2007). De acordo com Okamura; Simone; O'leary (2004) *apud* Barbé *et al.*, (2007), o resultado das forças de interação durante a segunda fase combinam as forças de corte, força de atrito e do relaxamento da pele após a punção. Sobre a terceira fase, de acordo com os autores, a interação entre a agulha e o tecido é apenas devido à força de fricção. É particularmente difícil de caracterizar a inserção em tecidos vivos, porque os tecidos são heterogêneos e exibem propriedades não lineares e durante a inserção da agulha as características dos tecidos se sobrepõem.

5.2 Características do comportamento físico dos tecidos humanos

Para simular a deformação dos tecidos biológicos (humanos), especificamente os tecidos moles primeiro, é necessário conhecer seus comportamentos mecânicos. De acordo com Engles (2001) *apud* Aquino; Viana e Fonseca (2005), o comportamento dos tecidos biológicos em resposta ao estresse mecânico é, classicamente, representado por meio de um gráfico em que é plotada a magnitude da força aplicada sobre o material em relação ao deslocamento apresentado. Segundo Padula (2007) a “Curva Tensão-Deformação” é um dos métodos utilizados para estudar as propriedades dos materiais, no qual as propriedades mecânicas dos materiais, bem como suas variações, são caracterizadas e classificadas a partir do perfil da curva da deformação registrada em função da força aplicada.

O ramo da física que se preocupa com a mecânica dos corpos deformáveis, recebe o nome de Reologia, que tem por finalidade predizer a força necessária para causar uma dada deformação ou escoamento em um corpo ou, reciprocamente, predizer a deformação ou escoamento resultante da aplicação de um dado sistema de forças em um corpo (MANRICH; PESSAN, 1987 *apud* CASTRO 2007).

A curva força-deslocamento pode ser transformada em curva tensão-deformação (*stress-strain*), dividindo-se a força pela área de secção transversa do tecido, e a variação no comprimento pelo comprimento original. Esse procedimento permite comparar a resposta de diferentes materiais biológicos à aplicação de carga através da normalização das discrepâncias em relação à forma e tamanho (CURWIN, 1996; NORKIN; LEVANGIE, 1992) *apud* Castro (2007).

A curva tensão-deformação (*stress-strain*) fornece informações relativas à elasticidade, plasticidade, rigidez, ponto de ruptura e energia que um tecido é capaz de absorver antes da sua ruptura (AKESON *et al.*, 1987; BINKLEY, 1989; NORKIN; LEVANGIE, 1992) *apud* Castro 2007, sendo “*Strain*” a mudança do comprimento dividido pelo comprimento inicial do corpo. Coeficiente de Tensionalidade e compressionalidade e “*Stress*” é a força aplicada dividida pela área do corpo. Assim, cada tecido exibe um comportamento único de adaptação ao estresse (Figura 40).

Figura 40 - Gráfico Força versus Deformação

Fonte: Aquino; Viana e Fonseca (2005).

Segundo Castro (2007), “Tensão” é uma força por unidade de área e no Sistema Internacional de Unidades (SI) a tensão é expressa em Pa (Pascal). A deformação está associada a mudanças de posições relativas das partes de um corpo. A deformação de um corpo pode ser arbitrariamente dividida em dois tipos: elástica ou deformação espontaneamente reversível, e escoamento ou deformação irreversível (VAN WAZER *et al.*, 1996 *apud* CASTRO, 2007).

De acordo com Manrich e Pessan (1987) *apud* Castro (2007) se um corpo for sólido, a aplicação de qualquer sistema de forças não homogêneo (diferentes forças em diferentes posições), isotrópico (forças idênticas em todas as direções) ou anisotrópico (diferentes forças aplicadas em diferentes direções), resultará em uma

deformação. Com a relaxação do sistema de força, o corpo retornará ao seu estado original, não deformado.

Do ponto de vista da Reologia, as propriedades mecânicas de todos os materiais são descritas em termos de componentes de elasticidade, viscosidade e plasticidade. A elasticidade pode ser definida como a capacidade de um material retornar ao seu comprimento e forma originais após a retirada de uma carga (OSKAYA; LEGER, 2001) *apud* (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005).

Assim, em um material elástico, a deformação ocorre instantaneamente com a aplicação de uma força externa e, após a remoção dessa força, a recuperação é imediata. Entretanto, a grande maioria dos tecidos biológicos exibe uma deformação e recuperação graduais quando submetidos à aplicação e retirada de uma carga. Este comportamento é característico da propriedade de viscoelasticidade apresentada por músculos, tendões e ligamentos (ENGLES, 2001) *apud* (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005).

A viscoelasticidade indica que todas as deformações sofridas por esses tecidos dentro de limites fisiológicos são recuperáveis, mas a recuperação não ocorre imediatamente (ENGLES, 2001; NORKIN; LEVANGIE, 1992) *apud* (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005).

Materiais visco elásticos têm a capacidade de se deformarem a uma taxa constante independente da velocidade com que a força é aplicada (McHUGH *et al.*, 1992; McNAIR *et al.*, 2000; TAYLOR *et al.*, 1990) *apud* (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005).

A plasticidade é uma propriedade mecânica, que também é encontrada nos tecidos biológicos. Ao contrário das propriedades descritas anteriormente, a plasticidade implica em deformações permanentes dos tecidos biológicos e está associada a situações patológicas, onde ocorre lesão de estruturas (NORKIN; LEVANGIE, 1992; OSKAYA; LEGER, 2001) *apud* (AQUINO; VIANA; FONSECA, 2005).

A deformação elástica é, usualmente, expressa em termos de deformação, definida de maneira elementar como uma deformação relativa. A deformação viscosa é expressa em termos de taxa de cisalhamento, que corresponde à mudança na velocidade do escoamento com uma distância média em determinados ângulos em relação à direção do fluxo. Segundo Castro (2007), matematicamente, a

viscosidade pode se entendida como a relação entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento de um material.

Os modelos mecânicos dos materiais são frequentemente usados para discutir o comportamento visco elásticos dos mesmos. Os modelos apresentados são compostos por combinações de molas lineares, com constante “K”, e elementos amortecedores, com constante de viscosidade “b”. A mola linear é usada para gerar um alongamento proporcional à força e o amortecedor uma velocidade também proporcional à força em qualquer instante.

5.2.1 Parâmetros físicos empregados nos métodos de deformação

Para a simulação da deformação em aplicações que possuem como objetivo o realismo, ou seja, que o comportamento físico do objeto virtual seja simulado artificialmente, como no mundo real é necessário que os métodos utilizados para a deformação implementem a Teoria da Elasticidade (ou módulo de Young) e a Lei de Pascal (Conservação de Volume). Com a utilização de tais conceitos, o resultado da simulação da deformação poderá ser bastante realista, porém, na maioria das vezes, com alto custo computacional.

A Teoria da Elasticidade é fundamental no estudo de materiais contínuos, uma vez que é constituída de equações de equilíbrio, equações da Cinemática, equações constitutivas (são igualdades que relacionam o campo de tensões com a deformação) e condições de contorno. Sintetizando todas essas equações, pode-se estabelecer uma relação entre a deformação do objeto e da força externa aplicada a ele (HUANG *et al.*, 2007).

A Teoria da Elasticidade baseia-se no Módulo de Young, que consiste em uma constante mecânica que representa a medida da rigidez de um material sólido. Resumidamente, a elasticidade é a capacidade do material (tecido mole no contexto deste trabalho) retornar ao seu estado normal depois de sofrer a ação de uma força externa e, conseqüentemente, uma deformação local ou total. A rigidez de um material é a relação entre a força aplicada e a deformação gerada.

Como já foi descrito, os objetos deformáveis que simulam órgãos humanos são exemplos de objetos não homogêneos. Por esse motivo, a modelagem tridimensional desses objetos deve ser pesquisada para que o realismo desejado seja alcançado.

Segundo Dumay e Jense (1995), em uma aplicação médica a geometria dos objetos é determinada pela anatomia e patologia do ser humano e as funções dos objetos e suas interações são determinadas pela fisiologia do órgão que o modelo representa. A deformação física é uma função atribuída aos objetos.

Há dois componentes da simulação de objetos: simulação do comportamento dos próprios objetos e simulação de deformações causadas pela colisão de objetos (órgãos ou tecidos humanos) e instrumentos cirúrgicos simulados. O sistema deve produzir características de deformação realista, bem como *feedback* e controle da dinâmica que se assemelham à realidade (DUMAY; JENSE, 1995).

Os tecidos moles têm natureza mecânica complexa, pois ao contrário de muitos materiais, apresentam deformação não linear. Tecidos moles apresentam comportamento visco elástico, anisotrópico e não homogêneo. Portanto, as equações diferenciais dos fenômenos físicos têm uma natureza não linear. A complexidade dos modelos matemáticos se deve às propriedades físicas dos tecidos moles (HALIC *et al.*, 2009).

Na modelagem dos métodos de deformação baseado na Física, as principais leis utilizadas são as Leis de Newton (segunda e terceira) e a Lei de Hooke. Segundo Serway e Jewett, Jr. (2004 p. 113) a segunda Lei de Newton é “a aceleração de um corpo é diretamente proporcional à força resultante agindo sobre ela e inversamente proporcional à massa”. Na forma matemática a formulação dessa relação é transformada em uma igualdade $\sum F = ma$. Sobre a terceira Lei de Newton Serway e Jewett, Jr. (2004 p. 118) transmite a noção de que as forças são sempre interações entre dois corpos: “se dois corpos interagem, a F_{12} exercida pelo corpo 1 sobre o corpo 2 é igual em módulo, mas oposta em direção à força F_{21} exercida pelo corpo 2 sobre o corpo 1”.

De acordo com a Zill (2003 p. 216), “pela Lei de Hooke, a mola exerce uma força restauradora “ F ” oposta à direção do alongamento e proporcional à distensão “ s ”, o enunciado é dado por $F = Ks$, onde “ K ” é uma constante de proporcionalidade chamada constante da mola”.

Os parâmetros físicos utilizados no presente projeto foram retirados do trabalho de Padula (2007) e são eles, rigidez, espessura e módulo de elasticidade, também será empregado o detalhamento dos modelos mecânicos, bem como o detalhamento das fórmulas dos referidos modelos, que são apresentados na Figura 41.

Figura 41 - Modelos Mecânicos de materiais visco elásticos: (a) Modelo de Maxwell; (b) Modelo de Voigt; (c) Modelo de Kelvin.

$$v = \frac{1}{k} \frac{dF}{dt} + \frac{F}{b} \quad (\text{modelo de Maxwell})$$

$$F = kx + bv \quad (\text{modelo de Voigt})$$

$$F = k_0 x + k_1 x_1' \quad (\text{modelo de Kelvin})$$

Fonte: Fung (1993) *apud* Padula (2007).

De acordo com a Figura 39 (a) são apresentados o modelo de Maxwell e a fórmula do modelo, no qual F é a força que age na mola e x é o deslocamento da mesma, então $F = Kx$. Neste modelo, a mesma força é transmitida da mola para o amortecedor. Esta força produz um deslocamento $x = \frac{F}{k}$ na mola e uma velocidade $v = \frac{F}{b}$ no amortecedor, sendo a velocidade dada por: $v = \frac{1}{k} \frac{dF}{dt} + \frac{F}{b}$.

Já no modelo de Voigt Figura 39(b), a mola e o amortecedor têm o mesmo deslocamento, considerando o deslocamento x , a velocidade v e que a mola e o amortecedor produzirão as forças Kx e bv . Este modelo é representado por: $F = kx + bv$.

No modelo de Kelvin Figura 39(c), o deslocamento x foi dividido em x_1 e x'_1 , sendo que a força total F é a soma da Força F_0 , que atua na mola, com a F_1 , que atua no elemento de Maxwell. Assim $x = x_1 + x'_1$, $F = F_0 + F_1$, $F_0 = k_0x$ e $F_1 = b_1 dx_1/dt = k_1 x'_1$ e a força total $F = k_0x + k_1 x'_1$.

5.3 Características físicas das mamas

O órgão escolhido para a realização dos experimentos da simulação da punção foi a mama, devido ao fato deste órgão ser objeto de pesquisa no LApIS. Por isso nesta seção é apresentada a estrutura da mama, cada tecido que a compõe e seus parâmetros físicos.

Segundo Azar *et al.* (2000) a mama é uma estrutura não homogênea contendo muitas camadas de diferentes tecidos. Os tipos de tecidos predominantes da mama são: tecido adiposo, glandular e da pele (MCGHEE *et al.*, 2013) *apud* (CHEN *et al.*, 2013). Eles têm diferentes propriedades mecânicas que variam de acordo com fatores genéticos e idade (GEFEN; DILMONEY 2007) *apud* (CHEN *et al.*, 2013). Sobre a anatomia de mama (BONTRAGER, 2003) *apud* (OLIVEIRA, L. 2007), afirmam que

o tecido mamário possui três tipos principais de tecidos: glandular, fibroso ou conjuntivo e adiposo. Os elementos glandulares ou lóbulos mamários (em números de 12 a 20) ocupam a parte profunda da mama nas regiões retroareolar e quadrantes externos. O tecido fibroso circunda e dá apoio aos lobos e as estruturas glandulares. As extensões que formam as faixas de tecido fibroso são conhecidas como ligamentos de Cooper (ou suspensores) da mama, e sua função é dar suporte às glândulas mamárias. A gordura é disposta em duas camadas de tamanhos variáveis, a camada adiposa subcutânea e a retromamária.

Na Figura 42 é apresentada a anatomia da mama, na qual podem ser observados diferentes tipos de tecidos e estruturas. Guimarães (2009) desenvolveu um simulador de imagens mamográficas e levou em consideração apenas o tecido adiposo, o tecido glandular e o carcinoma. Cada um desses tecidos possui propriedades diferentes, e na presente tese, pretende-se simular cada tipo de tecido em camadas individuais, com as devidas propriedades físicas.

Figura 42 - Anatomia da Mama

Fonte: Oliveira, L. (2007).

Por exemplo, os carcinomas nas mamas são comumente acompanhados por alterações locais nas propriedades do material, devido à maior rigidez causada pela lesão, bem como a sua forma e tamanho (AZAR; METAXAS; SCHNAAL, 2000). Portanto no procedimento de punção de mamas o realismo tátil é mais importante que o realismo visual. A malha que representa o carcinoma é menor do que a malha que representa a pele e gordura, então o custo computacional não sofre acréscimo e, nem o realismo visual é comprometido.

Samani; Zubovits e Plewes (2007) realizaram um estudo sobre os parâmetros físicos dos tecidos mamários, enfatizando o parâmetro Módulo de Young. Os resultados do estudo são apresentados no Quadro 4.

Na Figura 43 são apresentadas as curvas de força-deformação para cada tipo de tecido mamário testado e foram constatados, que os carcinomas são vistos como materiais altamente não lineares e extremamente rígidos, enquanto a gordura é quase linear e extremamente mole (PADULA, 2007).

Quadro 4 - Média e desvio padrão do Módulo de Young calculado a partir das 169 amostras

Tipo de tecido mamário	Número de amostras	Média e desvio padrão do Módulo de Young (kPa)
Gordura Normal	71	3.25 ± 0.91
Tecido fibroglandular normal	26	3.24 ± 0.61
Fibroadenoma	16	6.41 ± 2.86
Carcinoma Ductal invasivo de Baixo Grau	12	10.40 ± 2.60
Carcinoma Lobular invasivo	4	15.62 ± 2.64
Carcinoma Ductal in Situ	4	16.38 ± 1.55
Fibrocística	4	17.11 ± 7.35
Carcinoma Ductal invasivo de Grau Intermediário	21	19.99 ± 4.2
Carcinoma Ductal invasivo de alto Grau	9	42.52 ± 12.47
Carcinoma mamário invasivo	1	20.21
Gordura necrosada	1	4.45

Fonte: Samani; Zubovits; Plewes (2007).

Figura 43 – Curvas de força-deformação de 8 tipos de tecidos mamários

Fonte: Wellman *et al.* (1999) *apud* Padula (2007).

6 MÉTODOS E TECNOLOGIAS

No desenvolvimento desta pesquisa foram empregados os seguintes procedimentos metodológicos:

(1) Pesquisa exploratória: após a definição do objetivo principal e os objetivos secundários foi realizada a pesquisa exploratória para o levantamento dos conceitos básicos e generalistas sobre os métodos de deformação e objetos deformáveis. Outra pesquisa exploratória foi acerca dos procedimentos de punção por agulha fina, o comportamento físico dos tecidos humanos, os respectivos parâmetros físicos e também sobre a estrutura da mama, uma vez que esta foi escolhida para a realização dos experimentos. Estas pesquisas exploratórias são apresentadas, respectivamente, nos Capítulos 2 e Capítulo 5;

(2) Revisão Sistemática: esta técnica foi escolhida para levantar o estado da arte dos métodos de deformação empregados nos simuladores de RV para treinamento médico (Capítulo 3);

(3) Análise Comparativa: por meio dos resultados obtidos na Revisão Sistemática foi possível realizar um comparativo entre os métodos MEF e Massa Mola (Capítulo 3);

(4) Modelagem do método de deformação: o modelo do método de deformação proposto nesta pesquisa é apresentado no Capítulo 7, no qual são apresentados os detalhes da solução proposta;

(5) Entrevista com especialista: foram realizadas duas entrevistas com um médico especialista. Uma com o objetivo de levantar requisitos do procedimento de punção e outra a fim de validar os realismos visual e háptico do método de deformação, sendo que os detalhes são apresentados na Seção 6.3.

(6) Desenvolvimento de um protótipo: para testar a generalidade do método de deformação foi desenvolvido um protótipo de testes. Decidiu-se por esse protótipo, pois os experimentos realizados nesta pesquisa tiveram o enfoque no procedimento de punção de mama. No entanto, o método pode ser empregado para simular a deformação em outros procedimentos médicos, bem como com outros tipos de tecidos e órgãos.

(7) Experimentos com o método no ViMeT: os experimentos representam um procedimento metodológico eficiente para a validação e testes, no qual é possível utilizar variáveis controladas e não controladas. Com isso, torna-se possível

o levantamento de informações de suma importância para o aprimoramento do método. Os experimentos realizados nesta pesquisa são apresentados no Capítulo 8.

Neste capítulo são apresentadas também as tecnologias empregadas no desenvolvimento são apresentas na Seção 6.1 e o dispositivo háptico na Seção 6.2

6.1 Tecnologias empregadas

Na tentativa de diminuir o custo computacional e possibilitar o uso de malhas com um maior número de polígonos foi utilizada uma Estrutura de Dados chamada Mate Face para armazenar e manipular os dados da malha dos objetos 3D. Para a implementação desta abordagem será utilizada o Método Massa Mola com amortecimento e para resolver o sistema linear resultante do Massa Mola foi utilizado o método iterativo Gauss – Seidel, juntamente com a abordagem de vértices ativos. Estes conceitos serão abordados nas seções subsequentes.

6.1.1 Mate Face

Com a finalidade de aperfeiçoar o armazenamento e a manipulação destes vértices Cunha (2009) implementou uma nova Estrutura de Dados (ED) chamada Mate Face, que foi baseada na ED *Opposite Face* (OF).

A Mate Face é uma Estrutura de Dados flexível criada com o intuito de representar malhas bidimensionais e tridimensionais, além de representar malhas de vários tipos de polígonos.

Cada elemento da Mate Face (vértice, aresta, face ou célula) é representado por um identificador que representa sua posição em seu respectivo vetor de elementos. Por exemplo, o vértice 10, é o vértice presente na posição 10 do vetor de vértices. Esses identificadores podem ser chamados de índices globais. Além disso, os vértices, arestas e faces podem ter índices locais, que são referentes à sua posição na célula que os contém (OLIVEIRA *et al.*, 2013).

Os vértices armazenam suas respectivas coordenadas e, também, o índice referente à célula incidente. No caso de vértices singulares, é necessário adicionar um índice para cada componente envolvido na singularidade. As células, por sua

vez, armazenam além de seus vértices incidentes, suas células vizinhas, sendo essas vizinhanças obtidas através de corners, para o caso de malhas triangulares.

O conceito de vizinhança é utilizado nos métodos de deformação, pois dada uma força aplicada em um determinado vértice o resultado da deformação afeta os vizinhos deste vértice. A estrela dos vértices em malhas superficiais é uma operação que percorre todas as células incidentes a um dado vértice, utilizando para isso as referências de vizinhança entre as células.

6.1.2 Método Massa Mola com amortecimento

O MEF proporciona um resultado realista para o cálculo da força de retorno, porém esse resultado não é em tempo real, devido à resolução matemática do sistema linear gerado pelo MEF. Desta forma o método Massa Mola é uma alternativa ao MEF, pois é possível calcular tanto a deformação como o retorno de força em tempos de respostas satisfatórios. Segundo Loyd; Székely e Harders (2007) o Massa Mola tem sido muito utilizado em simulação de roupas, animação de faces e comportamento de tecidos moles em sistemas para treinamento médico.

O método Massa Mola possui as seguintes vantagens: rápido e relativamente simples de implementar, a inicialização não é necessária, as mudanças na topologia da malha podem ser facilmente manipuladas, além disso, é adequado para computação paralela. Loyd; Székely e Harders (2007) comparam o Massa Mola com o MEF não linear e cita que a vantagem do Massa Mola é a robustez para rotações e grandes deformações e que é a abordagem mais popular para simulação de objetos deformáveis em tempo real.

O Massa Mola é baseado na segunda Lei de Newton, que determina que “se uma força externa resultante, $\vec{F}_{res}$, atuar sobre um objeto com massa m , a força causará um aceleração, $\vec{a}$, no mesmo sentido da força”, conforme Equação 1.

$$\vec{F}_{res} = m\vec{a} \quad (1)$$

A força elástica consiste na força necessária para a mola ser esticada ou comprimida, ou seja, é a força restauradora da mola. “Em resumo o módulo da força elástica é proporcional ao módulo do deslocamento da extremidade da mola em relação à sua posição de equilíbrio, e que a força elástica sempre aponta no sentido

da posição de equilíbrio e, portanto, no sentido oposto ao vetor deslocamento” (BAUER; WESTFALL; DIAS, 2012).

O Massa Mola também utiliza da Lei de Hooke que possui a seguinte fórmula $\vec{F} = K \vec{X}$, no qual “F” representa a força, “K” é a constante elástica da mola e “X” é o deslocamento, que representa a deformação desta mola. Segundo o enunciado da Lei de Hooke a intensidade da força é proporcional à deformação “X” e o sinal negativo representa que o vetor de força atua no sentido contrário da deformação.

Um modelo deformável pode ser representado por meio de malhas elásticas, buscando reposicionar os vértices de uma malha por meio de simulações de forças físicas de atração e repulsão. No Massa Mola considera-se um corpo físico representado geometricamente por uma malha, sendo que a malha é vista como um domínio no qual os vértices se movimentam até encontrarem alguma configuração de equilíbrio de forças.

Dada uma malha com “n” nós, interligados por arestas $i \rightarrow j$, onde $(i, j) \in \{1, 2, \dots, n\} * \{1, 2, \dots, n\}$. A cada nó “i” da malha é associada uma partícula de massa, a qual está vinculada as suas vizinhas mais próximas v_j ($j=1, 2, \dots, K$), por molas de constantes elásticas “ K_{ij} ”. As forças elásticas são lineares, ou seja, as molas obedecem à Lei de Hooke e sua resultante no nó “i” é representada na equação por “ f_i ”. O deslocamento é representado por $(\vec{\delta}_j \text{ e } \vec{\delta}_i)$, conforme Equação 2. Todavia, se for utilizada apenas a Equação 2, é encontrada a força elástica e para simular o comportamento físico de tecidos e órgãos humanos é necessário também utilizar o coeficiente de amortecimento (*damping*) e os pontos de massa.

Dessa forma, a equação utilizada na presente tese é apresentada na Equação 3, sendo “m” a massa atribuída a cada vértice, “c” o *damping*, $\ddot{x}$ e $\dot{x}$ são respectivamente, a aceleração e a velocidades os vértices são “i” e “j” e, finalmente a F_{ext} é a força aplicada no vértice que sofre a detecção de colisão.

$$\vec{f}_i = \sum_{v_j \in V(\star v_i)} k_{ij} (\vec{\delta}_j - \vec{\delta}_i) \quad (2)$$

$$F_{ext} = -m\ddot{x} - c\dot{x} - \sum_i F_i \quad (3)$$

6.1.3 Método Gauss-Seidel e vértices ativos

Os tecidos humanos na sua grande maioria apresentam um comportamento não linear durante a deformação, porém esse comportamento varia de acordo com o tipo de força aplicada. No caso da deformação causada por agulhas o comportamento é praticamente linear, por esse motivo, nesta tese foi possível utilizar o método Gauss-Seidel, pois o sistema resultante do método Massa-Mola é caracterizado pela linearidade.

O método Gauss-Seidel (Equação 4) é um método iterativo apropriado para sistemas lineares da forma $Ax + b = 0$, sendo que A é uma matriz esparsa ($n \times n$), x e b são matrizes de tamanho n . Neste algoritmo, é feita uma aproximação do resultado por meio de repetidas iterações sobre a matriz x com base nos valores obtidos na iteração anterior. Além disso, durante a execução do método, apenas valores diferentes de zero são processados (COURTECUISSÉ; ALLARD, 2009).

A equação geral do Gauss-Seidel é representada pela Equação 4, no qual X_i^t representa o deslocamento do vértice i , b_i é a força, $\sum_{j<i} a_{ij} X_j^{(t)}$ e $\sum_{j>i} a_{ij} X_j^{(t)-1}$ representam, respectivamente, o somatório de todos os vértices vizinhos do vértice i , assim como dos vizinhos dos seus vizinhos no estágio atual e no estágio anterior e a_{ii} é a diagonal principal e representa a média dos de “ K ”.

$$X_i^t = (b_i - \sum_{j<i} a_{ij} X_j^t - \sum_{j>i} a_{ij} X_j^{t-1}) / a_{ii} \quad (4)$$

O método Gauss-Seidel, atualmente, foi aplicado na área da robótica, como cita (LIU; WANG; MEMBER, 2005), assim como foi utilizado na área de treinamento médico por (WANG; TAN; GUO, 2006), que usaram o método Gauss-Seidel para simular a deformação de um objeto 3D que representa um coração. Já (DURIEZ *et al.*, 2006) utilizaram o método para simular a deformação de objetos deformáveis em ambientes virtuais.

Outro mecanismo importante utilizado, nesta tese, foi implementado por Soares (2007) e é o conceito de vértices ativos, inativos e fixos, que ajuda a evitar o desperdício de processamento. Vértices fixos são aqueles que não são movimentados, e, portanto, não entram no cálculo. Vértices ativos são os que

entram no cálculo do método Gauss-Seidel. Por fim, os inativos são movimentados apenas se estão diretamente ligados com os vértices que se deslocam.

Durante o processo de iteração do método de Gauss-Seidel, Soares (2007) observa que a sequência em que os vértices são percorridos influencia na convergência do método. Por isso, Soares (2007) propõe a iteração do método a partir dos vértices mais internos indo em direção aos vértices mais externos. A partir disto, é possível aplicar o conceito de vértices ativos, nos vértices que tiveram um deslocamento relativo à última iteração maior que um valor pré-definido, as quais continuarão a fazer parte da próxima iteração, por isso, a cada iteração o comprimento da aresta deve ser atualizado.

Na Figura 44 (a) é apresentada uma malha não deformada, na qual todos os vértices são computados, na Figura 44 (b) é apresentada uma malha como os vértices ativos.

Figura 44- Malha sem deformação: (a) Todos com todos os vértices computados; (b) Malha com vértices ativos.

Fonte: Autora

Já na Figura 45 (b) é apresentada a malha na qual, somente o vértice que recebeu a ação da força e seus vértices adjacentes serão processados na próxima iteração, podendo-se observar que é praticamente o mesmo do que na abordagem em que todos os vértices são processados (Figura 45 (a)), pois ambas as abordagens utilizam o conceito de vizinhança.

Nas Figura 46 (a) e (b) são apresentados os resultados das duas abordagens, na quais podem ser observados os números de vértices que são processados, sendo que na abordagem dos vértices ativos ao final da deformação apenas um vértice é processado.

Figura 45 -Malha deformada - (a) Malha com todos os vértices computados deslocados pela ação da força externa; (b) Malha com os vértices ativos deslocados pela ação da força externa.

Fonte: Autora

Figura 46 - Malha deformada - (a) Número de vértices computados deslocados pela ação da força externa; (b) Número de vértices ativos deslocados pela ação da força externa.

Fonte: Autora

Com a abordagem proposta por Soares (2007) o custo de processamento teve um decréscimo, porém os resultados alcançados (visual e háptico) para a deformação não foram realistas, pois no trabalho de Soares (2007), este implementou o conceito de malhas elásticas proposto por Batina (1990), no qual o coeficiente de rigidez da mola-aresta é dado por $K = a/l^b$, sendo que o comprimento inicial da aresta é representado por “l” e “a” e “b” são constantes, sendo que “a” representa a espessura da aresta e “b” pode ser usado para ajustar a rigidez das molas.

No entanto este resultado não condiz com a realidade, pois quanto maior valor de K, mais rígido é o material e neste caso quanto maior o comprimento da aresta o valor de K diminui promovendo um resultado super elástico e que não representa o comportamento real de tecidos humanos. Os resultados visuais e relacionados ao tempo de resposta da deformação são apresentados no Capítulo 7.

Diante destes resultados as características físicas do órgão que se pretende simular foram estudadas a fim de atribuir um valor que auxilie na representação do comportamento físico similar ao real. Dessa forma, com base nestes resultados foi realizada uma pesquisa sobre inclusão de parâmetros físicos na malha e os detalhes foram apresentados Seção 5.2.

6.1.4 Parametrização

A inclusão de parâmetros físicos no método Massa Mola é um tema que desperta interesse em vários pesquisadores tais como, Lloyd; Székely; Harders (2007), Basafa e Farahmand (2011), Sala *et al.* (2011), Zerbato, Galvan e Fiorini (2007) e Gelder (1998). Duas categorias de métodos podem ser utilizadas na estimativa os parâmetros certos para Método Massa Mola, a fim de garantir um comportamento realista.

A primeira categoria é composta por métodos que utilizam alguma propriedade conhecida do tecido no modelo. Estes métodos obtêm os valores da massa, da elasticidade e da taxa de amortecimento por meio de considerações teóricas geralmente com base no módulo de Young e os coeficientes de Poisson, que são medidas da elasticidade do tecido (FUNG 1993 *apud* ZERBATO; GALVAN; FIORINI, 2007).

A segunda classe é constituída pelos métodos que usam uma minimização do procedimento para encontrar o modelo que apresenta o comportamento mais próximo do real para todo o tecido (ZERBATO; GALVAN; FIORINI, 2007).

Neste trabalho é utilizada a primeira categoria e para a formulação foi empregada a abordagem desenvolvida por Van Gelder (1998) que descobre a rigidez de um material com base no valor do Módulo Young e coeficiente de Poisson.

Essa abordagem é apresentada na Equação 4, sendo que $K_{(i,j)}$ é a matriz de rigidez, “e” são os triângulos que compartilham a mesma aresta, “E” o módulo de Young, A_e é a área do triângulo e $l_{(i,j)}^2$ comprimento da aresta dos triângulos, conforme Figura 47.

$$K_{(i,j)} = \sum_e E t \frac{A_e}{l_{(i,j)}^2} \quad (4)$$

Figura 47 – Malha com triângulos que compartilham a aresta "ij" destacados.

Fonte: Autora.

Outro parâmetro importante é o valor da massa atribuído à malha. Phannurat *et al.* (2008) usam uma malha triangular e para distribuir com precisão a massa total da malha é calculada a massa " m_i " de cada vértice " i " de acordo com a área A_j do triângulo adjacente " j ". A densidade é dada pelo material que se pretende simular. Phannurat; Tharanon e Sinthanayothin (2008) adaptaram a fórmula proposta por de Paloc *et al.* (2002) e a adaptação gerou a Equação (5).

$$m_i = \frac{D \sum_i A_j}{3} \quad (5)$$

A constante de amortecimento da mola é um parâmetro usado para simular uma deformação realística. Na literatura este parâmetro tem sido utilizado como uma constante em todo o sistema de molas. Paloc *et al.* (2002) e Phannurat; Tharanon e Sinthanayothin (2008) utilizam a constante de amortecimento para simular o melhor comportamento dos modelos, calculam a constante de amortecimento da mola de amortecimento " c ", de acordo com a Equação (6), sendo M a massa final entre " $m_i + m_j$ ".

Na simulação de tecidos moles a constante de amortecimento é importante para representar o comportamento não linear dos tecidos e " L " é a diferença entre o comprimento final e o inicial da mola. A Equação (6) foi baseada no trabalho de Paloc (2006), no qual a única diferença é que ao invés da diferença entre o comprimento da aresta, o cálculo é feito somente com o comprimento original da aresta.

$$c = \frac{2\sqrt{kM}}{L} \quad (6)$$

6.1.5 Cálculo da força externa

Segundo (SOUZA, 2007, p. 72), "a resposta háptica é de grande importância para se conseguir o máximo realismo na simulação de procedimentos médicos. Quanto mais real o retorno de força ao usuário, mais imerso no ambiente ele se sentirá". Por essa razão existem várias pesquisas voltadas para a simulação da força externa que é aplicada pelo usuário.

De acordo com Furgan (2011), com a finalidade de obter o retorno da força háptica, o modelo da força da mola é utilizado para obter a força a partir do deslocamento do movimento da ponta do háptico. Em aplicações que utilizam o método Massa Mola para a deformação e o dispositivo *PHANTOM* Omni¹⁶ (GEOMAGIC, 2013) para interação a força que é a entrada para o modelo Massa-Mola é obtida por meio do deslocamento do háptico. Para isso é foi concebida a Equação 7, na qual $\vec{F}_{ext}$ é a força, $\vec{X}_M$ é o deslocamento do vértice da malha, $\vec{X}_D$ é o deslocamento do dispositivo e K_M é a rigidez a malha. Esta equação é utilizada por (HUI; DANG-XIAO, 2010), (SOUZA, 2007), (FURGAN, 2011), (WANG *et al.*, 2005).

$$\vec{F}_{ext} = (\vec{X}_M - \vec{X}_D) \cdot K_M \quad (7)$$

A força externa é utilizada para promover o deslocamento do vértice, no qual houve a detecção de colisão. Para simular o comportamento físico de um tecido mole um conjunto de força é exercido no vértice, bem como nos vértices vizinhos. As forças são: força elástica, força de amortecimento, força friccional e força de corte, sendo que as duas últimas são utilizadas no caso de aplicações que empregam instrumentos médicos perfurantes e/ou cortantes.

Na Figura 48 (a) é representada graficamente uma malha original. Na Figura 48 (b) é apresentado o deslocamento gerado pela nova posição do dispositivo háptico. A cada interação a força é estimada como se só um vértice se movesse. Então o deslocamento é empregado na Equação (7) e a força é encontrada.

¹⁶ <http://geomagic.com/en/products-landing-pages/haptic>

O valor de K , nesta tese, é encontrado a partir do somatório de todos os vértices vizinhos do vértice que sofreu o deslocamento, pois esta força é necessária para iniciar o Método Massa-Mola. Então essa força é utilizada como entrada no método Gauss-Seidel, explicado na Seção 6.1.3 e com a resolução deste método são encontrados os deslocamentos reais, ou seja, é simulada a deformação causada pela força externa atribuída pelo usuário, a partir do movimento do dispositivo háptico.

Nas próximas interações o cálculo do deslocamento é realizado a partir da nova posição do vértice “i”, ou seja, a posição atual no dispositivo (Figura 48 (c)). As forças estimadas a cada interação são acumuladas e utilizadas novamente como entrada no Método Gauss-Seidel e, sendo enviadas ao háptico simultaneamente.

Figura 48 - Transformação do movimento em força externa: (a) malha original; (b) malha com o deslocamento; (c) malha deformada.

Fonte: Autora

6.1.6 Linguagens de programação

Para a implementação do método, nesta tese, foram utilizadas a linguagem de programação Java (versão JDK 1.7.0_07) (ORACLE, 2013a) e a API Java3D (versão 1.5.1) (ORACLE, 2013b). Essas linguagens foram empregadas no

desenvolvimento do *ViMeT*, por isso sua utilização no presente projeto de doutorado foi mantida.

Segundo Deitel e Deitel (2010), a linguagem Java possui muitas vantagens e toda a segurança semelhante a uma linguagem compilada. Não possui ponteiros, tem a coleta automática de lixo, é multitarefa e permite o controle de *threads*. Oferece grande suporte para aplicações de pequeno, médio e grande porte para Internet e Intranet.

Java3D é uma API desenvolvida para renderizar gráficos interativos 3D usando a linguagem de programação Java. A API Java 3D oferece um conjunto de classes que permite o desenvolvimento de aplicações 3D em alto nível, utilizando-se de recursos como criação e manipulação de geometrias 3D, animações e, ainda, interatividade com dispositivos convencionais e não convencionais. São definidas mais de 100 classes apresentadas no pacote *javax.media.j3d*., possibilitando que o desenvolvimento de aplicações 3D seja, totalmente, orientado a objetos.

A API Java3D constrói AVs usando o conceito de grafo de cena, uma estrutura hierárquica organizadora dos objetos que compõem e definem uma cena, preservando as relações espaciais existentes entre eles. Tais objetos referem-se tanto às geometrias e suas propriedades, como às informações necessárias para que a cena seja renderizada de um ponto particular de visão (ORACLE, 2013b).

Com esses mecanismos, o programador pode descrever mundos virtuais grandes e com riqueza de detalhes e os programas escritos podem interagir com gráficos tridimensionais. O modelo de visualização da API Java3D emula uma câmera virtual e a aplicação pode renderizar imagens em vários dispositivos de visualização sem a necessidade de reprogramação. Essa facilidade existe porque o modelo de visualização Java3D separa o ambiente virtual do ambiente físico (ORACLE, 2013b).

6.2 Dispositivos

O dispositivo háptico utilizado neste projeto de doutorado é o *PHANTOM Omni* produzido pela Geomagic¹⁷. As especificações técnicas do dispositivo são apresentadas no Quadro 5.

¹⁷ <http://www.geomagic.com/pt/products/phantom-omni/overview>

Quadro 5 - Especificação do dispositivo háptico

Espaço de trabalho	~6,4 L X 4,8 A X 2,8P pol >160 L x 120 A X 70 P mm
Intervalo de movimento	Movimento da mão que gira em torno do pulso.
Resolução da posição nominal	>450 dpi ~0.055 mm
Força exercida máxima na posição nominal (braços ortogonais)	3,3 N
Rigidez	Eixo X > 1,26 N/mm Eixo Y > 2,31 N/mm Eixo Z > 1,02 N/mm
Feedback de força (3 Graus de liberdade)	x, y, z
Sentido /entrada de posição (6 graus de liberdade)	x, y, z (codificadores digitais)
Suspensão de estilete	[Passo, registro, rotação ($\pm 5\%$ de potenciômetros de linearidade)].
Interface	Porta FireWire® IEEE – 1394: 6 pinos

Fonte: Geomagic (2013)

O dispositivo é apresentado na Figura 49, atualmente, o *PHANTOM Omni* está sendo comercializado com o nome Geomagic Touch, porém as especificações de hardware são as mesmas.

Figura 49 – PHANTOM OMNI

Fonte: Correa (2008).

Em relação ao software há um conjunto de ferramentas de software para auxiliar os programadores na integração dos dispositivos háptico com aplicações 3D, denominado *OpenHaptics Toolkits*. Sobre isso Correa (2008) explica que:

OpenHaptics Toolkit permite a integração com aplicações OpenGL, podendo especificar geometrias e suplementá-las com comandos de simulação de propriedades hápticas (fricção e tenacidade), suporta diversas plataformas (Linux, Windows XP e 2000, Macintosh), e inclui as APIs, HDAPI (Haptic Device API), e HLAPI (Haptic Library API), utilitários, códigos

de exemplos, PDD (*PHANTOM* Device Drivers). A HDAPI oferece um baixo nível de acesso ao dispositivo, permitindo a renderização de forças diretamente, controle dos drivers, já a HLAPI oferece um alto nível de renderização háptica, facilitando inclusive a integração com o OpenGL.

6.3 Entrevista com especialista

A pesquisa de campo é um procedimento metodológico de suma importância e nesta pesquisa ela foi utilizada para levantar requisitos e validar o método de deformação. Para isso foram realizadas duas entrevistas com o Dr. Henrique Manoel Lederman, que atualmente é professor titular e coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências Radiológicas do Departamento de Diagnóstico por Imagem da Universidade Federal de São Paulo. As entrevistas com o Dr. Lederman foram de suma importância para direcionar e validar o desenvolvimento do método, pois ele é responsável por treinar e capacitar médicos para realizar procedimentos de punção, inclusive o procedimento de punção de mama.

O Dr. Lederman também é chefe da equipe de Diagnóstico por Imagem do Graac, local no qual foram realizadas as duas entrevistas. Na primeira entrevista foi apresentada a antiga versão do *ViMeT* com a antiga versão do método de deformação, sendo que a interação apresentada ao Dr. Lederman foi apenas por meio do mouse. O objetivo dessa entrevista foi colher informações sobre o procedimento de punção e apresentar o modelo 3D usado para representar a mama. Nessa entrevista não foram feitas questões objetivas.

Na segunda entrevista foi apresentada a nova versão do método de deformação e também foi avaliada a interação por meio do dispositivo háptico. A transcrição é apresentada no Apêndice C.

7 MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DO MÉTODO DE DEFORMAÇÃO

Existem diversos métodos voltados para simular a deformação de tecidos moles. Esses métodos têm como objetivo promover uma deformação realista, ou seja, quando especialistas, ao manipular um modelo 3D, não identifiquem, em relação ao objeto real e para os fins a que se destinam diferenças significativas quanto à forma e ao comportamento físico do modelo. Porém dentre esses métodos, há um impasse entre a deformação realista e a interação em tempo real, como já foi descrito, no Capítulo 2. No que diz respeito à simulação da deformação para aplicações para treinamento médico os métodos mais utilizados são o MEF e o Massa-Mola.

No entanto, esses métodos não conseguiram resolver, completamente o detrimento do realismo visual em função do realismo háptico. Outra abordagem que foi utilizada por vários pesquisadores foi separar o objeto modelado em duas regiões, sendo uma a região disponível para interação em tempo real, e a outra a região em que ocorre um pré-processamento. Neste caso, a rotação e a manipulação direta dos objetos 3D ficam comprometidas.

Com o método implementado nesta tese objetiva-se minimizar essas limitações, de forma a propiciar uma deformação elástica com a utilização de parâmetros físicos reais incorporados na malha e garantir que a interação não tenha limitações quanto às rotações e áreas de interesse. Além disso, é desejável que os tempos de respostas sejam aceitáveis para a síntese háptica.

7.1 Detalhamento do método de deformação

A ideia central do método apresentado nesta pesquisa é simular objetos 3D volumétricos por meio de várias camadas, no intuito de melhorar a simulação referente ao comportamento físico e garantir um melhor realismo, tanto visual quanto háptico. Cada uma das camadas é tratada de forma independente em relação aos parâmetros físicos e assim possibilita a simulação de órgãos constituídos por diferentes tecidos com diferentes propriedades físicas.

Na Figura 50 é apresentada uma estrutura genérica da abordagem proposta, no qual podem ser observadas 6 camadas, cada uma delas com valores diferentes do módulo de Young, espessura e densidade. Além disso, a estrutura não precisa

ser necessariamente hierárquica. Para as camadas que são hierárquicas é possível empregar apenas uma malha no AV e as demais apenas na estrutura de dados. Já as que não são hierárquicas podem ser representadas por malhas diferentes.

Dessa forma é possível configurar a aplicação para simular diferentes tipos de órgãos e tecidos. Pois independente de utilizar a mesma malha ou malhas diferentes é possível atribuir parâmetros a cada uma delas.

A diferença ocorre em relação à detecção de colisão, pois se cada uma das camadas for representada por uma malha diferente, então é necessário haver detecção de colisão entre a agulha e as camadas e entre uma camada e a outra. Essa abordagem foi implementada e está apresentada na seção 8.1.

A resolução foi projetada em dois estágios, um estágio off-line (pré-processamento) e outro estágio online (em tempo execução). No primeiro estágio é realizado o carregamento dos objetos 3D, além disso, é possível escolher o número de camadas e a quantidade de polígonos, assim como atribuir os parâmetros físicos (Módulo de Young, Espessura e Densidade), sendo que esses valores foram retirados do estudo realizado por Padula (2007) e estão disponíveis na interface gráfica da *ViMeTWizard*.

Esta atribuição é feita neste estágio para não aumentar o tempo de processamento da deformação e detecção de colisão, conforme a Figura 51.

Figura 51 – Estágio do pré-processamento

Fonte: Autora.

Já no segundo estágio ocorrem os processos em tempo real e possui duas saídas, a visual e a tátil. O realismo visual foi separado do realismo háptico, pois a taxa de atualização da visualização é menor do que a atualização háptica. Na Figura 52 são representadas apenas três camadas e os blocos de processamento, porém é possível atribuir quantas camadas forem necessárias para simular o órgão necessário para a aplicação. Assim como quantas estruturas de interesse sejam necessárias simular, ou seja, um ou mais nódulos e cada um com tamanho, localização e propriedades físicas distintos.

Essa fase foi dividida em três blocos de processamento, sendo eles: o bloco do cálculo das forças, o bloco da interação e o bloco da deformação. No **bloco da interação** (hachura vermelha, na Figura 52) são realizados os cálculos referentes à detecção de colisão, o cálculo da força externa e o *Listener* (classe criada especificamente para o tratamento de eventos) da movimentação da seringa no AV. O processamento realizado neste bloco é repetido em todas as camadas.

No **bloco da deformação** (hachura preta, na Figura 52), os cálculos são referentes ao método de deformação. O valor da força externa encontrado no bloco da interação é utilizado como entrada para o método Gauss-Seidel. No **bloco do cálculo das forças** (hachura verde, na Figura 52) são realizados os cálculos referentes às forças externa e resultantes do método.

Figura 52 – Estágio do processamento em tempo de execução

Fonte: Autora

Os detalhes da implementação do **bloco de interação** são explicados nos quatro tópicos seguir.

- **Detecção de Colisão e cálculo da força externa:** com o ponto (vértice da malha) encontrado pelo algoritmo de detecção de colisão, então é verificada a nova posição do dispositivo no AV e a distância entre esses dois pontos. Essa distância representa o deslocamento que a agulha causou na malha. O

valor deste deslocamento é utilizado para realizar o cálculo da força externa. Esse cálculo é necessário, pois o *PHANTOM Omni* não reconhece a força aplicada pelo usuário, desta forma é necessário determinar a força a partir do deslocamento. Então a força é aplicada neste vértice e propagada pelos seus vizinhos. Essa força é utilizada pelo método Gauss-Seidel para encontrar os deslocamentos dos vértices.

- **Listener de movimento da seringa:** a cada movimento da seringa é feito um novo cálculo da força, o novo resultado será somado ao valor da força anterior, pois a força terá que ser maior que a inicial para que ocorra outra deformação. Este *listener* ocorrerá até que seja alcançado um valor máximo de força e deslocamento, pois cada tecido humano tem um limite de elasticidade para que então ocorra a ruptura do tecido, porém como a simulação é de um procedimento que emprega agulha, que é um objeto cortante, neste caso a ruptura se dá pelo corte da agulha. Neste trabalho não será implementado o remalhamento causado pelo corte, mas os cálculos do rompimento e das forças envolvidas são realizados. Dessa forma a ruptura será calculada com base na posição do objeto que simula a agulha, quando houver um deslocamento maior ou igual à medida da ponta da agulha então será detectada a ruptura do tecido.
- **Passagem entre as camadas:** A partir da ruptura é recalculado o valor da força elástica, pois a partir da ruptura somente as camadas internas fazem resistência à agulha. Neste cálculo é somada uma constante que irá representar a força friccional, que representa o atrito da agulha com o tecido. Para verificar em qual camada a agulha está em contato, foram colocados parâmetros que representam a profundidade de cada camada. A cada verificação das camadas é então recalculado o valor das forças. O valor da força é calculado com base na força externa com base nas forças elástica e de amortecimento das camadas internas a camada que a agulha está em contato somada a força friccional.
- **Deteção de colisão entre a agulha e o nódulo:** a deteção entre as camadas está desabilitada, ou seja, uma camada não entra em colisão com a camada inferior ou superior, a resistência que uma camada oferece para suas camadas adjacentes é calculada no momento que são atribuídos os K de

cada uma delas. A detecção de colisão ocorrerá somente entre o nódulo e a agulha, ou seja, a agulha passará por entre as camadas sem detecção de colisão e somente quando houver detecção de colisão com o nódulo o valor da força de retorno será maior, para assim simular um material mais rígido.

Na Figura 53 são apresentados os processos relacionados com a detecção de colisão entre a agulha e a camada externa, cálculo de força, ruptura e passagem entre as camadas.

Figura 53 - Fluxograma do bloco de interação.

Fonte: Autora

O **bloco de deformação** está relacionando tanto com a simulação física quanto no resultado visual, pois neste bloco são calculados os deslocamentos e estes são atualizados no AV.

- **Método Gauss-Seidel e Vértices ativos:** com base na força encontrada, o método Gauss-Seidel é iniciado e as iterações ocorrerão até que o deslocamento dos vértices seja pequeno, ou seja, quando o sistema estará em equilíbrio. A cada novo valor de força externa o método Gauss-Seidel será iniciado, porém a posição inicial da nova execução é o resultado do deslocamento gerado pela resolução anterior. Nesta etapa são utilizadas as duas estrutura de dados, a estrutura de dados Mate Face, apresentada na seção 6.1.1., que é utilizada para a simulação e a estrutura de dados nativa da API Java3D, que é utilizada para renderizar no AV o comportamento da malha sendo deformada.
- **Cálculo da ruptura do tecido/atualização dos vértices:** Após o tecido ser cortado, este tende a voltar à posição original uma vez que a força não fará mais pressão. Neste estágio é realizado o cálculo do deslocamento dos vértices, bem como a atualização das posições dos nós e, este resultado é enviado ao monitor (Visualização). Essa atualização dos vértices é realizada somente na primeira camada, pois se entende que somente na camada externa é necessário visualizar esse comportamento físico. A atualização destes vértices é apenas realizada na estrutura de dados da API Java3D.

Já o bloco do **cálculo da força** está relacionado aos dois outros blocos (Integração e Deformação), pois tanto o bloco de interação quanto o bloco de deformação passam informações para a realização dos cálculos das forças. Neste bloco, primeiramente é armazenado o resultado da Força externa e a cada atualização este valor é acumulado, ou seja, a primeira força externa aplicada provoca um deslocamento até o sistema ficar em equilíbrio, então um novo movimento da seringa gera um novo valor da força externa, porém esta força tem que ser maior que a primeira para assim promover um deslocamento ainda maior, então as forças externas são acumuladas. A força elástica também é armazenada para ser repassada para o dispositivo háptico.

Cálculo da força: O resultado do cálculo da força é enviado para o dispositivo para a sensação de retorno de força. Os cálculos da força são feitos para estimar as seguintes forças: **força externa, força total e força pós-ruptura**. A **força externa** é estimada a partir do movimento da seringa no AV e a cada nova posição da seringa é encontrado um novo valor de força externa e este é

acumulado. A **força total** é representada pela resistência de cada camada, sendo o resultado da soma da força elástica e da força de amortecimento. A **força pós-ruptura** é uma atualização do valor da força enviada ao dispositivo háptico, uma vez que após a ruptura será somado a constante para simular da força friccional e as forças da primeira camada são retiradas deste somatório, pois esta não promove mais resistência. Esse resultado será usado como força de entrada para a segunda camada. Essa atualização dos valores de força é realizada a cada camada.

Dentro do intervalo de atualização exigido pelo dispositivo háptico o valor atual das forças é enviado para seja “sentido” pelo usuário a variação das forças. Nesta tese não é tratada a questão da trajetória da agulha e nem do cálculo exato da força friccional. O valor da força friccional será arbitrado como uma constante para representar a força entre as camadas a fim de simular a agulha sendo inserida no tecido. O valor desta constante é baseado na profundidade da inserção da agulha e no deslocamento dos vértices da malha que representa o órgão. Detalhes da solução adotada nesta tese são apresentados na Seção 6.1.5.

7.2 Implementação do protótipo para testes

Nesta tese o objetivo principal é modelar e implementar um método de deformação de tecidos moles e o foco são os exames de PAAF de mamas. Porém a validação do método com experimentos nas aplicações desenvolvidas por meio do *ViMeT* não é trivial, pois existem vários aspectos particulares do procedimento de punção, tais como a habilidade do usuário com o dispositivo háptico, o realismo visual (forma da mama e comportamento físico), a sensação do retorno de força (resistência dos tecidos que compõem a mama) e a disponibilidade dos parâmetros físicos.

A fim de testar a generalidade do método deformação foi desenvolvido um protótipo de teste genérico, para que seja possível verificar o comportamento elástico dos tecidos com a utilização do método, uma vez que este método foi desenvolvido para ser empregado em procedimentos que simulem a deformação de órgãos e/ou tecidos humanos.

Neste protótipo é possível atribuir os parâmetros referentes ao módulo de Young, espessura e densidade. Para realização destes testes não houve a preocupação de modelar órgãos específicos.

No protótipo é possível escolher entre dois objetos 3D, sendo um cubo e uma esfera, o número de camadas e atribuir os parâmetros físicos. Além disso, é possível escolher se haverá a ruptura entre as camadas ou apenas a deformação superficial. Para isso, podem ser utilizados um objeto 3D que representa uma seringa com agulha fina ou uma esfera. Esse protótipo foi incluído na *WiMeTWizard*, pois assim foram reutilizadas as seguintes funcionalidade do *ViMeT*, construção do AV, carregamento de objetos 3D, detecção de colisão e interação por meio do mouse, teclado e háptico.

Na Figura 54 é apresentada a interface do protótipo para a realização dos testes. Como pode ser observado foi utilizado um cubo, com 825 vértices, 3 camadas, sendo que os valores de E, t e D atribuídos nas três camadas. Nesta aplicação a detecção de colisão ocorre entre a seringa com agulha fina e o cubo. Esses valores foram atribuídos de forma empírica.

Figura 54 - Interface do protótipo

Fonte: Autora

7.3 Modelagem 3D do órgão

Para contextualizar e representar graficamente o método proposto foi escolhido o procedimento de punção de mama (Seção 5.1, como já foi justificado. Desta forma é apresentada uma estrutura específica para os modelos que representam uma mama. Para este órgão foram previstas três camadas, uma camada que representa a pele e a gordura, outra que representa o tecido fibroso, os ductos e as glândulas e o nódulo. Também é possível inserir mais de um nódulo,

além disto, estes podem ser modelados quanto à forma e ao tamanho, pois cada tipo de nódulo tem características próprias, que são utilizadas no auxílio ao diagnóstico. Assim, a utilização destes parâmetros pode ser empregada para melhorar o realismo em aplicações computacionais para treinamento médico. Na Figura 55 são apresentados dois modelos 3D. Essa modelagem fez parte de um projeto de Iniciação Científica do Adriano Bezerra, que é um ex-integrante do LApIS. Para a modelagem foi empregada a ferramenta Blender (BLENDER, 2013). Para esta tese foram realizadas algumas alterações referentes à coloração do modelo, mudança do número dos polígonos e alteração da extensão do arquivo.

Fonte: Autora

Nos modelos deformáveis a topologia da malha está diretamente ligada à forma, ao tamanho do objeto 3D e aos parâmetros físicos empregados para simular o comportamento físico do material que este objeto 3D representa. Para diminuir a complexidade computacional do objeto 3D, a topologia do objeto 3D será uma malha de superfície. A malha representará o tecido mole e quando o tecido recebe uma força externa, esta força é aplicada diretamente em vértice.

Os objetos 3D utilizados, neste trabalho, possuem a extensão “.off”, pois este é o formato mais adequado para a Estrutura de Dados Mate Face. O polígono escolhido foi o triângulo e esta escolha foi feita com base no trabalho desenvolvido por (QIAO; CHEN; YE, 2009).

Segundo Qiao, Chen e Ye (2009) muitas aplicações utilizam como topologia o triângulo, pois o triângulo tem estabilidade e quando deformado pode recuperar o estado original. Em algumas topologias, por exemplo, o quadrado não pode voltar na posição original e assim reduzem a precisão do cálculo, conforme pode ser observado na Figura 56.

Figura 56 - Topologia: (a) Triângulos; (b) Quadriláteros.

Fonte: Qiao; Chen; Ye (2009).

Foi utilizado o Sistema Internacional de Medidas, na simulação. Dessa forma foi necessário determinar uma métrica para as arestas dos triângulos, e assim todas as malhas disponíveis para os experimentos, estão em metros.

7.4 Modelo Visualização e Modelo de Simulação

Com a finalidade de diminuir o custo computacional e assim garantir que o tempo de resposta do processo de deformação seja compatível com a taxa de atualização exigida para interação háptica, optou-se por separar a visualização da simulação da deformação. Atualmente, a taxa de atualização desejável para os dispositivos hápticos é em torno de 1kHz. Essa separação da visualização e

simulação possibilita a utilização de duas estruturas de dados a Mate Face e a da API Java3D.

Como já foi citado na Seção 5.1, o método de deformação será validado e avaliado em aplicações de punção de mama, como no procedimento real não é possível visualizar o comportamento físico das estruturas internas, mas apenas senti-lo, o usuário verá apenas as estruturas externas (posição, forma, tamanho e comportamento) na visualização e as estruturas internas serão utilizadas apenas na parte da simulação.

Na parte da simulação serão realizados os cálculos com a utilização dos parâmetros físicos de cada uma dessas estruturas, porém será utilizada a mesma malha para atribuir os parâmetros físicos. As informações tais como, vértices, arestas, faces dos triângulos, são levantadas no carregamento da malha. Então os parâmetros físicos (módulo de Young, densidade e espessura) são incorporados em cada camada, também no momento do carregamento. Esses parâmetros serão atribuídos de acordo com o tecido que se deseja simular e serão armazenados na estrutura Mate Face.

A estrutura de dados da API Java3D é empregada para renderizar o objeto 3D no AV e também para mostrar os movimentos dos vértices durante a deformação, além disso, ela é utilizada para o sistema de referência do AV, sendo muito importante para a detecção de colisão e interação háptica.

A decisão de utilizar a mesma malha e configurar os parâmetros físicos de cada uma das camadas no momento do carregamento foi tomada a fim de simplificar a modelagem. O cálculo do retorno de força, ou seja, é a reação em relação à força externa aplicada nas camadas. Essa força de retorno deve ser relacionada a todas as camadas envolvidas. No caso específico do procedimento de punção de mama é necessário simular também a presença de nódulos, que na sua maioria possui uma maior rigidez no próprio nódulo e na região em torno dele.

A camada externa (a qual representa a parte visível ao usuário) é a que promove o realismo visual e possui grande número de polígonos para a visualização. Já nas camadas interiores (que representam órgãos e estruturas internas e não visíveis ao usuário) não precisam ser renderizadas, uma vez que o profissional da área médica, em um procedimento real não visualiza a deformação interna. As estruturas internas não são vistas, porém são utilizadas na simulação,

pois elas são sentidas durante a realização do procedimento e por isso elas são importantes para simular a interação háptica.

Devido à complexidade da mama e por suas estruturas internas serem irregulares, optou-se por disponibilizar para a visualização do usuário apenas o modelo com a malha que representa a mama, a malha que representa os ductos/glândulas e um nódulo (Figura 57 (a)). Como já foi dito as malhas internas são apenas para ilustrar as camadas na Figura 57 (b) e estas são importantes para simular a resistência da mama e auxiliar na simulação do comportamento físico e no realismo háptico, porém elas só existem logicamente na aplicação.

Para ilustrar a simulação são utilizadas 3 malhas, sendo que a mais externa representa a pele e a gordura, a segunda representa os tecidos fibrosos e glândular. Finalmente, a terceira malha representa o nódulo, que é caracterizado por ter maior rigidez que os outros tecidos mamários. O realismo visual é apresentado no modelo apresentado na Figura 57 (a) que é o usado para a visualização e o realismo háptico é obtido por meio do modelo da Figura 57 (b), que é usado na simulação.

Figura 57 - Visualização *versus* Simulação: (a) Visual disponível para o usuário; (b) Malhas utilizadas para a simulação.

Fonte: Autora.

7.5 Inclusão do Método de Deformação no ViMeT

Como foi apresentado no Capítulo 4 foi necessário alterar o *ViMeT* para inclusão do novo método. As alterações visíveis ao usuário são referentes à *ViMeTWizard*. Na Figura 58 é apresentada a nova versão da *ViMeTWizard*, na qual pode ser observada a aba para configurar os parâmetros de cada uma das camadas. Todos os parâmetros são salvos em um Banco de Dados, pois cada aplicação gerada pela *ViMeTWizard* pode ser editada, caso seja necessário.

A aba de parâmetros físicos é importante para a validação do método de deformação, pois é possível simular diferentes tipos de mamas e assim promover um treinamento mais amplo e eficiente. Os médicos residentes fazem o treinamento de punção utilizando modelos artificiais, porém esses possuem somente um valor para os parâmetros de densidade, rigidez, forma e tamanho e, assim não é possível os alunos conhecerem diferentes tipos de mamas.

Figura 58 - Aba para configurar os parâmetros físicos das camadas.

Fonte: Autora.

A parametrização foi projetada com o objetivo de proporcionar ao usuário a possibilidade de configurar o objeto 3D que representa a mama. Os valores desses parâmetros podem ser configurados de acordo com a característica físicas dos tecidos reais. Os valores do módulo de Young que estão disponíveis na *ViMeTWizard* foram retirados do estudo realizado por Samani, Zubovits e Plewes

(2007), que foi apresentado na Seção 5.3. Já para espessura e para a densidade são utilizados valores empíricos.

No método proposto nesta pesquisa, as principais características foram desenvolvidas de forma parametrizada, caso haja a necessidade é possível desenvolver um aplicação de PAAF para outros órgãos, tais como a tireoide, para isso basta atribuir os valores do módulo de Young, espessura, densidade e ainda o número de camadas necessárias para simular a região da tireoide.

8 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos com a implementação do método, a validação e testes realizados. A fim de alcançar o realismo háptico e visual foram implementadas duas abordagens, sendo uma sem a inclusão dos parâmetros físicos e outra com a inclusão destes.

8.1 Implementação sem a inclusão dos parâmetros físicos

Na primeira versão da implementação do método de deformação a maior preocupação era o tempo de resposta, então foram realizados testes em relação à quantidade de vértices e o conceito dos vértices ativos, que foi apresentado na Seção 6.1.3.

Inicialmente, a proposta feita por Batina (1990) foi implementada, na qual todos os vértices e arestas são calculados. Os dados da malha, quando utilizados nesta fórmula geram um sistema linear, que foi resolvido utilizando o método Gauss-Seidel. O método foi testado com oito malhas constituídas por diferentes quantidades de vértices, a fim de verificar o tempo de resposta da deformação. Os valores destes testes podem ser observados no Quadro 6, no qual também é informado qual foi o vértice que recebeu a força inicial e qual o valor desta força.

Em seguida foi implementada a abordagem dos vértices ativos, proposta por Soares (2007), que durante o processo de iteração do método de Gauss-Seidel observa que a sequência em que os vértices são percorridos influencia na convergência do método. Por isso, Soares (2007) propõe a iteração do método a partir dos vértices mais internos em direção aos vértices mais externos. A partir disto, é possível aplicar o conceito de vértices ativos, em que os vértices que tiveram um deslocamento relativo à última iteração maior que um valor pré-definido, continua a fazer parte da próxima iteração.

As oito malhas também foram testadas com o método dos vértices ativos, a fim de verificar e comparar o tempo de resposta alcançado com a utilização dos dois métodos. Os mesmos valores de força foram utilizados, assim como o vértice que recebeu esta força. O vértice que sofreu a deformação foi escolhido aleatoriamente, uma vez que este não interfere no desempenho do método, por esta razão nesta versão não foi adicionada a interação por teclado, mouse e háptico. Com base nos

tempos de respostas foi criado o Quadro 6 é possível comprovar que os tempos de respostas são menores com a utilização do método dos vértices ativos. Nas Figura 59(a) e Figura 59 (b) são representados os resultados visuais das deformações ocorridas na malha com 500 vértices, pelos dois métodos apresentados.

Quadro 6 - Comparativo entre os dois métodos.

Número de vértices do modelo	Tempo de resposta em ms		Vértice deformado	Força
	Vértices ativos	Todos os vértices		
500	250	374	340	20N
1000	330	702	850	20N
1500	390	1186	720	20N
2000	421	1425	1095	30N
2500	468	2106	1310	30N
3000	499	2465	2400	30N
4000	577	4836	3190	35N
5000	795	7130	3990	40N

Fonte: Autora.

Figura 59 – Deformação de uma malha com 500 vértices: (a) Resultado com todos os vértices; (b) Resultados com os vértices ativos.

Fonte: Autora.

Nas Figura 60 (a) e Figura 60 (b) foi utilizada a malha com 5000 vértices. Como podem ser observados, não há diferença visual perceptível entre os resultados obtidos pelos dois métodos. Porém o tempo de resposta com o método dos vértices ativos é consideravelmente menor. Além disso, com o aumento da quantidade de vértices, o tempo de resposta com o método de vértices ativos praticamente não teve acréscimo, conforme é apresentado no Gráfico 2, mostrando-se assim esse método bem mais adequado para uso nesta tese.

Figura 60 - Deformação de uma malha com 5000 vértices: (a) Resultado com todos os vértices; (b) Resultados com os vértices ativos.

Fonte: Autora.

Gráfico 2- Comparativo entre os dois métodos

Fonte: Autora.

Os resultados visuais das malhas empregadas são apresentados, respectivamente, nas Figura 61 (a), (b), (c), (d), (e) e (f).

Na Figura 61 (d) na malha com 2500 vértices o resultado é semelhante com os resultados das Figura 61 (e) e (f), que possui 3000 e 5000 vértices, ou seja, o realismo visual pode ser também alcançado com um objeto com menos vértices.

Como pode ser verificado nas Figura 60 (a) e (b) e nas Figura 61 (e) e (f), na qual foram empregadas malhas com uma grande quantidade de vértices o resultado visual foi alcançado. A deformação foi finalizada no máximo em 795 ms com a

utilização do método dos vértices ativos. No entanto, os resultados alcançados com o tempo de resposta da deformação não são compatíveis com os exigidos para interação háptica e compromete o realismo háptico. Verifica-se que o tempo obtido permite que a deformação ocorra, porém não garante o realismo visual.

Porém, é importante ressaltar que os resultados visuais foram alcançados em malhas com grande número de polígonos, o que permite utilizar o método em simulação de deformação de tecidos para treinamento médico virtual com realismo visual, pois a quantidade de polígonos empregada proporciona objetos com uma modelagem precisa.

Figura 61 - Resultados da deformação com diferentes objetos 3D.

Fonte: Autora.

Nesta versão com o objetivo de diminuir ainda mais o tempo de resposta foi implementada a paralelização por meio de *threads*. O objetivo foi utilizar *threads* para executar o método de deformação simultaneamente em todas as camadas, e o tempo de resposta foi reduzido como o previsto, porém o resultado do comportamento visual não foi realista, pois no caso de aplicações que simulam a inserção de agulhas, existe movimento constante. Dessa forma, não é possível

paralelizar, pois para simular o movimento constante a resolução do método precisa ser sequencial, ou seja, primeiro é necessário processar a deformação e a atualização de todos os vértices da primeira camada para então iniciar o processamento da segunda camada.

Na Figura 62 pode ser observado o objeto 3D composto por três malhas, neste objeto o método de deformação foi executado em paralelo, sendo que o tempo de resposta, realmente, diminuiu, tendo em vista a grande quantidade de polígonos.

Além disso, pode ser observado que a visualização obtida com o emprego de malhas de superfícies não contribui para o realismo visual. Dessa forma, foi tomada a decisão de utilizar apenas a camada externa para renderização visual e para a simulação todas as camadas são consideradas.

Figura 62 - Objeto composto por 3 malhas com diferentes quantidades de polígonos

Fonte: Autora.

8.2 Implementação com os parâmetros físicos

Os resultados apresentados na Seção 8.1 foram utilizados como base para o desenvolvimento do método. Dessa forma os parâmetros físicos foram incorporados na malha. Os parâmetros físicos incluídos foram o Módulo de Young, a espessura e densidade. Os valores do Módulo de Young foram retirados dos estudos realizados

realizado por Samani, Zubovits e Plewes (2007) e também empregados por Pádula (2007), ambos foram apresentados no Capítulo 5.

Foram realizados dois tipos de experimentos, um no qual foram empregadas variáveis controladas e não controladas e no outro tipo, todas as variáveis foram controladas. Essa decisão foi tomada a fim de validar a simulação da deformação baseada na interação do usuário e também a influência de fatores humanos relacionados à interação.

Nos experimentos 1, 2 e 3 existem variáveis controladas, as quais são os parâmetros físicos dos tecidos, as malhas que representam o órgão, nódulo e instrumento médico, a localização do nódulo e quantidade de camadas. As variáveis não controladas são referentes à interação do usuário, tais como velocidade de movimentação da seringa, eixo de interação e força aplicada na malha.

O Módulo de Young (E) e a espessura (t) são incorporados na topologia por meio das arestas que representam as molas. Os valores de “E” e “t” são utilizados para determinar o valor do “K”. O parâmetro da Densidade (D) é utilizado para encontrar o valor da massa (M) que é usado no cálculo do *damping*(c). O valor do *damping* quando somado a força elástica possibilita encontrar a força resultante, que é utilizada como retorno de força passado ao háptico.

A Equação (6) é utilizada para obter o valor do *damping* e a velocidade empregada é referente à velocidade do dispositivo de interação. No procedimento da punção de mama a velocidade é, praticamente, constante, pois a deformação gerada pela agulha é pequena. Essa característica implica que não há aceleração, uma vez não existe uma variação considerável da velocidade.

$$c = \frac{2\sqrt{kM}}{L} \quad (6)$$

No Quadro 7 são apresentados os valores de (E), (t) e (D) utilizados nos testes referentes à força elástica, sendo que os valores de (t) e (D) são empíricos.

Para cada experimento foram considerados três tipos de tecidos, gordura, tecido fibroglandular e um carcinoma ductal invasivo de alto grau, ou seja, cada tecido representa uma camada e seus respectivos parâmetros físicos

Quadro 7 - Parâmetros físicos empregados nos experimentos

Experimentos	Tecidos	Módulo de Young kPa	Espessura (mm)	Densidade kg/m ³
1	Gordura	4.16	5	0.14
	Fibroglandular	3.85	8	0.14
	Nódulo	54.99	12	0.3
2	Gordura	3.25	5	0.14
	Fibroglandular	3.24	8	0.14
	Nódulo	42.53	12	0.3
3	Gordura	2.34	5	0.14
	Fibroglandular	2.63	8	0.14
	Nódulo	30.05	12	0.3

Fonte: Autora.

Para a realização dos experimentos foram determinados 6 etapas, sendo elas:

1. Definição do número de camadas;
2. Inclusão dos parâmetros físicos em cada camada.
3. Escolha do dispositivo de interação (mouse ou háptico)
4. Construção do AV com os modelos 3D do órgão e do instrumento médico.
5. Interação do usuário até haver a detecção de colisão entre a agulha e a mama, inserção da agulha até haver detecção de colisão com o nódulo.
6. Geração do gráfico “Força *versus* Deslocamento”, neste gráfico são plotados os valores de força obtidos pelos movimentos da seringa e o deslocamento gerado no vértice que sofreu a detecção de colisão.

No Gráfico 3 é apresentado o resultado do experimento 1, sendo que a força é dada em Newton (N) e o deslocamento em Milímetro (mm). Foram empregadas 3 camadas, sendo gordura normal, tecido fibroglandular normal e um carcinoma ductal invasivo de alto grau. Como pode ser observado o comportamento gerado até a detecção de colisão com nódulo é praticamente linear e após a colisão a força aumenta consideravelmente, pois o nódulo é mais rígido do que as duas primeiras camadas.

O resultado visual do experimento é mostrado na Figura 63, no qual pode ser observada a deformação gerada pela detecção de colisão entre a agulha e a mama e o nódulo.

Gráfico 3 - Força versus Deslocamento do experimento 1.

Fonte: Autora.

Figura 63 - Resultado visual do experimento 1

Fonte: Autora.

O experimento 2 tem seus resultados apresentados no Gráfico 4 e Figura 64. No Gráfico 4 é apresentado o comportamento da inserção da agulha apenas na gordura normal e tecido fibroglandular normal, sem detecção de colisão com o nódulo. Como pode ser observado esses dois tecidos são menos rígidos e com uma mesma força o deslocamento é maior do que no caso apresentado no Gráfico 3. Na

Figura 64 são apresentados os resultados visuais da detecção de colisão e deformação entre a agulha e as duas primeiras camadas.

Fonte: Autora.

Figura 64 - Resultado visual do experimento 2

Fonte: Autora.

O experimento 3 tem seus resultados apresentados no Gráfico 5 e Figura 65. No Gráfico 5 é apresentado o comportamento da inserção da agulha camadas, sendo gordura normal, tecido fibroglandular normal até o momento da detecção de

colisão do nódulo, que representa um carcinoma ductal invasivo de alto grau, mas com Módulo de Young menor do que o do experimento 1.

Fonte: Autora.

Figura 65 - Resultado visual do experimento 3

Fonte: Autora.

Os experimentos foram realizados com as variáveis controladas, que são os parâmetros físicos e os modelos 3D e a variável não controlada é representada pelo valor da força aplicada pelo usuário. Essa força é obtida pelo movimento da seringa, dessa forma não é possível utilizar os mesmos valores de força nos três experimentos.

Quanto aos valores apresentados dos gráficos é possível afirmar que os valores correspondem ao padrão dos gráficos “Força *versus* Deslocamento” destes tecidos. Assim o tempo de resposta obtido não compromete a interação háptica. Porém a limitação relacionada à interação háptica são os valores da força obtida, que são relativamente pequenos e no dispositivo o usuário sente o *force feedback* somente com valores acima de 0,8 N, sendo uma limitação do dispositivo empregado nesta tese. No entanto isso não é considerado um problema, pois no momento que a agulha encosta no nódulo o valor de *feedback* está dentro do intervalo de forças que o usuário sente.

Nos experimentos 4, 5 e 6 todas as variáveis são controladas, para isso foram fixados os valores das forças externas e do vértice que sofreu a detecção de colisão e por consequência a deformação. O objetivo nestes experimentos foi empregar os mesmos valores de força em malhas com diferentes parâmetros físicos e, assim, verificar se os deslocamentos obtidos são fisicamente compatíveis com o Módulo de Elasticidade dos tecidos que estão sendo simulados.

Os parâmetros físicos são os mesmos utilizados nos experimentos 1, 2 e 3, sendo que no experimento 1 é representada uma mama com maior rigidez; no experimento 2 uma mama com uma rigidez intermediária e no experimento 3 uma mama com menor rigidez.

Fisicamente, quando se aplica um determinado valor de força em um material rígido, este sofre uma deformação pequena. No entanto, se a mesma força é aplicada em um material pouco rígido essa deformação será maior.

No Gráfico 6 são apresentados os deslocamentos obtidos quando foram aplicadas forças com valores compreendidos dentro do intervalo de 0,1 a 1,6 N. Como pode ser observado quando aplicada uma força de 0,1 N o deslocamento foi de aproximadamente 0,005 mm e para o valor de força máximo 1,6 N o deslocamento foi de aproximadamente 0,07mm.

Dessa forma, pode ser verificado que os deslocamentos foram pequenos, como é o esperado em um material rígido.

Gráfico 6 – Força versus deslocamento do experimento 4

Fonte: Autora.

No Gráfico 7 são apresentados os deslocamentos gerados no experimento 5, utilizando parâmetros físicos que simulam uma mama menos rígida do que a apresentada no experimento 4. Como pode ser observado quando aplicado 1,6 N de força o deslocamento foi de 0,09 mm, ou seja, o deslocamento foi 20% maior que no experimento 4, quando aplicado o mesmo valor de força. Verifica-se assim que o deslocamento obtido simulou corretamente o comportamento físico esperado.

Gráfico 7 - Forças versus deslocamento do experimento 5.

Fonte: Autora.

No experimento 6 os parâmetros físicos utilizados simulam uma mama com uma pequena rigidez. Quando aplicada o valor de força de 1,6 N o deslocamento ocorrido foi de aproximadamente 0,13mm, representando um deslocamento 44% maior do que no experimento 5 e 73% maior do experimento 4.

Verifica-se que os experimentos comprovaram que o deslocamento é maior quando o tecido simulado representa um tecido menos rígido. Da mesma forma, foi comprovado que quando o tecido é muito rígido, o deslocamento é pequeno.

Gráfico 8 - Forças versus deslocamento do experimento 6.

Fonte: Autora.

8.2.1 Validação dos realismos visual e háptico

Na literatura não foi encontrada nenhuma métrica para validar os realismos háptico e visual. Nos artigos pesquisados e apresentados nos Capítulos 2 e 3 os autores citam apenas que os realismos visual e háptico foram satisfatórios. O grau de satisfação do usuário é obtido por meio de questionário e para as respostas é utilizada a escala Likert.

Outra questão quanto à validação do método de deformação é em relação aos valores de força e deslocamento obtidos. Os parâmetros físicos (Módulo de Young, Espessura e Densidade) são atribuídos à topologia da malha. Nos trabalhos encontrados na literatura e que foram utilizadas as mesmas equações para a incorporação dos parâmetros não são citadas as dimensões da malha. Assim não é possível alcançar valores idênticos, porém é possível verificar a partir dos gráficos

do tipo “Força *versus* Deslocamento”, que o método apresentado desta pesquisa oferece valores proporcionais.

Inicialmente, a validação do realismo háptico seria realizada junto ao médico especialista, com a finalidade de verificar se a sensação de resistência gerada pelo háptico durante a inserção da agulha no objeto 3D é similar à resistência sentida durante um procedimento real. Porém, após a conclusão da implementação da versão com método com a inclusão dos parâmetros físicos na topologia da malha, e a geração de gráficos do tipo “Força *versus* Deslocamento” foi possível verificar que os valores do retorno de força se encontram em um intervalo de 0,01 N a 0,09N. Esses valores obtidos são parecidos com os valores apresentados no estudo realizado por Samani, Zubovits e Plewes (2007) e Dastjerdi (2008).

Todavia os valores compreendidos neste intervalo não são sentidos pelo usuário ao manipular o *PHANTOM Omni*. Com base nessa constatação uma alternativa seria incluir um fator de escala na força para que esta ficasse acima deste intervalo, pois na literatura vários autores empregam esta solução. Como recurso para melhorar um processo cirúrgico isso é perfeito, porém para treinar um procedimento que quando for realizado na vida real não disporá dessa amplificação seria antipedagógico, utilizar esse fator de escala na força.

Essa questão foi discutida com o Dr. Lederman (a transcrição da entrevista com o especialista está no Apêndice C). Na ocasião foram apresentadas aplicações fornecidas pelo fabricante (GEOMAGIC, 2013), nas quais é possível verificar quais os valores de força estão sendo utilizados. O Dr. Lederman testou estas aplicações e o retorno de força realmente não é possível sentir a variação da força dentro do intervalo (0,01 a 0,09N).

Ainda sobre a sensação de resistência em um procedimento real, o Dr. Lederman afirmou que durante um procedimento de punção de mama durante a inserção da agulha, na gordura e tecido fibrograndular a resistência sentida é pequena, sendo que a resistência ocorre apenas no momento que a agulha encosta no nódulo. Assim, optou-se por não incluir o fator de escala de força, uma vez que o método oferece resultados próximos do real, pois quando há a detecção de colisão entre a agulha e o objeto 3D que simula o nódulo o valor do retorno de força aumenta, devido ao fato da rigidez do nódulo ser maior.

O realismo háptico pode ser validado de duas maneiras, uma com a sensação do retorno de força sentida pelos usuários e outra verificando se o tempo de

resposta da interação háptica é suficiente, ou seja, está dentro do intervalo de tempo de 300Hz a 1000Hz. Por conta dos resultados do *feedback* estarem num intervalo no qual não é possível sentir a variação da força, optou-se por validar o realismo háptico em relação ao tempo de resposta da simulação.

O tempo de resposta total obtido no método de deformação é referente ao somatório dos tempos de resposta de três processos, são eles: tempo de resposta de inicialização, tempo de resposta da simulação e tempo de resposta da atualização dos vértices.

O **tempo resposta de inicialização** é o tempo gasto no processo de detecção de colisão, incorporação dos parâmetros físicos na malha e o cálculo da força externa. O **tempo de simulação** é o tempo gasto na execução do método Gauss-Seidel e seu resultado gera tanto a deformação quanto a força de resistência que é enviada ao háptico. Já o **tempo de atualização** está vinculado com o processo de atualização da malha e a visualização do resultado da deformação no AV.

A fim de validar que os tempos de resposta obtidos, com o método de deformação desenvolvido nesta pesquisa, são aceitáveis para a interação háptica, foram realizados dois experimentos (7 e 8) nos quais a partir da detecção de colisão entre a agulha e a mama, é obtido um valor de força e a partir desse valor as interações são realizadas de forma automática. Para representar a mama foi empregada uma malha contendo 5000 vértices e para o nódulo uma malha com 2000 vértices.

O experimento 7 foi realizado em um notebook com as seguintes características: processador Intel Core i7 3610QM 3ª Geração, com 8 GB de RAM e placa de vídeo GeForce com 2GB de memória dedicada. Neste experimento a partir da detecção de colisão foram realizadas mais 65 interações, e a cada interação é obtida a posição atual da seringa. No Gráfico 9 são apresentados os tempos de resposta deste experimento, sendo que o eixo “y” representa os valores dos tempos de resposta em “ms” e o eixo “x” representa o número das interações. Essas interações foram plotadas no gráfico na ordem que aconteceram no experimento.

Gráfico 9- Tempo de resposta total em milissegundos do experimento no processador i7

Fonte: Autora.

Como pode ser observado o primeiro tempo de resposta foi 1718 ms, esse tempo de resposta não é satisfatório para a interação háptica, porém esse é o maior tempo de resposta. Esse tempo de resposta na primeira interação é alto, pois todos os vértices da malha são utilizados nos três processos (inicialização, simulação e atualização), porém a partir da segunda interação, devido à utilização dos vértices ativos, o número de vértices que são utilizados nos três processos diminui consideravelmente.

As interações 2, 4 e 5 tiveram tempos de resposta entre 200 a 250 ms o que representa 4,62% das interações. Nas demais interações o tempo de resposta foi de aproximadamente 100ms em 58,46% e menos que 90 ms em 35,38%.

Como pode ser observado, a primeira interação representa apenas 1,54% das interações, em relação à percepção do usuário, não foi realizado nenhum experimento, a fim de verificar o quanto esse *delay* interfere na sensação de retorno

de força. Durante a realização dos testes desempenho e da precisão da detecção de colisão o que foi percebido é que ocorre uma vibração maior no dispositivo háptico na primeira interação e depois esta é normalizada. No Gráfico 10 são apresentados os tempos de resposta dos três processos.

Fonte: Autora.

Como pode ser observada a coluna azul que representa o tempo de resposta dos processos de inicialização tem um valor maior na primeira interação com 266ms, seguido de duas interações com 12 e 28 ms. Nas demais interações os valores ficaram em torno de 2 a 8 ms.

A coluna vermelha representa os tempos de resposta do processo de simulação a primeira interação representa 1,54% das interações com um tempo de

resposta de 266ms, 58,46% das interações tiveram os tempos de resposta menor que 50ms e 40% das interações os valores ficaram entre 50 a 75 ms.

Os valores dos tempos de resposta do processo de atualização dos vértices são representados pela coluna verde. Observa-se que a partir da quinta interação, os valores do tempo de resposta deste processo são semelhantes aos tempos de resposta do processo de simulação. Em 43,08% das interações os tempos de resposta foram menores que 50ms, em 56,92% os valores ficaram compreendidos entre 50 a 63 ms e em 4,62% os valores ficaram entre 126 a 166ms. Apenas na primeira interação que o valor foi de 754 ms e que representa 1,54%.

O experimento 8 foi realizado em um notebook com a seguinte configuração: processador Intel Core i5, com 4 GB de RAM e placa de vídeo Intel HD Graphics 3000. Os resultados referentes aos valores dos tempos de resposta deste experimento são apresentados no Gráfico 11. Assim como no Gráfico 9 o valor do tempo de resposta da primeira interação é maior do que as demais interações, sendo que o maior valor foi de 2570 ms.

A segunda, terceira e quarta interação tiveram, respectivamente, 1020ms, 943ms e 442ms. Cada uma das quatro primeiras interações representam 1,54% das interações. As demais interações tiveram 50,77 % dos tempos de resposta foram menores que 100ms, 30,77% foram menores que 200ms e 10,77% variaram entre 201 a 284 ms. Neste experimento pode se observar que em algumas interações o valor aumentou, tais como na décima quinta, vigésima primeira, quadragésima segunda e quadragésima quinta. Essa variação foi decorrente ao processo de atualização dos vértices que em algumas interações não é proporcional ao tempo de simulação.

No Gráfico 12 são apresentados os tempos de respostas dos três processos. Seguindo o mesmo padrão do experimento realizado no processador Intel Core i7, a coluna azul representa o tempo de resposta do processo de inicialização, a coluna vermelha de simulação e a verde de atualização.

Gráfico 11 - Tempo de resposta total em milissegundos do experimento no processador i5

Fonte: Autora.

Gráfico 12 - Tempo de resposta em milissegundos dos três processos. **Fonte: Autora.**

No processo de inicialização neste experimento 69,23% das interações tiveram tempos de resposta menores que 10 ms, 27,69% menor que 20ms e apenas 1,54% teve 31 ms e 1,54% 388ms. Já no processo de simulação os valores dos tempos de resposta foram: 24,62% das interações foram menores que 40 ms,

35,38% foram menores que 50ms, 23,08% menor que 100ms e 10,77% menor que 154ms.

Já no processo de atualização as primeiras interações tiveram os seguintes valores, 1160ms, 509 ms, 502ms e 303 ms, que representam 6,15 % das interações. Em 24,64% das interações os tempos de resposta foram menores que 40ms, em 35,38% foram menores que 50ms, em 23,08% menores que 100ms e, finalmente em 10,77% menores que 200ms.

Os experimentos 7 e 8 foram comparados em relação às médias dos tempos de resposta dos três processos e do tempo de resposta total. Esse comparativo é apresentado no Gráfico 13.

Gráfico 13 - Comparativo dos tempos de resposta.

Fonte: Autora.

Como pode ser observado os valores obtidos no experimento 7, que foi realizado com o processador Intel Core i7, foram menores que no experimento 8 que foi realizado com o processador Intel Core i5. Porém a maior diferença foi em relação ao tempo de resposta referente ao processo de atualização dos vértices, sendo o valor de tempo de resposta foi 33% menor o que o valor obtido no computador com uma placa de vídeo com maior capacidade de processamento.

Outra observação realizada foi referente à variação dos tempos de respostas, neste experimento houve uma grande variação entre os tempos de resposta depois da quarta interação. Essa variação não ocorreu no experimento 7, sendo que os valores se mantiveram na mesma faixa, logo depois da terceira interação. Esse comportamento também pode estar relacionado com o processo e atualização dos vértices. Além disso, os valores dos tempos de resposta nas primeiras interações nos dois experimentos também estão relacionados ao número de vértices empregados nas malhas que representam a mama e o nódulo.

No Gráfico 14 são apresentados os resultados obtidos no experimento 9, neste experimento foi empregada uma malha com 2555 vértices para a mama e 1800 para o nódulo e foi realizado no notebook com o processador Intel Core i7, além disso, a interação com o usuário e a ruptura da primeira camada.

Gráfico 14- Tempos de resposta em milissegundos do experimento 7.

Fonte: Autora.

Como pode ser observado o tempo de resposta primeira interação é de 544 ms e depois até a ruptura, que ocorreu na décima quarta interação, os tempos de resposta foram em média de 101 ms. Após a ruptura da primeira camada não é mais necessário fazer a atualização os vértices, os deslocamentos são simulados, porém a atualização não é realizada no AV. Dessa forma pode se observar que os tempos de resposta obtidos ficam em média 30ms. Esse tempo é adequado para a interação háptica.

9 CONCLUSÕES

Na pesquisa exploratória foi constatado que os métodos de deformação que empregam as Leis da Física são os mais empregados nos simuladores para treinamento médico e que estes métodos possuem limitações quanto à interação em tempo real. Na tentativa de minimizar essa limitação, nesta tese foi implementado um método de deformação baseado no método Massa Mola. Para a implementação foram feitas as seguintes escolhas: o método Gauss-Seidel, vértices ativos e a estrutura Mate Face. Essas escolhas e os resultados obtidos foram satisfatórios, pois com o método Gauss-Seidel juntamente com o conceito dos vértices ativos foi possível obter tempos de respostas adequados para a interação háptica.

O método Gauss-Seidel é um método iterativo para resolução de sistemas de equações lineares se mostrou ideal para o método desenvolvido nesta tese, pois na simulação do procedimento de punção a inserção da agulha gera pequenas deformações, respeitando a Lei da Elasticidade Linear, que acontece quando as deformações e os deslocamentos estão relacionados linearmente.

O conceito dos vértices ativos minimizou o tempo de resposta, pois a cada iteração do Gauss-Seidel o número de vértice utilizados nos cálculos da simulação vai diminuindo e por consequência diminui o tempo de processamento. Uma vez que não é necessário utilizar todos os vértices da malha.

A estrutura de dados Mate Face teve sua eficiência comprovada, uma vez que otimiza a manipulação da vizinhança dos vértices, que é importante no método Massa Mola, uma vez que os vértices representam os pontos de massa e as arestas, as molas e para a propagação da força os vizinhos devem conhecidos. Além disso, a Mate Face facilitou a inclusão dos parâmetros físicos na topologia da malha, uma vez que estão armazenadas as informações dos vértices, arestas e face, sendo que estas são empregadas nas equações de inclusão dos parâmetros físicos.

O diferencial da solução implementada nesta tese não está relacionada apenas com o método de deformação, sim a possibilidade de simular a deformação de órgãos heterogêneos.

9.1 Contribuições desta tese

A hipótese que se pretendia comprovar nesta pesquisa é **“a viabilidade da implementação de uma solução em tempo real com suficientes realismos visual e háptico, simulando a composição dos órgãos humanos por meio de camadas e configurando os parâmetros dos Objetos 3D de acordo com as propriedades físicas de cada tipo de tecido que compõem o órgão”**.

Os resultados alcançados validam esta hipótese no que diz respeito ao realismo visual, a simulação em tempo real, e a inclusão dos parâmetros físicos na topologia da malha, que representa um órgão heterogêneo.

Com o método modelado e implementado, nesta pesquisa, foi possível contribuir para sanar uma limitação do *ViMeT* que era a falta de um método de deformação elástica. Os resultados não se limitam ao projeto *ViMeT* e que, graças à generalidade do método proposto, outras pesquisas fora do âmbito da punção de mama podem também se beneficiar com as soluções desenvolvidas, como por exemplo utilização de camadas e a inclusão dos parâmetros físicos para simular órgãos heterogêneos.

A maior contribuição desta pesquisa foi a utilização de várias superfícies para simular o volume dos objetos 3D, bem como a heterogeneidade do órgão representado, pois foi possível garantir o realismo visual, apenas na camada externa, enquanto as camadas internas são empregadas somente para a interação háptica. Dessa forma, o tempo de resposta alcançado no processo de deformação e cálculos de forças envolvidos não comprometeu nem a visualização, nem a interação háptica. Outro fator que influenciou positivamente nos tempos de resposta adequados para a interação háptica foi a utilização dos vértices ativos e a implementação da ruptura por meio da passagem entre as camadas.

A inclusão de parâmetros que simulam o comportamento físico dos objetos virtuais que representam órgãos e tecidos humanos proporciona uma grande flexibilidade ao desenvolver aplicações para o treinamento médico, uma vez que configuração o objeto 3D pode ser realizada de com a as características físicas que se deseja simular. Dessa forma é possível configurar a aplicação com parâmetros físicos que geralmente, não são encontrados, com frequência na clínica médica.

O aprimoramento do treinamento médico por meio de simuladores de RV também pode ser citado como uma contribuição desta pesquisa, pois de acordo com

o médico especialista Dr. Lederman, ele visualiza a possibilidade de utilizar as aplicações geradas pelo *ViMeT* para treinar estudantes de medicina e médicos no que diz respeito à ambidestria, anatomia da mama, localização de nódulos e a sincronização do movimento da seringa no mundo real, com a imagem do órgão visto no monitor de imagens, conforme Apêndice C.

As contribuições desta tese foram divulgadas nas seguintes publicações científica:

- OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de ; TORI, R. ; BERNARDES, J. L. ; TORRES, R. S. ; BRITO, W. ; NUNES, F. L. S. Deformation method using physical parameters composed of different tissue structures. In: International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 27 Th, 2014, New York. **Proceedings...**New York, 2014.
- OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de ; TORI, R. ; BERNARDES, J. L. ; TORRES, R. S. ; NUNES, F. L. S. Simulation of deformation in models of human organs using physical parameters. In: Symposium on Virtual and Augmented Reality, XV, 2014, Salvador. **Proceedings...** Salvador, 2014.
- OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de; BRITO, W. ; SANTOS, J. ; BISCARO, H. H. ; TORI, R. ; NUNES, F. L. S. . Simulation of Soft Tissue Deformation: a New Approach. In: Computer-Based Medical System, 26 Th, 2013, Porto. **Proceedings** Porto, 2013, p.17-22.
- OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de ; BRITO, W. ; SANTOS, J. ; BISCARO, H. H. ; TORI, R. ; NUNES, F. L. S. . Realistic Simulation of Deformation for Medical Training Applications. In: Symposium on Virtual and Augmented Reality, VIX, 2013, Cuiabá. **Proceedings ...** Cuiabá, 2013, p. 272-275.
- OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de ; TORI, R. ; NUNES, F. L. S. . Uma nova abordagem para simulação de deformação de tecidos moles para treinamento médico usando Realidade Virtual. In: Symposium on Virtual and Augmented Reality, XIII, 2012. **Proceedings...** Niterói, 2012

9.2 Limitações Tecnológicas

A Mate Face como já foi citado se mostrou eficiente no que diz respeito aos cálculos da simulação da deformação, porém acarretou uma limitação na implementação, pois utiliza arquivos do tipo “.off” e não existe um *loader* nativo para estas extensões na API Java 3D, sendo necessário implementar um *loader* específico.

Com isso, a simplicidade e eficiência da Mate Face ficaram comprometida, no que diz respeito à visualização, pois para os cálculos da simulação o método acessa

diretamente dos dados na Mate Face, porém para a visualização os dados são acessados na estrutura de dados da própria API Java 3D. Então é necessário fazer uma relação entre as informações que estão na Mate Face e na estrutura da API Java 3D, com isso o sistema de referência do AV precisou ser adaptado para os arquivos “off”. Essa questão da estrutura de dados nativa da API Java 3D também influencia na interação, pois a malha deformada é atualizada com base nas informações armazenadas nessa estrutura, bem com as posições do háptico no AV.

O uso escolhido da API Java 3D se deve ao fato de ter sido empregada na implementação do *ViMeT*, por isso manteve-se a mesma tecnologia. Porém foram encontrados os problemas referentes à interação e a detecção de colisão. Um dos problemas encontrados foi em relação à simulação do comportamento elástico da malha.

A força externa aplicada pelo usuário é obtida pelo movimento da seringa no AV, ou seja, enquanto a posição da seringa está aumentando em relação a sua posição inicial a deformação ocorre, a partir do momento que a seringa começa a ser retirada da malha essa posição começa a diminuir, consequentemente o valor da força externa diminui o que promove a volta à posição original da malha.

Porém o que ocorre é que se a seringa sair do estado de detecção de colisão a malha não retorna à posição inicial. Para comprovar se o problema estava no método ou na tecnologia foram realizados testes manuais com os valores de força. Nestes testes o método teve o comportamento elástico esperado. Dessa forma, conclui-se que esse problema não pode ser atribuído exclusivamente ao método de deformação, mas sim decorrente da API Java3D. No entanto, são necessários novos experimentos a fim de avaliar o impacto desta tecnologia dos resultados.

9.3 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros podem ser citados algumas atividades, que certamente irão contribuir para a melhoria do método e também para as aplicações desenvolvidas por meio do *ViMeT*.

Em relação à melhoria do método podem ser citadas a necessidade de implementar os cálculos das forças envolvidas na inserção da agulha foram tratadas com constantes, porém os cálculos das forças friccionais e de corte, são importantes para o realismo do treinamento. Além disso, é também se faz necessária à

implementação da simulação do corte de tecido, com a utilização de valores de ruptura reais, ou seja de acordo com a característica física do tecido simulado e por consequência o remalhamento da superfície.

Em relação ao treinamento médico pretende-se, primeiramente, disponibilizar a configuração da aplicação para a avaliação do aprendiz. De acordo com as sugestões do Dr. Lederman o aprendiz deve ser informado sobre quantas tentativas foram necessárias para o nódulo ser acertado. Para isso será disponibilizado um questionário para uma avaliação diagnóstica acerca da habilidade do usuário com o dispositivo háptico e conhecimento específico do procedimento.

Um ponto negativo apontado pelo Dr. Lederman foi a questão a visão 3D, dessa forma a implementação da visão estereoscópica se faz necessária e a simulação de um aparelho de ultrassom também faz parte dos trabalhos futuros, uma vez que existe um aumento da utilização deste equipamento nos procedimentos de mama.

O procedimento de biópsia só é concluído com a retirada de uma pequena porção de tecido para a realização de exames laboratoriais, então para que o treinamento realizado por meio do *ViMeT* ficar completo essa fase do procedimento deve ser implementado.

Também serão realizados novos testes e validações com o médico especialista e também os aprendizes.

Finalmente, acredita-se que os resultados obtidos nesta tese podem contribuir de maneira significativa para a comunidade científica, tanto no que diz respeito à deformação de tecidos moles, quanto na simulação de procedimentos de punção, beneficiando, desta maneira, o treinamento médico.

REFERÊNCIAS

- 3DMax- CV Surface. Disponível em: http://www.3dmax-tutorials.com/CV_Surface.html>. Acesso em Jan. de 2013
- ABULGASEM, E.; NEFTI, S. A new deformable model for cataract eye surgery simulation. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON CYBERNETIC INTELLIGENT SYSTEMS, 9, 2010. **Proceedings...**, set. 2010.
- ANJOS, A M ; NUNES, F. L. S. ; TORI, R. . Avaliação de habilidades sensório-motoras em ambientes de realidade virtual para treinamento médico: uma revisão sistemática. *Journal of Health Informatics*, v. 4, p. 28-34, 2012.
- ANJOS, A M ; TORI, R. ; OLIVEIRA, A. C. S. ; NUNES, F. L. S. . Statistical methods in the Evaluation of Sensory-motor Skills Acquisition in 3D Interactive Virtual Environments. In: 29th ACM Symposium on Applied Computing, 2014, Gyeongju, Korea. *Proceedings of the 29th ACM Symposium on Applied Computing 2014*, 2014. v. 1. p. 1-6.
- AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v.18, n.2, p. 35-43, 2005.
- AZAR, F. S.; METAXAS, D. N.; SCHNALL, M. D. A finite element model of the breast for predicting mechanical deformations during biopsy procedures. In: MATHEMATICAL METHODS IN BIOMEDICAL IMAGE ANALYSIS. **Proceedings...**, p. 38- 45, 2000.
- AZEVEDO, E.; CONCI, A. **Computação Gráfica Teoria e Prática**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2003.
- BALANIUK, R. A differential method for the haptic rendering of deformable objects. In: ACM SYMPOSIUM ON VIRTUAL REALITY SOFTWARE AND TECHNOLOGY. **Proceedings...**New York, 2006. Disponível em: <http://doi.acm.org/10.1145/1180495.1180555>
- BALANIUK, R.; SALISBURY, K. Dynamic simulation of deformable objects using the Long Elements Method. In: HAPTIC INTERFACES FOR VIRTUAL ENVIRONMENT AND TELEOPERATOR SYSTEMS, 10, 2002. **Proceedings...**2002.
- BARBÉ, L. *et al.* Needle insertions modeling: Identifiability and limitations. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 2, n. 3, p. 191–198, jul. 2007
- BARROS, F. B. **Métodos sem malha e método dos elementos finitos generalizados em Análise Não-Linear de Estruturas**. 2002. 222p. Tese (Doutorado) Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.
- BASAFA, E.; FARAHMAND, F. Real-time simulation of the nonlinear visco-elastic deformations of soft tissues. **International journal of computer assisted radiology and surgery**, v. 6, n. 3, p. 297–307, may. 2011.

BASDOGAN, C. *et al.* VR-based simulators for training in minimally invasive surgery. **IEEE Computer Graphics and Applications**, vol. 27, nº 2, p. 54–66, 2007.

BATINA, J. T. Unsteady Euler airfoil solutions using unstructured dynamic meshes. **AIAA Journal**, Vol. 28, No. 8, p. 1381-1388, 1990.

BAUER, W.; WESTFALL, G.D.; DIAS, H. **Mecânica**. São Paulo: McGraw Hill Brasil, 2012

BEZERRA, A. ; NUNES, F. L. S. ; CORRÊA, Cléber Gimenez . Avaliação de uma Luva de Dados em um Sistema Virtual para Aplicações de Treinamento Médico. In: **Congresso da Sociedade Brasileira de Computação, 14, 2009**, Bento Gonçalves - RS. Anais do XI - Workshop de Informática Médica (WIM), 2009.

CARDOSO, A. ; LAMOUNIER JUNIOR **A Realidade Virtual na Educação e Treinamento** In: TORI, R. (Org.) ; KIRNER, Claudio (Org.) . **Fundamentos e Tecnologia de Realidade Virtual e Aumentada**. Porto Alegre: SBC, 2006. v. 1. p.304-312.

CARDOSO, A.; LAMOUNIER JUNIOR, Edgard A; KIRNER, Cláudio; KELNER, Judith. **Conceitos de Realidade Virtual e Aumentada**. In: Alexandre Cardoso, Cláudio Kirner, Edgard Lamounier, Judith Kelner. (Org.). **Tecnologias para o desenvolvimento de Sistemas de Realidade Virtual e Aumentada**. 01 ed. Pernambuco: Editora Universitária - UFPE, 2007, v. 01, p. 01-15.

CASTRO, Alessandra Lorenzetti de. **Aplicação de conceitos reológicos na tecnologia dos concretos de alto desempenho**. 2007, 302 p. Tese (Doutorado). Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

CHAI, J.; SUN, J.; TANG, Z. Hybrid FEM for deformation of soft tissues in surgery simulation. In: Int Medical Imaging and Augmented Reality Workshop. **Proceedings...2001**

CHEN, F. *et al.* Soft Tissue Modeling using Nonlinear Mass Spring and Simplified Medial Representation. In: Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 29, 2007. **Proceedings...2007**

CHEN, L.-H. *et al.* A study of breast motion using non-linear dynamic FE analysis. **Ergonomics**, v. 56, n. 5, p. 868–78, 2013.

CHOI, K. S. *et al.* A scalable force propagation approach for web-based deformable simulation of soft tissues. In: International Conference on 3D Web Technology, 70, 2002. **Proceedings...ACM**, 2002

CHOI, K. S. *et al.* Deformable simulation using force propagation model with finite element optimization. **Computers & Graphics**, v. 28, n. 4, p. 559–568, 2004.

CORRÊA, C. G. ; BEZERRA, A. ; NUNES, F. L. S. . Implementação de realismo na interação em um framework para treinamento médico. In: III Simpósio de

Instrumentação e Imagens Médicas, 2007, São Carlos. Anais do III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas, 2007. v. 1. p. 6-10.

CORRÊA, C. G. ; NUNES, F. L. S. ; TORI, R. . Virtual Reality-based system for training in dental anesthesia. In: 16th International Conference on Human-Computer Interaction - HCII, 2014, Creta Maris (Grécia). Proceedings of the 16th International Conference on Human-Computer Interaction - HCII, 2014. v. 1. p. 1-10.

CORRÊA, C. G. ; TORI, R. ; NUNES, F. L. S. . Haptic Simulation for Virtual Training in Application of Dental Anesthesia. In: Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2013, Cuiabá (MT). Proceedings of XV Symposium on Virtual and Augmented Reality. Cuiabá: Sociedade Brasileira de Computação, 2013. v. 1. p. 1-10.

CORRÊA, C. G. *et al.* Evaluation of VR Medical Training Applications Under the Focus of Professionals of the Health Area. In: ACM Symposium on Applied Computing. **Proceedings...**New York, ACM, 2009. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1529282.1529457>>

CORRÊA, C. G. **Implementação e Avaliação de Interação em um Framework para Treinamento Médico**. 2008.108f. Dissertação (Mestrado) Centro Universitário Eurípides de Marília, Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha, Marília, 2008.

COSTA, I. F.; BALANIUK, R. **LEM-an approach for real time physically based soft tissue simulation**. In: ICRA Robotics and Automation IEEE Int. Conf. **Proceedings...**2001

COURTECUISSSE, H.; ALLARD, J. Parallel Dense Gauss-Seidel Algorithm on Many-Core Processors. In: High Performance Computing and Communications, 11, 2009. **Proceedings...**, p.139, 147, 2009.

CUNHA,L.L. **Estrutura de dados Mate Face e aplicações em geração e movimento de malhas**. 2009. 102f. Dissertação (Mestrado). Instituto de Ciência da Computação e Matemática Computacional. Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

DASTJERDI, M. M.; MAHLOOJIFAR, A. Towards Realistic Modeling of Soft Tissue Elasticity Modulus Alterations in Medical Simulation. In: IEEE Int. Symp. Knowledge Acquisition and Modeling Workshop KAM Workshop 2008. **Proceedings...** p. 1148 1151, 2008.

DEITEL, P.J; DEITEL,H.M. **Java como programar**. 8 ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2010.

DELFINO, S. R. ; NUNES, F. L. S. ; NUNES, F. L. S. . Integração de técnicas de processamento de imagens e realidade virtual para geração de estudos de caso para treinamento médico virtual. In: III Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas, 2007, São Carlos. Anais ... 2007. v. 1. p. 6-9.

DIAGNÓSTICO DA AMÉRICA. **Índice de exames de apoio ao diagnóstico**

Disponível em:

<http://www.diagnosticosdaamerica.com.br/exames/citopatologia_aspirativa.shtml

> Acesso em: dez. 2006.

DIMAIO, S. P.; SALCUDEAN, S. E. Needle Insertion Modeling and Simulation. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, v. 19, n. 5, p. 864–875, 2003.

DIMAIO, S. P.; SALCUDEAN, S. E. Needle steering and motion planning in soft tissues. **IEEE Transactions Biomed Eng.** v. 52, n. 6, p. 965–974, 2005.

DUMAY, A. C. M.; JENSE, G. J. Endoscopic surgery simulation in a virtual environment. **Computers in Biology and Medicine**, v. 25, n. 2, p. 139–148, 1995.

DURIEZ, C. *et al.* Realistic haptic rendering of interacting deformable objects in virtual environments. **IEEE transactions on visualization and computer graphics**, v. 12, n. 1, p. 36–47, 2006.

DUYSAK, A.; ZHANG, J. J. Fast simulation of deformable objects. Information Visualization, 4, 2004. **Proceedings...**p.422, 427, 2004

DUYSAK, A.; ZHANG, J. J.; ILANKOVAN, V. **Efficient modelling and simulation of soft tissue deformation using mass-spring systems.** International Congress Series, v.1256, 2003. **Proceedings...**p. 337-342.

ESTEBAN, G. *et al.* Design of a haptic simulator framework for modelling surgical learning systems. In: International Conference on Technological Ecotsystem for Enhancing Multiculturality, 1, 2012. **Proceedings...**, New York, ACM Press, p. 87-94, 2013.

FREITAS Jr, R. **Punção Aspirativa por Agulha Fina: Estudo Comparativo entre dois diferentes Dispositivos para a Obtenção da Amostra Citológica.** 2001. 136 p. Tese (Doutorado) Faculdade de Ciências Médicas Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

FRISOLI, A. *et al.* Simulation of real-time deformable soft tissues for computer assisted surgery. **International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 01, n. 01, p. 107, 2004.

FURGAN, U. Surface-Based Virtual Dental Surgical Simulator using Haptic Display. **Computer-Aided Design and Applications**, v. 8, n. 6, p. 841–848, 15 nov. 2011.

GEOMAGIC. **Geomagic Haptic Devices.** Disponível em: <<http://geomagic.com/en/products-landing-pages/hapt>>.

GIBSON, S. F. 3D chainmail: a fast algorithm for deforming volumetric objects. In: Proceedings of the 1997 symposium on Interactive 3D graphics. **Proceedings...**New York, NY, USA: ACM, 1997.

GIBSON, S. F. F.; MIRTICH, B. **A survey of deformable modeling in computer graphics**. [s.l: s.n.], p. 149- 154, 1996. Disponível em: < <http://www.merl.com/publications/docs/TR96-22.pdf> >. Acesso em: jan. 2010.

GUARALDI, S. *et al.* O papel da ecoendoscopia no diagnóstico das neoplasias císticas primárias do pâncreas . **Radiol Bras**, São Paulo, v. 38, n. 6, p. 451–458, 2005. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842005000600014&lng=en&nrm=iso>. Acesso em: ago. 2013.

GUIMARÃES, L. T. G. **Subtração digital como ferramenta para detecção de tumores em imagens mamográficas de mamas densas: uma abordagem utilizando simulação computacional**. 2009. 132p. Dissertação (Mestrado) Escola de Engenharia de São Carlos. Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009.

HALIC, T. *et al.* Soft Tissue Deformation and Optimized Data Structures for Mass Spring Methods. In: IEEE Int. Conf. Bioinformatics and Bioengineering. **Proceedings...**p. 45- 52, 2009

HAMZA-LUP, F. G. *et al.* Distributed training system with high-resolution deformable virtual models. In: Southeast regional conference, v. 1, nº 43. **Proceedings...**p. 268-273, New York, ACM, 2005.

HENG, P.; CHUI, Y. A Haptic Needle Manipulation Simulator for Chinese Acupuncture Learning and Training. In: *ACM SIGGRAPH international conference on Virtual Reality continuum and its applications in industry* (VRCAI '04). **Proceedings...** p. 57–64, 2001, ACM, 2004.

HENG, P.-A. *et al.* A virtual-reality training system for knee arthroscopic surgery. **IEEE Trans Inf Technol Biomed**. v. 8, n. 2, p. 217–227, 2004.

HERMOSILLA, L. G. ; NUNES, F. L. S. . Modelagem dinâmica tridimensional de fetos utilizando técnicas de Realidade Virtual. In: III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica, 2004, João Pessoa. Anais do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica, 2004. v. 1. p. 1591-1594.

HOUAISS, Antônio, Mauro Villar, **Dicionário Houaiss da Língua Portuguesa**, Instituto Antônio Houaiss de Lexicografia e Banco de Dados da Língua Portuguesa S/C Ltda., Rio de Janeiro: Editora Objetiva, 2001.

HUANG, P. *et al.* **Virtual Surgery Deformable Modelling Employing GPU Based Computation**. Artificial Reality and Telexistence Conf, 17, 2007. **Proceedings...** p.221,227, 2007

HUI, Z.; DANG-XIAO, W. Soft tissue simulation with bimanual force feedback. In: International Conference on Audio, Language and Image Processing. **Proceedings...** p. 903–907, 2010.

INSTITUTO DE MASTOLOGIA. **Informação sobre: Biópsias Mamárias.**

Disponível em: <

http://www.institutodemastologia.com.br/index.asp?pagina=diagnostico_detalhes&diagnostico=7745>. Acesso em: dez. 2013.

JUNG, Y. *et al.* Using X3D for Medical Training Simulations In: *international symposium on 3D web technology*, nº 13. **Proceedings...** p. 43–51, 2008.

KERA, M. ; PEDRINI, H. ; NUNES, F. L. S. . Ambiente Virtual Interativo com Colisão e Deformação de Objetos para Treinamento Médico. *Revista de Informática Teórica e Aplicada (Impresso)*, v. 18, p. 1-10, 2011.

KOÇAK, U.; PALMERIUS, K. L.; COOPER, M. Dynamic Deformation Using Adaptable , Linked Asynchronous FEM Regions. In: *Spring Conference on Computer Graphics (SCCG '09)*, 25. **Proceedings...** 212, p. 197–204, 2009.

LIMA, L. ; NUNES, F. L. S. . Utilização de Realidade Virtual em treinamento médico: um protótipo de ferramenta para exame de punção de mama. In: III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica, 2004, João Pessoa. *Anais do III Congresso Latino-Americano de Engenharia Biomédica*, 2004. v. 1. p. 1695-1698.

LIU, T.; WANG, M. Y.; MEMBER, S. Computation of Three-Dimensional Rigid-Body Dynamics with Multiple Unilateral Contacts Using Time-Stepping and Gauss-Seidel Methods. **Automation Science and Engineering, IEEE Transactions on** , v.2, nº 1, p.19,31, 2005 .

LLOYD, B.; SZÉKELY, G.; HARDERS, M. Identification of spring parameters for deformable object simulation. **IEEE transactions on visualization and computer graphics**, v. 13, n. 5, p. 1081–94, 2007.

MATLAB Database.B-Spline Curve. Disponível em<
http://m2matlabdb.ma.tum.de/download.jsp?MC_ID=7&SC_ID=7&MP_ID=485>. Acesso em: Jan. de 2013.

MEIER, U. *et al.* Real-time deformable models for surgery simulation: a survey. **Comput. Methods Prog. Biomed.**, v. 77, n. 3, p. 183–197, 2005.

MILLER, K. *et al.* Total Lagrangian explicit dynamics finite element algorithm for computing soft tissue deformation. **Communications in Numerical Methods in Engineering**, v. 23, n. 2, p. 121–134, 2007.

MOLINARI, E. *et al.* Simulation of the biomechanical behavior of the skin in virtual surgical applications by finite element method. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 52, n. 9, p. 1514–1521, 2005.

MOORE, P.; MOLLOY, D. A survey of computer-based deformable Models. In: *Machine Vision and Image Processing Conference*, 2007. **Proceedings...**2007.

MORRIS, D. *et al.* Haptic Feedback Enhances Force Skill Learning . In: EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2, 2007. **Proceedings...**p. 21–26, 2007.

NEALEN, A. *et al.* Physically Based Deformable Models in Computer Graphics. **Computer Graphics Forum**, v. 25, n. 4, p. 809–836, 2006.

NLM (2013). Visual Human Project. Disponível em:<
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html#>. Acesso em: nov. de 2013.

NUNES, F. L. S. ; OLIVEIRA, Ana Cláudia Melo Tiessi Gomes de ; ROSSATO, D. J. *ViMeTWizard*: Uma ferramenta para instanciación de um framework de Realidade Virtual para treinamento médico. In: XXXIII Conferencia Latinoamericana de Informática, 2007. **Proceedings...** San José.

OBANA, F. Y. *et al.* Influence of user training in presence perception in virtual environments . In: XIV Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2012, Niterói. **Proceedings ...** Porto Alegre: SBC, 2012. p. 1-4.

OKAMURA, A. M.; SIMONE, C.; O'LEARY, M. D. Force modeling for needle insertion into soft tissue. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 51, n. 10, p. 1707–16, out. 2004.

OLIVEIRA, A. C. M. T. G. *et al.* Simulation of soft tissue deformation: A new approach. In: Based Medical Systems (CBMS), 26, 2013. **Proceedings....p. 17-22, 2013**

OLIVEIRA, A. C. M. T. G. *et al.* **Virtual Reality Framework for Medical Training: Implementation of a Deformation Class Using Java**. 2006. ACM International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications. **Proceedings...**New York, NY, USA: ACM, 2006.

OLIVEIRA, A. C. M. T. G.; DOS SANTOS NUNES, F. DE L. Building an Open Source Framework for Virtual Medical Training. **Journal of Digital Imaging**, v. 23, n. 6, p. 706–720, 2010.

OLIVEIRA, A. C. M.T.G. de. **ViMeT – Projeto E Implementação de um Framework Para Aplicações De Treinamento Médico Usando Realidade Virtual**. 2007. 137 p. Dissertação (Mestrado) Centro Universitário Eurípides de Marília, Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha, Marília, 2007.

OLIVEIRA, L. C. G. **Estimativa do kerma no ar na superfície de entrada em exames mamográficos**. 2007. 89 p. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

ORACLE. **Java 3D API**. Disponível em:
<<http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/tech/index-jsp-138252.html>>.

ORACLE.(2013a) **Java SE at a Glance**. Disponível em:<
<http://www.oracle.com/technetwork/java/javase/overview/index.html>> Acesso em:
 jan. 2012.

PADULA, D. P. F. **Protótipo para medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles**. 2007. 108 p. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

PALOC, C. *et al.* Online Multiresolution Volumetric Mass Spring Model for Real Time Soft Tissue Deformation. In: DOHI, T.; KIKINIS, R. (Eds.). **Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI 2002 SE** - 28. [s.l.] Springer Berlin Heidelberg, 2002. v. 2489, p. 219–226.

PAYANDEH, S. *et al.* **Demo: a multi-modal training environment for surgeons**. In: International conference on Multimodal interfaces, 5, 2003. **Proceedings...**New York: ACM, p. 301–302, 2003.

PHANNURAT, P.; THARANON, W.; SINTHANAYOTHIN, C. Simulation of Surface Mesh Deformation in Orthodontics by Mass-Spring Model. **ECTI TRANSACTIONS ON ELECTRICAL ENG., ELECTRONICS, AND COMMUNICATIONS**, v. 9, n. 2, p. 292–296, 2011.

PICINBONO, G.; DELINGETTE, H.; AYACHE, N. Non-Linear Anisotropic Elasticity for Real-Time Surgery Simulation. **Graphical Models**, v. 65, n. 5, p. 305–321, 2003.

PICINBONO, G.; DELINGETTE, H.; AYACHE, N. Real-Time Large Displacement Elasticity for Surgery Simulation: Non-linear Tensor-Mass Model. In: Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention 2000. **Proceedings Third International Conference, Pittsburgh, p. 643-652, 2000.**

QIAO, B.; CHEN, G.; YE, X. **The research of soft tissue deformation based on mass-spring model**. In: Proc. Int. Conf. Mechatronics and Automation. **Proceedings...**p. p.4655,4660, 2009

RA, J. B. *et al.* Spine Needle Biopsy Simulator Using Visual and Force Feedback. **Computer Aided Surgery**, v. 7, p. 353–363, 2002.

RIVA, G. Applications of virtual environments in medicine. **Methods of Information in Medicine**, v. 42, n. 5, p. 524–534, 2003.

ROBB, R. Medical imaging and virtual reality: a personal perspective. **Virtual Reality**, v. 12, n. 4, p. 235–257, 2008.

SAMANI, A.; ZUBOVITS, J.; PLEWES, D. Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples. **Physics in medicine and biology**, v. 52, n. 6, p. 1565–76, 21 mar. 2007.

SERWAY, R. A.; JEWETT Jr., J. W. **Princípios de Física**. V. 1. São Paulo: Thomson Learning. 2004.

SHAO, X.; ZHOU, Z.; WU, W. A Hybrid Deformation Model for Virtual Cutting. In: IEEE International Symposium on Multimedia (ISM). **Proceedings...**p. 236-241, 2010

SOARES, I. P. Movimento de malhas e remalhamento de malhas superficiais. 2007. 198p. Tese (Doutorado) Instituto de Ciência da Computação e Matemática Computacional (ICMC) Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

SOLANKI, M.; RAJA, V. A reconfigurable model for virtual tumour detection within a breast. In: National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 15, 2010. **Proceedings...** p.1-4, 2010.

SOUZA, I. DE A. **Simulador de realidade virtual para treinamento de biópsia por agulha de nódulos da glândula tireoide**. 2007. 166p. Tese (Doutorado). Escola Politécnica. Universidade de São Paulo, 2007.

SPACE – CONSULTÓRIOS ASSOCIADOS. **Punção de Mama**. Disponível em: <http://spacesaude.com.br/?page_id=923>. Acesso em: dez. 2013.

SUNDARAJ, K.; LAUGIER, C. **Physically realistic simulation of large deformations using LEM for interactive applications**. Proc. IEEE/RSJ Int Intelligent Robots and Systems Conf, v.2, 2002. **Proceedings...**p. 3054-3059, 2002

TERZOPOULOS, D.; WITKIN, A. Physically Based Models with Rigid and Deformable Components. **IEEE Comput. Graph. Appl.**, v. 8, n. 6, p. 41–51, 1988.

TERZOPOULOS, D.; WITKIN, A.; KASS, M. Symmetry-Seeking Models and {3D} Object Reconstruction. **International Journal of Computer Vision**, v. 1, n. 3, p. 211–221, 1987.

TOKUYAMA, Y. *et al.* **Torque display method for free-form deformation with haptic device**. In: **ICCAS-SICE, 2009**. **Proceedings...**p. 3803,3808, 2009.

TORRES, R. S. ; BISCARO, H. H. ; ARAUJO, L. V. ; NUNES, F. L. S. . **ViMeTGame: A serious game for virtual medical training of breast biopsy**. SBC Journal on 3D Interactive Systems, v. 3, p. 12-19, 2012.

VAN GELDER, A. Approximate Simulation of Elastic Membranes by Triangulated Spring Meshes. **J. Graph. Tools**, v. 3, n. 2, p. 21–42, 1998.

WAGNER, C.; SCHILL, M. A.; MÄNNER, R. **Collision detection and tissue modeling in a VR-simulator for eye surgery**. In: workshop on Virtual environments Aire-la-Ville, Switzerland, Switzerland: Eurographics Association, 2002.**Proceedings...**p.27-37, 2002.

WANG, D. *et al.* Cutting on triangle mesh: local model-based haptic display for dental preparation surgery simulation. **IEEE transactions on visualization and computer graphics**, v. 11, n. 6, p. 671–83, 2005.

WANG, H. *et al.* **Real-time cutting method for soft tissue based on TLED algorithm.** In: Int Computer Engineering and Technology (ICCET) Conf, v. 3, 2, 2010. **Proceedings...** p. 393-396, 2010

WANG, L.; WANG, Z.; HIRAI, S. Modeling and simulation of friction forces during needle insertion using Local Constraint Method. 2012. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. **Proceedings...** p. 4926–4932, 2012.

WANG, X. *et al.* Meshless deformable models for LV motion analysis. Computer Vision and Pattern Recognition. **Proceedings...** p.1 -8, 2008

WANG, X.; FENSTER, A. A virtual reality based 3D real-time interactive brachytherapy simulation of needle insertion and seed implantation. IEEE Int Biomedical Imaging: Nano to Macro Symp. **Proceedings...** p. 280-283, 2004

WANG, Y.; TAN, K.; GUO, G. A Mass-Spring Model for Surface Mesh Deformation Based on Shape Matching. In: International conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and Southeast Asia (GRAPHITE '06). **Proceedings...** p. 375,380, 2006.

WEBSTER, R. W. *et al.* A prototype haptic suturing simulator. **Studies In Health Technology And Informatics**, v. 81, p. 567–569, 2001.

WILLIAMS II, R. L. *et al.* The Virtual Haptic Back for Palpatory Training. In: International Conference on Multimodal Interfaces, 6, 2004. **Proceedings...** p. 191-197, 2004.

WU, W.; HENG, P. A. An improved scheme of an interactive finite element model for 3D soft-tissue cutting and deformation. **The Visual Computer**, v. 21, n. 8-10, p. 707–716, 24 ago. 2005.

XU, S. *et al.* A Nonlinear Viscoelastic Tensor-Mass Visual Model for Surgery Simulation. **Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on** v. 60, n. 1, p. 14–20, 2011.

XU, S.; LIU, P. X.; ZHANG, H. A non-linear viscoelastic tensor-mass model for surgery simulation. In: IEEE Int. Workshop Haptic Audio visual Environments and Games HAVE 2009. **Proceedings...** p.48-53, 2009

ZERBATO, D.; GALVAN, S.; FIORINI, P. Calibration of mass spring models for organ simulations. **2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, p. 370–375, out. 2007.

ZHU, L. *et al.* **A real-time deformation modeling scheme of soft tissue for virtual surgical.** In: IEEE Int Information and Automation (ICIA) Conf. **Proceedings...**p. 771-775, 2010 .

ZILL, Dennis G. **Equações Diferenciais com aplicações em modelagem.** São Paulo: Thomson Learning, 2003.

• APÊNDICE A- PROTOCOLO DE REVISÃO SISTEMÁTICA

Objetivo: Levantar informações sobre os métodos utilizados para simular a deformação de tecidos moles em aplicações computacionais voltadas para a área médica.

Formulação da pergunta:

1. Quais métodos são utilizados para a simulação da deformação realista e em tempo real para tecidos moles?

Intervenção: Métodos para simular a deformação de tecidos moles e o comportamento físico desses tecidos.

Controle: Aplicações empregadas para treinamento médico virtual que promovam o realismo visual e háptico.

População: Métodos e/ou algoritmos de deformação, modelagem 3D de tecidos moles, parâmetros físicos, aplicações para treinamento médico que simulam a deformação.

Resultados: Implementação que tenham tido resultados com interação em tempo real

Aplicação: Ferramentas para treinamento médico ou simulação de cirurgias.

Estratégias para busca e seleção de estudos primários:

Os recursos e estratégias para busca e seleção de estudos foram definidos e selecionados com base em quatro itens fundamentais, são eles:

- **Fontes de busca:** base de dados eletrônicos indexados (IEEE, ACM, ELSEVIER, SPRINGER), e consultas a especialistas integrantes do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia – Medicina Assistida por Computação Científica (INCT-MACC).
- **Idioma:** Preferencialmente a língua inglesa, por ser considerado o idioma mais aceito internacionalmente para artigos científicos na área do trabalho, mas artigos relevantes encontrados na língua portuguesa, publicados em eventos nacionais relacionados à área de pesquisa, também serão considerados.
- **Palavras-chave:** “Deformable models”, “Real-time”, “Soft tissue”, “Surgery Simulation”, “Virtual Reality”.
- **Data de publicação:** Preferencialmente artigos e livros publicados a partir do ano de 2000. Se necessário, poderão ser incluídos artigos mais antigos, em casos de artigos clássicos que apresentam conceitos e/ou que são citados como referências básicas na maioria dos artigos incluídos.

Critérios e Procedimentos para Seleção dos Estudos

Critérios de inclusão

Serão incluídos trabalhos que atendam pelo menos um dos seguintes critérios:

- a) Otimização dos tradicionais métodos de deformação;

- b) Descrição de soluções que utilizam mais de um método;
- c) Descrições de métodos que simulem a deformação com realismo visual com desempenho computacional e interação em tempo real;

Crítérios de exclusão

Serão excluídos trabalhos que se enquadrem pelo menos em um dos seguintes critérios:

- a) trabalhos que utilizam métodos que não contemplam o comportamento físico dos modelos.
- b) métodos e aplicações que não contemplam realismo e/ou interação em tempo real.
- c) trabalhos que não contenham resultados consistentes.

Processo de Seleção dos Estudos

- Processo de Seleção Preliminar:

Construir uma *string* de busca formada pela combinação das palavras-chave identificadas e submetê-las às máquinas de busca relacionadas. Os trabalhos recuperados das bases serão inicialmente armazenados em um software de organização de referências bibliográficas (JabRef), em seguida será realizada a leitura dos resumos dos trabalhos armazenados. Em seguida, serão documentados em um formulário de condução da revisão e selecionados com base nos critérios previamente definidos. Obras repetidas devem ser documentadas uma única vez.

- Processo de Seleção Final:

O processo de seleção final consiste na leitura completa dos trabalhos selecionados na etapa de seleção preliminar. O revisor se encarregará de fazer uma síntese geral e considerações sobre os resultados observados nos trabalhos selecionados, destacando-se como simular o comportamento físico dos tecidos moles e quais as principais vantagens dos métodos descritos na literatura.

- Sumarização dos resultados:

Por meio dos critérios definidos para seleção dos estudos, os artigos encontrados durante a revisão, sejam eles incluídos ou excluídos, serão todos agrupados na ferramenta de gestão de referências a JabRef, seguindo a seguinte ordem: tipo de método utilizado para simular a deformação, grau de realismo e interação em tempo real.

APÊNDICE B - FORMULÁRIO DE CONDUÇÃO DA REVISÃO SISTEMÁTICA

Fontes: SpringerLink

Período da Busca: Julho de 2010 a Novembro de 2011.

Palavras-chave utilizadas: Soft tissue, Deformable models, real-time, surgery simulation, virtual Reality

- **Strings de busca utilizada:** (((Search Title: Soft Tissue) AND Search Title: deformable models) AND Search Title: Surgery Simulation) AND Search Title: real time);
- (((((Search Index Terms: deformable models) OR Search Index Terms: soft tissue) AND Abstract: surgery simulation) AND Abstract: virtual reality) AND Abstract: real time);

Artigos avaliados

1. Asadian, A., Kermani, M. & Patel, R. *Robot-Assisted Needle Steering Using a Control Theoretic Approach* Journal of Intelligent & Robotic Systems, Springer Netherlands, **2011**, Vol. 62, pp. 397-418
2. Basafa, E. & Farahmand, F. *Real-time simulation of the nonlinear visco-elastic deformations of soft tissues* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 297-307
3. Becker, S., Mang, A., Toma, A. & Buzug, T. *In-silico oncology: an approximate model of brain tumor mass effect based on directly manipulated free form deformation* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2010**, Vol. 5, pp. 607-622
4. Bergamasco, M., Salsedo, F., Fontana, M., Tarri, F., Avizzano, C., Frisoli, A., Ruffaldi, E. & Marcheschi, S. *High performance haptic device for force rendering in textile exploration*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2007**, Vol. 23, pp. 247-256
5. Berkley, J., Weghorst, S., Gladstone, H., Raugi, G., Berg, D. & Ganter, M. *Banded matrix approach to Finite Element modelling for soft tissue simulation*. Virtual Reality, Springer London, **1999**, Vol. 4, pp. 203-212
6. Bogatyrenko, E., Pompey, P. & Hanebeck, U. *Efficient physics-based tracking of heart surface motion for beating heart surgery robotic systems*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 387-399
7. Botturi, D., Pizzorni Ferrarese, F., Zamboni, G. & Zerbato, D. *Preoperative workflow for lymph nodes staging* International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2009**, Vol. 4, pp. 99-104

8. Brown, J., Latombe, J.-C. & Montgomery, K. *Real-time knot-tying simulation*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2004**, Vol. 20, pp. 165-179
9. Böttcher, G., Allerkamp, D., Glöckner, D. & Wolter, F.-E. *Haptic two-finger contact with textiles* The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2008**, Vol. 24, pp. 911-922
10. Chang, J., Yang, X., Pan, J., Li, W. & Zhang, J. *A fast hybrid computation model for rectum deformation*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 27, pp. 97-107
11. Chinesta, F., Ladeveze, P. & Cueto, E. *A Short Review on Model Order Reduction Based on Proper Generalized Decomposition*. Archives of Computational Methods in Engineering, Springer Netherlands, **2011**, Vol. 18, pp. 395-404
12. Choi, Y.-J., Kim, Y.J. & Kim, M.-H. *Rapid pairwise intersection tests using programmable GPUs* The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2006**, Vol. 22, pp. 80-89
13. Farmaki, C., Marias, K., Sakkalis, V. & Graf, N. *Spatially adaptive active contours: a semi-automatic tumor segmentation framework*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2010**, Vol. 5, pp. 369-384
14. Han, S., Nijdam, N., Schmid, J., Kim, J. & Magnenat-Thalmann, N. *Collaborative telemedicine for interactive multiuser segmentation of volumetric medical images*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2010**, Vol. 26, pp. 639-648
15. Holland, K., Williams, R., Conatser, R., Howell, J. & Cade, D. *The implementation and evaluation of a virtual haptic back* Virtual Reality, Springer London, **2004**, Vol. 7, pp. 94-102
16. Hutchins, M., Stevenson, D., Gunn, C., Krumpholz, A., Adriaansen, T., Pyman, B. & O'Leary, S. *Communication in a networked haptic virtual environment for temporal bone surgery training*. Virtual Reality, Springer London, **2006**, Vol. 9, pp. 97-107
17. John, N. *Design and implementation of medical training simulators*. Virtual Reality, Springer London, **2008**, Vol. 12, pp. 269-279
18. Konings, M., van de Kraats, E., Alderliesten, T. & Niessen, W. *Analytical guide wire motion algorithm for simulation of endovascular interventions*. Medical and Biological Engineering and Computing, Springer Berlin / Heidelberg, **2003**, Vol. 41, pp. 689-700
19. Langø, T., Vijayan, S., Rethy, A., Våpenstad, C., Solberg, O., Mårvik, R., Johnsen, G. & Hernes, T. *Navigated laparoscopic ultrasound in abdominal soft tissue surgery: technological overview and perspectives*. International

- Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, , pp. 1-15
20. Lei, P., Moeslein, F., Wood, B. & Shekhar, R. *Real-time tracking of liver motion and deformation using a flexible needle*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 435-446
 21. Liu, Q., Prakash, E.C. & Srinivasan, M.A. *Interactive deformable geometry maps*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2007**, Vol. 23, pp. 119-131
 22. Maciel, A., Sankaranarayanan, G., Halic, T., Arikatla, V., Lu, Z. & De, S. *Surgical model-view-controller simulation software framework for local and collaborative applications*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 457-471
 23. Magee, D., Zhu, Y., Ratnalingam, R., Gardner, P. & Kessel, D. *An augmented reality simulator for ultrasound guided needle placement training*. Medical and Biological Engineering and Computing, Springer Berlin / Heidelberg, **2007**, Vol. 45, pp. 957-967
 24. Payandeh, S. & Shi, F. *Interactive multi-modal suturing*. Virtual Reality, Springer London, **2010**, Vol. 14, pp. 241-253
 25. Pronost, N., Sandholm, A. & Thalmann, D. *A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 27, pp. 109-119
 26. Risholm, P. & Samset, E. *Haptic guided 3-D deformable image registration*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2009**, Vol. 4, pp. 215-223
 27. Robb, R. *Medical imaging and virtual reality: a personal perspective*. Virtual Reality, Springer London, **2008**, Vol. 12, pp. 235-257
 28. Seiler, M., Steinemann, D., Spillmann, J. & Harders, M. *Robust interactive cutting based on an adaptive octree simulation mesh*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 27, pp. 519-529
 29. Suzuki, N. & Hattori, A. *The road to surgical simulation and surgical navigation*. Virtual Reality, Springer London, **2008**, Vol. 12, pp. 281-291
 30. Syllebranque, C. & Boivin, S. *Estimation of mechanical parameters of deformable solids from videos*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2008**, Vol. 24, pp. 963-972
 31. Tang, W., Lagadec, P., Gould, D., Wan, T., Zhai, J. & How, T. *A realistic elastic rod model for real-time simulation of minimally invasive vascular*

- interventions*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2010**, Vol. 26, pp. 1157-1165
32. Ullrich, S., Grottke, O., Fried, E., Frommen, T., Liao, W., Rossaint, R., Kuhlen, T. & Deserno, T. *An intersubject variable regional anesthesia simulator with a virtual patient architecture*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2009**, Vol. 4, pp. 561-570
 33. Vafai, N. & Payandeh, S. *Toward the development of interactive virtual dissection with haptic feedback*. Virtual Reality, Springer London, **2010**, Vol. 14, pp. 85-103
 34. Wang, S. & Yang, J. *An improved finite element model for craniofacial surgery simulation*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2009**, Vol. 4, pp. 579-587
 35. Wang, X. & Devarajan, V. *Improved 2D mass-spring-damper model with unstructured triangular meshes*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2008**, Vol. 24, pp. 57-75
 36. Wu, W. & Heng, P.A. *An improved scheme of an interactive finite element model for 3D soft-tissue cutting and deformation*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2005**, Vol. 21, pp. 707-716
 37. Zerbato, D., Baschiroto, D., Baschiroto, D., Botturi, D. & Fiorini, P. *GPU-based physical cut in interactive haptic simulations*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 265-272
 38. Zyganitidis, C., Bliznakova, K. & Pallikarakis, N. *A novel simulation algorithm for soft tissue compression*. Medical and Biological Engineering and Computing, Springer Berlin / Heidelberg, **2007**, Vol. 45, pp. 661-669

Artigos incluídos

1. Basafa, E. & Farahmand, F. *Real-time simulation of the nonlinear visco-elastic deformations of soft tissues*. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Springer Berlin / Heidelberg, **2011**, Vol. 6, pp. 297-307
2. Wu, W. & Heng, P.A. *An improved scheme of an interactive finite element model for 3D soft-tissue cutting and deformation*. The Visual Computer, Springer Berlin / Heidelberg, **2005**, Vol. 21, pp. 707-716.

Fonte: ACM

Período da Busca: Julho de 2010 a Novembro de 2011.

Palavras-chave utilizadas: Soft tissue, Deformable models, real-time, surgery simulation, virtual Reality

- **Strings de busca utilizada:** (((Search Title: Soft Tissue) AND Search Title: deformable models) AND Search Title: Surgery Simulation) AND Search Title: real time);
- (((((Search Index Terms: deformable models) OR Search Index Terms: soft tissue) AND Abstract: surgery simulation) AND Abstract: virtual reality) AND Abstract: real time);

Artigos avaliados

1. Adler, S., Salah, Z., Mecke, R., Rose, G. & Preim, B. *Overlay of patient-specific anatomical data for advanced navigation in surgery simulation* Proceedings of the First International Workshop on Digital Engineering. ACM, **2010**, pp. 52-58.
2. Balaniuk, R.A *differential method for the haptic rendering of deformable objects* Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology ACM, **2006**, pp. 297-304.
3. Bertails, F., Hadap, S., Cani, M.-P., Lin, M., Kim, T.-Y., Marschner, S., Ward, K. & Kačić-Alesić, Z.. *Realistic hair simulation: animation and rendering*. ACM SIGGRAPH 2008 classes. ACM, **2008**, pp. 89:1-89:154.
4. Breen, D., Fedkiw, R., Museth, K., Osher, S., Sapiro, G. & Whitaker, R. *Level set and PDE methods for computer graphics*. ACM SIGGRAPH 2004 Course Notes. ACM, **2004**.
5. Capell, S., Burkhart, M., Curless, B., Duchamp, T. & Popović, Z. *Physically based rigging for deformable characters*. Proceedings of the 2005 ACM . SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. ACM, **2005**, pp. 301-310.
6. Capell, S., Green, S., Curless, B., Duchamp, T. & Popović, Z. *Interactive skeleton-driven dynamic deformations*. Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM, **2002**, pp. 586-593.
7. Capell, S., Green, S., Curless, B., Duchamp, T. & Popović, Z. *A multiresolution framework for dynamic deformations*. Proceedings of the 2002 ACM . SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. ACM, **2002**, pp. 41-47.
8. Chentanez, N., Alterovitz, R., Ritchie, D., Cho, L., Hauser, K.K., Goldberg, K., Shewchuk, J.R. & O'Brien, J.F.. *Interactive simulation of surgical needle insertion and steering*. ACM SIGGRAPH 2009 papers. ACM, **2009**, pp. 88:1-88:10.

9. Choi, K.S., Sun, H., Heng, P.A. & Cheng, J.C.Y. *A scalable force propagation approach for web-based deformable simulation of soft tissues*. Proceedings of the seventh international conference on 3D Web technology. ACM, **2002**, pp. 185-193.
10. DeBunne, G., Desbrun, M., Cani, M.-P. & Barr, A.H. *Dynamic real-time deformations using space & time adaptive sampling*. Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques;. ACM, **2001**, pp. 31-36.
11. Fisher, B., Fels, S., MacLean, K., Munzner, T. & Rensink, R. *Seeing, hearing, and touching: putting it all together*. ACM SIGGRAPH 2004 Course Notes. ACM, **2004**.
12. Gibson, I. & Zhan, G. *Finite element simulation of the spine with haptic interface* Proceedings of the 2nd International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology. Singapore Therapeutic, Assistive & Rehabilitative. Technologies (START) Centre, **2008**, pp. 20-25.
13. Glencross, M., Chalmers, A.G., Lin, M.C., Otaduy, M.A. & Gutierrez, D. *Exploiting perception in high-fidelity virtual environments Additional presentations from the 24th course are available on the citation page*. ACM SIGGRAPH 2006 Courses. ACM, **2006**.
14. Grinspun, E., Krysl, P. & Schröder, P. *CHARMS: a simple framework for adaptive simulation*. Proceedings of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques. ACM, **2002**, pp. 281-290.
15. Hadap, S., Cani, M.-P., Lin, M., Kim, T.-Y., Bertails, F., Marschner, S., Ward, K. & Kačić-Alesić, Z. *Strands and hair: modeling, animation, and rendering*. ACM SIGGRAPH 2007 courses. ACM, **2007**, pp. 1-150.
16. Hamza-Lup, F.G., Santhanam, A., Fidopiastis, C. & Rolland, J.P. *Distributed training system with high-resolution deformable virtual models*. Proceedings of the 43rd annual Southeast regional conference - Volume 1. ACM, **2005**, pp. 268-273.
17. Hauth, M., Gro J. & Stra W. *Interactive physically based solid dynamic*. Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. Eurographics Association, **2003**, pp. 17-27.
18. Heng, P.-A., Wong, T.-T., Leung, K.-M., Chui, Y.-P. & Sun, H. *A haptic needle manipulation simulator for chinese acupuncture learning and training*. Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH international conference on Virtual Reality continuum and its applications in industry. ACM, **2004**, pp. 57-64.
19. James, D.L. & Fatahalian, K. *Precomputing interactive dynamic deformable scenes* ACM Trans. Graph., ACM, **2003**, Vol. 22, pp. 879-887.

20. James, D.L. & Pai, D.K. *A unified treatment of elastostatic contact simulation for real time haptics*. ACM SIGGRAPH 2005 Courses. ACM, **2005**.
21. Jung, Y., Recker, R., Olbrich, M. & Bockholt, U. *Using X3D for medical training simulations*. Proceedings of the 13th international symposium on 3D web technology. ACM, **2008**, pp. 43-51.
22. Kitamura, Y., Douko, K., Kitayama, M. & Kishino, F. *Object deformation and force feedback for virtual chopsticks*. Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology. ACM, **2005**, pp. 211-219.
23. Koçak, U., Palmerius, K.L. & Cooper, M. *Dynamic deformation using adaptable, linked asynchronous FEM regions*. Proceedings of the 2009 Spring Conference on Computer Graphics. ACM, **2009**, pp. 197-204.
24. Lindblad, A. & Turkiyyah, G. *A physically-based framework for real-time haptic cutting and interaction with 3D continuum models*. Proceedings of the 2007 ACM symposium on Solid and physical modeling. ACM, **2007**, pp. 421-429.
25. Mahdavihah, B., Mafi, R., Sirouspour, S. & Nicolici, N. *Haptic rendering of deformable objects using a multiple FPGA parallel computing architecture*. Proceedings of the 18th annual ACM/SIGDA international symposium on Field programmable gate arrays. ACM, **2010**, pp. 189-198.
26. Mezger, J., Thomaszewski, B., Pabst, S. & Stra W. *Interactive physically-based shape editing*. Proceedings of the 2008 ACM symposium on Solid and physical modeling ACM, **2008**, pp. 79-89.
27. Montgomery, K., Bruyns, C. & Wildermuth, S. *A virtual environment for simulated rat dissection: a case study of visualization for astronaut training*. Proceedings of the conference on Visualization '01. IEEE Computer Society, **2001**, pp. 509-514.
28. Montgomery, K., Heinrichs, L., Bruyns, C., Wildermuth, S., Hasser, C., Ozenne, S. & Bailey, D. *Surgical simulator for hysteroscopy: a case study of visualization in surgical training*. Proceedings of the conference on Visualization '01. IEEE Computer Society, **2001**, pp. 449-452.
29. Nikitin, I., Nikitina, L., Frolov, P., Goebbels, G., Göbel, M., Klimenko, S. & Nielson, G.M. *Real-time simulation of elastic objects in virtual environments using finite element method and precomputed Green's functions*. Proceedings of the workshop on Virtual environments 2002. Eurographics Association, **2002**, pp. 47-52.
30. Oliveira, A.C.M.T.G., Pavarini, L., Nunes, F.L.S., Botega, L.C., Rossatto, D.J. & Bezerra, A. *Virtual reality framework for medical training: implementation of a deformation class using Java*. Proceedings of the 2006 ACM international conference on Virtual reality continuum and its applications. ACM, **2006**, pp. 347-351.

31. Park, J., Kim, S.-Y., Son, S.-W. & Kwon, D.-S. *Shape retaining chain linked model for real-time volume haptic rendering*. Proceedings of the 2002 IEEE symposium on Volume visualization and graphics. IEEE Press, **2002**, pp. 65-72.
32. Payandeh, S., Dill, J., Wilson, G., Zhang, H., Shi, L., Lomax, A. & MacKenzie, C. *Demo: a multi-modal training environment for surgeons*. Proceedings of the 5th international conference on Multimodal interfaces. ACM, **2003**, pp. 301-302.
33. Popescu, D.C. & Compton, M. *A model for efficient and accurate interaction with elastic objects in haptic virtual environments*. Proceedings of the 1st international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and South East Asia. ACM, **2003**, pp. 245-250.
34. Qin, J., Pang, W.-M., Nguyen, B.P., Ni, D. & Chui, C.-K. *Particle-based simulation of blood flow and vessel wall interactions in virtual surgery*. Proceedings of the 2010 Symposium on Information and Communication Technology. ACM, **2010**, pp. 128-133.
35. Sela, G., Subag, J., Lindblad, A., Albocher, D., Schein, S. & Elber, G. *Real-time haptic incision simulation using FEM-based discontinuous free form deformation*. Proceedings of the 2006 ACM symposium on Solid and physical modeling. ACM, **2006**, pp. 75-84.
36. Sifakis, E., Der, K.G. & Fedkiw, R. *Arbitrary cutting of deformable tetrahedralized objects*. Proceedings of the 2007 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation Eurographics Association, **2007**, pp. 73-80.
37. Sifakis, E., Selle, A., Robinson-Mosher, A. & Fedkiw, R. *Simulating speech with a physics-based facial muscle model*. Proceedings of the 2006 ACM. SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation Eurographics Association, **2006**, pp. 261-270.
38. Solanki, M. & Raja, V. *Modelling palpable masses for a virtual breast examination*. Proceedings of the 9th ACM SIGGRAPH Conference on Virtual-Reality Continuum and its Applications in Industry. ACM, **2010**, pp. 221-224.
39. Song, M. & Grogono, P. *Application of advanced rendering and animation techniques for 3D games to softbody modeling and animation*. Proceedings of the 2nd Canadian Conference on Computer Science and Software Engineering. ACM, **2009**, pp. 89-100.
40. Steinemann, D., Otaduy, M.A. & Gross, M. *Fast arbitrary splitting of deforming objects*. Proceedings of the 2006 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. Eurographics Association, **2006**, pp. 63-72.

41. Turkiyyah, G., Karam, W.B., Ajami, Z. & Nasri, A. *Mesh cutting during real-time physical simulation*. 2009 SIAM/ACM Joint Conference on Geometric and Physical Modeling. ACM, **2009**, pp. 159-168.
42. Vafai, N.M., Payandeh, S. & Dill, J. *Toward haptic rendering for a virtual dissection* Proceedings of the 8th international conference on Multimodal interfaces. ACM, **2006**, pp. 310-317.
43. Wagner, C., Schill, M.A. & Männer, R. *Collision detection and tissue modeling in a VR-simulator for eye surgery*. Proceedings of the workshop on Virtual environments 2002. Eurographics Association, **2002**, pp. 27-36.
44. Williams, II, R.L., Srivastava, M., Howell, J.N., Conatser, Jr., R.R., Eland, D.C., Burns, J.M. & Chila, A.G. *The virtual haptic back for palpatory training*. Proceedings of the 6th international conference on Multimodal interfaces. ACM, **2004**, pp. 191-197.
45. Zhang, J.-S., Chen, H., Wu, W. & Heng, P.-A. *An interactive high-fidelity haptic needle simulator with GPU acceleration*. Proceedings of the 9th ACM SIGGRAPH Conference on Virtual-Reality Continuum and its Applications in Industry. ACM, **2010**, pp. 347-352.

Artigos Incluídos

1. Balaniuk, R. *A differential method for the haptic rendering of deformable objects* Proceedings of the ACM symposium on Virtual reality software and technology ACM, **2006**, pp. 297-304.
2. Choi, K.S., Sun, H., Heng, P.A. & Cheng, J.C.Y. *A scalable force propagation approach for web-based deformable simulation of soft tissues*. Proceedings of the seventh international conference on 3D Web technology. ACM, **2002**, pp. 185-193.
3. Koçak, U., Palmerius, K.L. & Cooper, M. *Dynamic deformation using adaptable, linked asynchronous FEM region*. Proceedings of the 2009 Spring Conference on Computer Graphics. ACM, **2009**, pp. 197-204.
4. Oliveira, A.C.M.T.G., Pavarini, L., Nunes, F.L.S., Botega, L.C., Rossatto, D.J. & Bezerra, A. *Virtual reality framework for medical training: implementation of a deformation class using Java* Proceedings of the 2006 ACM international conference on Virtual reality continuum and its applications. ACM, **2006**, pp. 347-351.

Fonte: IEEE

Período da Busca: Julho de 2010 a Novembro de 2011.

Palavras-chave utilizadas: Soft tissue, Deformable models, real-time, surgery simulation, virtual Reality

- **Strings de busca utilizada:** (((Search Title: Soft Tissue) AND Search Title:deformable models) AND Search Title: Surgery Simulation) AND Search Title:real time);
- (((Search Index Terms: deformable models) OR Search Index Terms: soft tissue) AND Abstract: surgery simulation) AND Abstract: virtual reality) AND Abstract: real time);

Artigos avaliados

1. Abulgasem, E. & Nefti, S. *A new deformable model for cataract eye surgery simulation*. Proc. IEEE 9th Int Cybernetic Intelligent Systems (CIS) Conf. **2010**, pp. 1-6.
2. Cakir, O. & Yazici, R. *Real-time cutting simulation based on stiffness-warped FEM*. Proc. 24th Int. Symp. Computer and Information Sciences ISCIS 2009. **2009**, pp. 721-724.
3. Castaneda, M.A.P. & Cosio, F.A. *Improved collision detection algorithm for soft tissue deformable models*. Proc. Sixth Mexican Int. Conf. Computer Science ENC 2005.**2005**, pp. 41-47.
4. Chai, J., Sun, J. & Tang, Z. *Hybrid FEM for deformation of soft tissues in surgery simulation* Proc. Int Medical Imaging and Augmented Reality Workshop **2001**, pp. 298-303.
5. Chen, F., Gu, L., Huang, P., Zhang, J. & Xu, J. *Soft Tissue Modeling using Nonlinear Mass Spring and Simplified Medial Representation*Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007 **2007**, pp. 5083-5086.
6. Costa, I.F. & Balaniuk, R. *LEM-an approach for real time physically based soft tissue simulation* Proc. ICRA Robotics and Automation IEEE Int. Conf. **2001**, Vol. 3, pp. 2337-2343.
7. Cotin, S., Delingette, H. & Ayache, N. *Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation* #IEEE_J_VCG#, **1999**, Vol. 5(1), pp. 62-73.
8. Delingette, H. *Toward realistic soft-tissue modeling in medical simulation*. IEEE_J_PROC#, **1998**, Vol. 86(3), pp. 512-523.
9. Heng, P.-A., Cheng, C.-Y., Wong, T.-T., Xu, Y., Chui, Y.-P., Chan, K.-M. & Tso, S.-K. *A virtual-reality training system for knee arthroscopic surgery*. #IEEE_J_ITBM#, **2004**, Vol. 8(2), pp. 217-227.

10. Hui, Z. & xiao, W.D. *Soft tissue simulation with bimanual force feedback*. Proc. Int Audio Language and Image Processing (ICALIP) Conf. **2010**, pp. 903-907.
11. Keeve, E. & Kikinis, R. *Deformable modeling of facial tissue* Proc. First Joint [Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conf. and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc.] BMES/EMBS Conf. **1999**, Vol. 1.
12. Koppel, D., Wang, Y.-F. & Chandrasekaran, S. *Toward real-time, physically-correct soft tissue behavior simulation*. Proc. IEEE Int Biomedical Imaging: Nano to Macro Symp. **2004**, pp. 185-188.
13. Lim, Y.-J. & De, S. *Nonlinear tissue response modeling for physically realistic virtual surgery using PAFF*. Proc. First Joint Eurohaptics Conf. and Symp. Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems World Haptics 2005. **2005**, pp. 479-480.
14. Liu, X. & Mao, L. *Visual simulation of soft tissue deformation*. Proc. Int Computer and Communication Technologies in Agriculture Engineering (CCTAE) Conf. On **2010**, Vol. 3, pp. 548-551.
15. Mansoor, S., Mukhtar, Z., Malik, M., Amjad, Z. & Qureshi, H. *Parameter evaluation for virtual. Laparoscopic simulation*. Emerging Technologies (ICET), 2011 7th International Conference on **2011**, pp. 1 -6.
16. Padilla, M.A., Altamirano, F., Arambula, F. & Marquez, J. *Mechatronic Resectoscope Emulator for a Surgery Simulation Training System of the Prostate*. Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007. **2007**, pp. 1750-1753
17. Padilla, M.A., Teodoro, S., Lira, E., Soriano, D., Altamirano, F. & Arambula, F. *Virtual reality simulator of transurethral resection of the prostate* Proc. Pan American Health Care Exchanges PAHCE 2009. **2009**, pp. 116-119.
18. Picinbono, G., Delingette, H. & Ayache, N. *Nonlinear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation*. Proc. ICRA Robotics and Automation IEEE Int. Conf. **2001**, Vol. 2, pp. 1370-1375.
19. Shao, X., Zhou, Z. & Wu, W. *A Hybrid Deformation Model for Virtual Cutting*. Proc. IEEE Int Multimedia (ISM) Symp. **2010**, pp. 236-241.
20. Sundaraj, K., Mendoza, C. & Laugier, C. *A fast method to simulate virtual deformable objects with force feedback*. Proc. 7th Int. Conf. Control, Automation, Robotics and Vision ICARCV 2002**2002**, Vol. 1, pp. 413-418.
21. Suzuki, S., Suzuki, N., Hattori, A., Takatsu, A. & Uchiyama, A. *Deformable organ model using the sphere-filled method for virtual surgery*. Proc. 22nd Annual Int Engineering in Medicine and Biology Society Conf. of the IEEE. **2000**, Vol. 4, pp. 2416-2418.

22. Wang, H.-x., Hao, A.-m., Li, d. & mei, L.X. *Real-time cutting method for soft tissue based on TLED algorithm*. Proc. 2nd Int Computer Engineering and Technology (ICCET) Conf. **2010**, Vol. 3.
23. Wang, X. & Fenster, A. *A virtual reality based 3D real-time interactive brachytherapy simulation of needle insertion and seed implantation*. Proc. IEEE Int Biomedical Imaging: Nano to Macro Symp **2004**, pp. 280-283.
24. Xu, S., Liu, X. & Zhang, H. *Simulation of soft tissue using mass-spring model with simulated annealing optimization*. Proc. IEEE Int. Conf. Automation and Logistics ICAL '09. **2009**, pp. 1543-1547.
25. Yuan, Z., Yin, Q., Hu, J., Feng, S. & Zhang, D. *Study on VR-Based Medical Image Deformation for Surgical Training System*. Natural Computation, 2008. ICNC '08. Fourth International Conference on **2008**, Vol. 5, pp. 124 -127.
26. Zhang, J., Gu, L., Huang, P., Dworzak, J., Chen, F. & Kong, X. *Real-time Cutting and Suture Simulation Using Hybrid Elastic Model*. Proc. 29th IEEE EMBS 2007. **2007**, pp. 3646-3649.
27. Zhu, L., Ye, X., Ji'er, X., Gu, Y. & Guo, S. *A real-time deformation modeling scheme of soft tissue for virtual surgical*. Proc. IEEE Int Information and Automation (ICIA) Conf. **2010**, pp. 771-775.

Artigos incluídos

1. Chai, J., Sun, J. & Tang, Z. *Hybrid FEM for deformation of soft tissues in surgery simulation*. Proc. Int Medical Imaging and Augmented Reality Workshop **2001**, pp. 298-303.
2. Chen, F., Gu, L., Huang, P., Zhang, J. & Xu, J. *Soft Tissue Modeling using Nonlinear Mass Spring and Simplified Medial Representation* Proc. 29th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBS 2007. **2007**, pp. 5083-5086
3. Heng, P.-A., Cheng, C.-Y., Wong, T.-T., Xu, Y., Chui, Y.-P., Chan, K.-M. & Tso, S.-K.
A virtual-reality training system for knee arthroscopic surgery #IEEE_J_ITBM#, **2004**, Vol. 8(2), pp. 217-227.
4. Hui, Z. & xiao, W.D. *Soft tissue simulation with bimanual force feedback* Proc. Int Audio Language and Image Processing (ICALIP) Conf **2010**, pp. 903-907.
5. Picinbono, G., Delingette, H. & Ayache, N. *Nonlinear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation* Proc. ICRA Robotics and Automation IEEE Int. Conf. **2001**, Vol. 2, pp. 1370-1375
6. Shao, X., Zhou, Z. & Wu, W. *A Hybrid Deformation Model for Virtual Cutting*. Proc. IEEE Int Multimedia (ISM) Symp. **2010**, pp. 236-241.

7. Sundaraj, K. & Laugier, C. Physically realistic simulation of large deformations using LEM for interactive applications Proc. IEEE/RSJ Int Intelligent Robots and Systems Conf, 2002, 3, 3054-3059
8. Wang, H.-x., Hao, A.-m., Li, d. & mei, L.X. *Real-time cutting method for soft tissue based on TLED algorithm* Proc. 2nd Int Computer Engineering and Technology (ICCET) Conf. **2010**, Vol. 3
9. Wang, X. & Fenster, A. *A virtual reality based 3D real-time interactive brachytherapy simulation of needle insertion and seed implantation* Proc. IEEE Int Biomedical Imaging: Nano to Macro Symp **2004**, pp. 280-283
10. Xu, S., Liu, X. & Zhang, H. *Simulation of soft tissue using mass-spring model with simulated annealing optimization* Proc. IEEE Int. Conf. Automation and Logistics ICAL '09 **2009**, pp. 1543-1547
11. Zhu, L., Ye, X., Ji'er, X., Gu, Y. & Guo, S. *A real-time deformation modeling scheme of soft tissue for virtual surgical* Proc. IEEE Int Information and Automation (ICIA) Conf. **2010**, pp. 771-775.

APÊNDICE C – Entrevista com especialista

Entrevista com o Dr. Henrique Lederman no dia 23/12/2013

A entrevista ocorreu em 3 etapas.

1º Etapa

Retomei a conversa anterior quanto à importância do treinamento de punção e de como é realizado o treinamento atualmente.

Segundo o Dr. Lederman ele realiza o treinamento com seus alunos usando a seguinte técnica: em um peito de frango, onde o professor coloca uma azeitona com algum recheio para que então o aluno acerte essa azeitona, que representa o nódulo. O aluno utiliza um transdutor para localizar o nódulo com uma mão e a com a outra mão ele manipula a seringa. Nesse momento foram feitas as seguintes perguntas:

1. É possível verificar a força aplicada durante o procedimento?

Resposta: Não.

2. Depois que agulha é inserida é sentido alguma diferença da força de resistência?

Resposta: o professor respondeu que a pele representa o tecido com maior resistência, porém como agulha é cortante essa resistência deixa de existir. A gordura não tem uma resistência considerável e o que o médico realmente sente é o momento no qual a agulha atinge o nódulo. Devido ao fato dos nódulos serem mais rígidos que os demais tecidos da mama.

3. A deformação e a sensação de resistência da força são importantes para o treinamento?

Resposta: a deformação e o retorno de força são imperceptíveis aos aprendizes, pois durante o procedimento o mais importante é a coordenar a movimentação das duas mãos e a visão das estruturas por meio do ultrassom.

2ª Etapa

Foi apresentado o *PHANTOM Omnini* para que o Dr. Lederman interagisse com dispositivo e verificasse o retorno de força. Foram mostrados dois exemplos da Geomagic.

O professor não sentiu a diferença no retorno de força quando intervalo dos valores de força era pequeno, ou seja, menores que 1N. Os valores compreendidos no intervalo 1,1 a 3,3 N foram sentidos.

3ª Etapa

Foi apresentado uma aplicação gerada por meio do *ViMeT* no qual havia uma mama, contendo um nódulo e uma seringa com agulha fina. O professor interagiu com o Háptico e com o mouse.

Porém este achou que a interação com o háptico estava muito sensível e o retorno de força não foi sentido.

Quanto à interação com o mouse ele se sentiu mais a vontade e achou que a interação com o mouse pode ser uma alternativa para popularizar o treinamento feito por meio do *ViMeT*, uma vez que o *PHANTOM* não é um dispositivo popular.

Sugestões e críticas:

A crítica foi em relação à posição da mama no Ambiente Virtual, pois o ideal para o procedimento é que a mama esteja na horizontal e a interação ocorra apenas no eixo X.

O Dr. Lederman sugere que sejam assistidos alguns procedimentos de punção a fim de melhorar a simulação das tarefas realizadas durante o procedimento.

Sobre a questão do treinamento realizado por meio do *ViMeT* o Dr. Lederman acredita que pode facilitar e acelerar aquisição da habilidade motora dos aprendizes. Uma vez que o treinamento é difícil e exige muitas horas para que aprendiz consiga manipular a seringa com uma mão de acordo com o ponto de vista do ultrassom.

Ele enxerga que o *ViMeT* pode auxiliar no treinamento do procedimento mesmo que a interação ocorra por meio do mouse. Quanto à forma, tamanho e resultado visual da deformação da mama, que representam o realismo visual. O Dr. Lederman acho adequado para o treinamento.