



UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA NATUREZA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MODELOS DE DECISÃO E SAÚDE - MESTRADO

**SIMULAÇÃO E AVALIAÇÃO DE INCISÕES
CIRÚRGICAS COM REALIDADE VIRTUAL**

Ives Fernando Martins Santos de Moura

João Pessoa

2017

IVES FERNANDO MARTINS SANTOS DE MOURA

**SIMULAÇÃO E AVALIAÇÃO DE INCISÕES
CIRÚRGICAS COM REALIDADE VIRTUAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelos de Decisão e Saúde - Nível Mestrado, do Centro de Ciências Exatas e da Natureza da Universidade Federal da Paraíba - UFPB, como requisito para obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Modelos de Decisão e Saúde

Linha de Pesquisa: Modelos de Decisão

Orientadores:

Profa. Dra. Liliane dos Santos Machado
Profa. Dra. Ana Maria Gondim Valença

João Pessoa

2017

M929s Moura, Ives Fernando Martins Santos de.
Simulação e avaliação de incisões cirúrgicas com
realidade virtual / Ives Fernando Martins Santos de Moura. –
João Pessoa, 2017.
121 f. : il. -

Orientadoras: Liliane dos Santos Machado, Ana Maria
Gondim Valença.
Dissertação (Mestrado) - UFPB/CCEN

1. Incisão. 2. Simulador. 3. Incisão Submentoniana.
4. Support Vector Machine. 5. Lógica Clássica. I. Título.

UFPB/BC

CDU: 616-001.41(043)

IVES FERNANDO MARTINS SANTOS DE MOURA

**SIMULAÇÃO E AVALIAÇÃO DE INCISÕES CIRÚRGICAS COM
REALIDADE VIRTUAL**

João Pessoa, 29 de junho de 2017

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dra. Liliane dos Santos Machado
Orientadora (Universidade Federal da Paraíba)

Prof. Dra. Ana Maria Gondim Valença
Orientadora (Universidade Federal da Paraíba)



Prof. Dr. Ronei Marcos de Moraes
Membro Interno (Universidade Federal da Paraíba)

Prof. Dr. Rodrigo Pinheiro de Toledo Vianna
Membro Interno (Universidade Federal da Paraíba)

Prof. Dr. Benjamín René Callejas Bedregal
Membro Externo (Universidade Federal do Rio Grande do Norte)

Agradecimentos

Às professoras Liliane dos Santos Machado e Ana Maria Gondim Valença, pela orientação ao longo do desenvolvimento deste trabalho, pelas reuniões e discussões produtivas e pelo exemplo de comprometimento e profissionalismo. Não tenho dúvidas de que a orientação de vocês foi um grande privilégio.

À minha família, por todo o suporte prestado durante esses mais de dois anos de dedicação à pesquisa.

Aos amigos Thiago, José Lauciano, Elaine e Jéssica, por todo o companheirismo e a diversão que tivemos nesse período, mesmo com os prazos de artigos, dissertações, estudos, etc.

Aos colegas dos laboratórios (LabTEVE e LEAPIG), pelos eventuais auxílios prestados, as discussões sobre nossas pesquisas e o apoio ao longo do mestrado. Já são seis anos em que faço parte deste grupo, muitos alunos já entraram e outros muitos já saíram do grupo, mas todos deixaram sua contribuição de alguma forma.

À Universidade Federal da Paraíba e ao Programa de Pós-Graduação em Modelos de Decisão e Saúde, pela estrutura fornecida e, em especial ao seu corpo docente, por todos os conhecimentos transmitidos e todos os desafios apresentados, os quais fomentaram não apenas meu crescimento profissional, como também o pessoal.

Ao cirurgião bucomaxilar Olavo Hoston pelo auxílio com a definição das variáveis e métricas associadas à incisão submentoniana.

Ao CNPq, pelos recursos financeiros fornecidos ao longo da pesquisa.

RESUMO

As incisões são uma tarefa comum na maioria dos procedimentos cirúrgicos. O aprendizado delas é tradicionalmente feito nas universidades ou centros de ensino com o uso de materiais sintéticos, peças de animais, ou, em estágios mais avançados, em pacientes reais com a supervisão de profissionais. O uso de simuladores pode contribuir neste contexto de treinamento, uma vez que com eles é possível simular de forma realista os materiais utilizados, realizar a prática repetidas vezes e avaliar de forma imediata e automática o desempenho dos estudantes. Simuladores capazes de fornecer avaliação para a incisão feita em determinado procedimento não são comuns, e mesmo os existentes não possuem um método de avaliação específico para esta tarefa. O presente trabalho teve por objetivo propor e desenvolver um sistema de avaliação para incisões cirúrgicas simuladas com métodos computacionais, identificando os componentes básicos deste processo e empregando modelos de decisão adequados para cada um deles. Para isso, foram levantados os conceitos e as variáveis relacionadas a este procedimento, destacando suas características mais relevantes e buscando formas de melhor fornecer avaliação para eles. O sistema desenvolvido considera duas etapas para a avaliação da incisão, pré-cirúrgica e cirúrgica. A lógica clássica foi o modelo de decisão utilizado para a maior parte das variáveis, havendo regras específicas para lidar com as particularidades de cada uma. Para a avaliação da trajetória da incisão foi utilizado o modelo *Support Vector Machine*, selecionado após a realização de experimentos que compararam a precisão da avaliação de diferentes modelos de decisão aplicados a bancos de dados contendo caminhos de incisões retilíneas. Para a validação do sistema, métricas para a incisão submentoniana, componente do procedimento de reconstrução mandibular, utilizada no tratamento de fraturas na sínfise mandibular, o qual tem alta prevalência no Brasil e no mundo, foram obtidas e aplicadas em uma simulação de incisão nesta região do corpo. Foram produzidos então uma simulação de incisão computacional, a conceitualização do sistema de avaliação, uma implementação concreta aplicada ao problema da incisão submentoniana e mapas conceituais, que sistematizam os conhecimentos utilizados a partir de diferentes pontos de vista. Verificou-se que o sistema de avaliação respondeu adequadamente, com as regras da lógica clássica e a *Support Vector Machine* provendo resultados em conformidade com as métricas utilizadas. Desta forma, observa-se que o sistema de avaliação proposto neste trabalho representa uma ferramenta adequada para o uso no treinamento de técnicas de incisão.

Palavras-chave: Incisão. Avaliação. Simulador. Incisão Submentoniana. Support Vector Machine. Lógica Clássica.

ABSTRACT

Incisions are a common task in most surgical procedures. Their learning is traditionally done in universities or teaching centers with the use of synthetic materials, animal parts, or, in more advanced stages, in real patients under the supervision of professionals. The use of simulators can contribute in this context of training, since with them it is possible to realistically simulate the materials used, carry out the practice repeatedly and immediately and automatically assess students' performance. Simulators capable of providing evaluation for the incision made in a given procedure are not common, and even those that exist do not have a specific assessment system for this task. The present study aimed to propose and develop an assessment system for surgical incisions simulated with computational methods, identifying the basic components of this process and using appropriate decision models for each of them. For this, the concepts and variables related to this procedure were studied, highlighting their most relevant characteristics and looking for ways to better provide assessment for them. The developed system considers two steps for the assessment of the incision, pre-surgical and surgical. The classical logic was the decision model used for most of the variables, with specific rules to deal with the particularities of each one. In order to evaluate the incision trajectory, the Support Vector Machine model was selected after experiments that compared the accuracy of the assessment of different decision models applied to databases containing rectilinear incision paths. For the validation of the system, metrics for the submental incision, component of the mandibular reconstruction procedure, used in the treatment of mandibular symphysis fractures, which has high prevalence in Brazil and in the world, were obtained and applied in an incision simulation in this region of the body. A computational incision simulation, the conceptualization of the evaluation system, a concrete implementation applied to the problem of the submental incision and conceptual maps, which systematize the knowledge used from different points of view, were produced in this work. It was verified that the assessment system responded adequately, with the classical logic rules and the Support Vector Machine providing results in accordance with the metrics used. Thus, it is observed that the assessment system proposed in this work represents an adequate tool for the use in the training of incision techniques.

Keywords: Incision. Assessment. Simulator. Submental Incision. Support Vector Machine. Classical Logic.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Dispositivo háptico PHANTOM Desktop.....	16
Figura 2:	Exemplo de material utilizado para aprendizado da técnica cirúrgica de sutura por simulação física, o Sutureskin.....	23
Figura 3:	Regiões da mandíbula.....	27
Figura 4:	Esquema da incisão submentoniana.....	29
Figura 5:	Esquema de funcionamento de um algoritmo de incisão.....	32
Figura 6:	Modelo de crânio representado com primitivas triangulares.....	34
Figura 7:	Exemplos de Volumes Envolventes.....	37
Figura 8:	Modelo conceitual de um sistema massa-mola. Pontos têm massas específicas e as arestas entre eles são molas.....	40
Figura 9:	Malha de polígonos deformada com o método massa-mola.....	41
Figura 10:	Esquema de funcionamento da SVM, mostrando o hiperplano de separação e as margens.....	47
Figura 11:	Regiões de incisão. O caminho de incisão é representado em preto. Pontos dentro da região verde são corretos. Pontos entre a região vermelha e a verde são aceitáveis.....	54
Figura 12:	Dispositivo háptico.....	56
Figura 13:	Mapa conceitual - Incisões Cirúrgicas.....	63
Figura 14:	Mapa conceitual - Incisão computacional.....	64
Figura 15:	Representação geométrica e topológica de modelos no sistema.....	65
Figura 16:	Diagrama das classes Vertex, Mesh e Grid.....	66
Figura 17:	Trajatória retilínea (esquerda) e a discretização dela em pontos (direita)..	70
Figura 18:	Discretização de um caminho de incisão e o ponto de entrada ou saída, em vermelho.....	70
Figura 19:	Retas de interesse para a descoberta do ponto de saída.....	71
Figura 20:	Casos de incisão considerados no sistema.....	72
Figura 21:	Caso 1, não há ponto de entrada.....	72
Figura 22:	Caso 2, não há ponto de saída.....	73
Figura 23:	Caso 3, pontos de entrada e saída em arestas diferentes.....	73
Figura 24:	Caso 4, pontos de entrada e saída na mesma aresta.....	74
Figura 25:	Subdivisão de triângulo sem otimização, gerando 5 triângulos (esquerda) e com otimização, gerando apenas 3 (direita).....	75

Figura 26:	Plano triangulado antes da incisão.....	75
Figura 27:	Triangulação do plano após uma incisão.....	76
Figura 28:	Plano com faces preenchidas após incisão. As marcas azuis representam triângulos que passaram por subdivisão.....	76
Figura 29:	Modelo de queixo triangulado antes da incisão.....	77
Figura 30:	Triangulação do modelo de queixo após uma incisão.....	77
Figura 31:	Modelo de queixo com faces preenchidas após incisão.....	78
Figura 32:	Interação com a simulação via dispositivo háptico.....	78
Figura 33:	Sistema de avaliação para incisões cirúrgicas, suas camadas e as variáveis que englobam.....	80
Figura 34:	Diagrama da classe Chart (Prontuário).....	81
Figura 35:	Ponto selecionado como correto e as regiões de avaliação ao redor dele..	83
Figura 36:	Representação gráfica do vetor profundidade.....	84
Figura 37:	Problema de amostragem: o caminho de incisão (em preto) possui um pico que não é capturado na amostragem dos pontos.....	85
Figura 38:	Diagrama das classes associadas à SVM.....	90
Figura 39:	Diagrama de sequência para porção do sistema que diz respeito à avaliação do tratamento.....	92
Figura 40:	Tela do prontuário.....	93
Figura 41:	Tela de decisão do tratamento.....	93
Figura 42:	Diagrama de sequência para escolha do instrumento de incisão e do antisséptico.....	94
Figura 43:	Tela de escolha do instrumento de incisão.....	94
Figura 44:	Tela de seleção de antissépticos.....	95
Figura 45:	Diagrama de sequência das tarefas relacionadas à incisão.....	96
Figura 46:	Diagrama de atividades do sistema completo.....	96
Figura 47:	Tela de relatório de desempenho com a avaliação pré-cirúrgica.....	97
Figura 48:	Tela de opções.....	99
Figura 49:	Modelo de fígado representado com tetraedros.....	103
Figura 50:	Rendering volumétrico de um modelo de cabeça com esqueleto visível...	104
Figura 51:	Exemplo de imagem que compõe o banco de dados Visible Human.....	105
Figura 52:	Exemplos de números fuzzy.....	108

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Tempos de execução do algoritmo de Moller e Trumbore em GPU e CPU...	68
Tabela 2:	Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas para os experimentos de avaliação com trajetória de incisão utilizando quatro diferentes modelos de decisão.....	86
Tabela 3:	Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas para os experimentos de avaliação com trajetória de incisão utilizando a SVM e diferentes kernels...	87
Tabela 4:	Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas utilizando a SVM e diferentes kernels com o banco de dados gerado para a incisão submentoniana.....	98

LISTA DE QUADROS

Quadro 1:	Propostas de modelos de decisão para avaliação do treinamento cirúrgico.....	28
Quadro 2:	Tempos de execução do algoritmo de Moller e Trumbore em GPU e CPU...	43
Quadro 3:	Coefficientes Kappa e taxas de acerto obtidos para os experimentos de avaliação com trajetória de incisão.....	58
Quadro 4:	Variáveis utilizadas para avaliação da incisão, conceitos e grupos associados.....	79
Quadro 5:	Variáveis da camada de avaliação pré-cirúrgica, valores que podem assumir e possíveis resultados para a avaliação.....	82
Quadro 6:	Variáveis da camada de avaliação cirúrgica, valores que podem assumir e possíveis resultados para a avaliação.....	91

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AABB	<i>Axis Aligned Bounding Box</i>
BSP	<i>Binary Space Partition</i>
CG	Computação Gráfica
CPU	<i>Central Processing Unit</i>
EDO	Equação Diferencial Ordinária
FEM	<i>Finite Elements Model</i>
FFD	<i>Free-Form Deformation</i>
GHz	Gigahertz
GLSL	<i>OpenGL Shading Language</i>
GPU	<i>Graphics Processing Unit</i>
HMD	<i>Head-Mounted Display</i>
HMM	<i>Hidden Markov Model</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
OpenCL	Open Computing Language
OpenGL	<i>Open Graphics Library</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RV	Realidade Virtual
SEBR	Sistema Especialista Baseado em Regras
SVM	<i>Support Vector Machine</i>
VE	Volume Envolvente
WHO	<i>World Health Organization</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	MOTIVAÇÃO.....	17
1.2	RELEVÂNCIA.....	18
1.3	OBJETIVOS.....	19
1.4	CONTRIBUIÇÕES.....	20
1.5	ESTRUTURA DO TRABALHO.....	21
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	22
2.1	INCISÃO CIRÚRGICA DO PONTO DE VISTA DA SAÚDE.....	22
2.1.1	Fraturas na sínfise mandibular e a incisão submentoniana	26
2.2	INCISÃO CIRÚRGICA DO PONTO DE VISTA COMPUTACIONAL.....	29
2.2.1	Visão geral do algoritmo de incisão computacional	30
2.2.2	Representação geométrica e topológica	32
2.2.3	Deteccção de colisão	35
2.2.4	Deformação	39
2.3	AVALIAÇÃO DE SIMULAÇÕES EM AMBIENTES VIRTUAIS PARA SAÚDE.....	41
2.3.1	Avaliação automática para incisões cirúrgicas	44
2.3.2	Support Vector Machine	46
2.4	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	48
3	METODOLOGIA	50
3.1	REVISÃO NARRATIVA.....	50
3.2	ELABORAÇÃO DE MAPA CONCEITUAL.....	51
3.3	IMPLEMENTAÇÃO DA INCISÃO COMPUTACIONAL.....	51
3.4	DEFINIÇÃO DE MÉTRICAS E O SISTEMA DE AVALIAÇÃO.....	52
3.4.1	Experimento para escolha do modelo de decisão	53
3.5	MATERIAL UTILIZADO.....	55
3.6	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	56
4	REVISÃO NARRATIVA	58
4.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	61
5	RESULTADOS	62
5.1	MAPAS CONCEITUAIS.....	62
5.2	IMPLEMENTAÇÃO DA INCISÃO COMPUTACIONAL.....	62

5.2.1	Representação geométrica e topológica.....	64
5.2.2	Detecção de colisão.....	66
5.2.3	Deformação.....	68
5.2.4	O algoritmo de incisão.....	69
5.3	SISTEMA DE AVALIAÇÃO PARA INCISÃO CIRÚRGICA.....	78
5.3.1	Avaliação pré-cirúrgica.....	80
5.3.2	Avaliação cirúrgica.....	82
5.4	SIMULAÇÃO DA INCISÃO SUBMENTONIANA.....	92
5.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	99
6	DISCUSSÃO	100
6.1	OS MAPAS CONCEITUAIS E AS VARIÁVEIS DO SISTEMA.....	100
6.2	A ESCOLHA DA REPRESENTAÇÃO GEOMÉTRICA.....	102
6.3	MÉTRICAS DO SISTEMA.....	105
6.4	A SVM E OS DIFERENTES MODELOS DE DECISÃO.....	106
6.5	ADAPTAÇÃO DO SISTEMA PARA OUTROS TIPOS DE INCISÃO.....	109
6.6	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	110
7	CONCLUSÕES	111
7.1	PRODUÇÃO CIENTÍFICA.....	113
	REFERÊNCIAS	114

1 INTRODUÇÃO

A realização de diversos procedimentos cirúrgicos está condicionada, muitas vezes, ao uso de materiais caros ou de difícil acesso ou que podem trazer riscos à saúde de quem os estiver realizando. Estes fatores servem como motivação para o uso de programas de computador capazes de realizar ou simular estas tarefas (MORAES; MACHADO, 2014). A área da saúde ganha cada vez mais destaque no contexto dos simuladores, empregando programas de computador no treinamento de atuais ou futuros profissionais que desejam adquirir conhecimento sobre algum procedimento (MORAES; ROCHA; MACHADO, 2012).

A Realidade Virtual (RV) é a área da computação que tem por objetivos criar mundos virtuais, nos quais usuários podem ter as experiências de imergir, navegar e interagir utilizando os movimentos de seu corpo e seus canais sensoriais em conjunto com dispositivos específicos (BOAS, 2013). Esse novo ambiente virtual pode representar diferentes situações oriundas de problemas do mundo real destacando, por exemplo, as simulações de diferentes atividades que acontecem em ambientes de trabalho. A intenção é que o usuário sinta que faz parte do ambiente produzido (imersão), podendo inclusive influenciar o ambiente através das ações que ele venha a realizar (interação). O objetivo principal é gerar envolvimento entre o usuário e o ambiente virtual.

Com o objetivo de melhorar a interação do usuário com o ambiente virtual criado, diferentes dispositivos podem ser utilizados. Estes podem ser de interação, como os mouses e os *joysticks* 2D e 3D, as luvas e os dispositivos hápticos, como o Geomagic Touch mostrado na Figura 1, os quais permitem que o usuário altere o ambiente; ou de visualização, como os óculos obturadores, os HMDs (*head-mounted displays*), os sistemas de multiprojeção, dentre outros, que trazem a sensação de estar presente no ambiente virtual (MACHADO, 2003).

No contexto de simuladores de procedimentos cirúrgicos, a possibilidade de realizar incisões tem papel fundamental, já que esta é uma etapa presente em grande parte das atividades dessa natureza. A realização de incisões traz desafios para o desenvolvimento dos simuladores, uma vez que para que se tenha um resultado fisicamente realista é necessário fazer uso de uma série de ferramentas matemáticas, físicas e computacionais (WU; WESTERMANN; DICK, 2014). Além da complexidade associada a essas ferramentas, elas normalmente apresentam um custo computacional elevado, o que pode impactar negativamente o realismo e a interatividade da aplicação. Deve-se buscar então formas de mitigar esse custo, através do uso de algoritmos eficientes e de *hardware* auxiliar, quando disponível, como é o caso das placas de vídeo ou GPUs (*Graphics Processing Unit*).

Figura 1: Dispositivo háptico PHANTOM Desktop



Fonte: Geomagic, 2016¹.

Mesmo com esta complexidade associada, os simuladores com Realidade Virtual vêm se tornando populares no treinamento de estudantes, já que, além de possuírem as vantagens citadas anteriormente, eles permitem realizar o mesmo procedimento repetidas vezes, sem a necessidade de substituir ou repor os materiais utilizados após cada uso. Além disso, métodos para acompanhamento e para avaliação dos estudantes podem ser integrados a este tipo de sistema, fornecendo *feedback* aos usuários, para que possam observar seus erros e ter conhecimento de seu desempenho na realização do procedimento em questão (PAN et al., 2015a). No caso da incisão computacional, os dispositivos hápticos são de especial interesse, uma vez que a capacidade de sentir a resistência do órgão e as sensações relacionadas à movimentação do instrumento de incisão pela pele do paciente durante a realização desta atividade contribuem fortemente para aumentar o grau de realismo da experiência do usuário.

Outro componente que pode ser importante para a simulação de incisões em cirurgias é a capacidade de representar sangramentos. Para que isto seja feito de forma realista, é necessário utilizar técnicas de simulação computacional de fluidos, como a apresentada por Müller, Schirm e Teschner (2004). Dependendo do procedimento a ser tratado no simulador, pode-se ter um grau maior ou menor de sangramento, sendo importante fornecer estes detalhes durante o treinamento simulado.

O treinamento para realização de incisões trata de uma habilidade psicomotora com a qual os alunos normalmente têm contato apenas quando já o estão vivenciando em uma situação real, o que pode vir a ocasionar insegurança e ansiedade, bem como oferecer riscos às partes envolvidas (MORAES; ROCHA; MACHADO, 2014). Com um simulador é possível proporcionar para os estudantes a vivência de situações que acontecem de fato em

¹ Disponível em: <http://www.geomagic.com/pt/products/phantom-omni/overview>

uma sala de cirurgia, preparando-os para a prática concreta, uma vez que eles já haverão experimentado situações similares.

Para a construção de um simulador com suporte a incisões cirúrgicas é necessário compreender tanto os conceitos próprios da área de saúde relacionados à incisão, como discutido por Patnaik, Singla e Bansal (2001), quanto os requisitos necessários para a representação computacional deste procedimento, o que envolverá diversos conceitos e técnicas da matemática, da física e da computação gráfica (CG), dentre outras áreas.

Além disso, para que seja possível integrar um sistema de avaliação para as incisões realizadas pelos usuários do sistema, é necessário definir as métricas que serão utilizadas para parametrizar a avaliação e o modelo de decisão que será aplicado. Isto representa um desafio importante para a pesquisa relacionada a simuladores voltados para a saúde, uma vez que diversas métricas para procedimentos específicos podem não estar disponíveis ou, mesmo que estejam, podem não ser universalmente aceitas pela comunidade científica (WIET et al., 2012).

É proposto neste trabalho um sistema para avaliação de incisões cirúrgicas. Para isto, os conceitos fundamentais das incisões cirúrgicas são explorados, fazendo-se a correspondência entre eles e os componentes de uma aplicação que seja capaz de simular incisões. Com relação à avaliação, são explorados modelos de decisão utilizados no contexto dos simuladores e faz-se uma discussão sobre a definição das métricas que seriam utilizadas para avaliar as incisões realizadas com um simulador. Com o módulo de avaliação definido e implementado, uma simulação de teste com um procedimento cirúrgico que requer um tipo específico de incisão foi criada para realizar a validação do sistema.

1.1 MOTIVAÇÃO

As incisões cirúrgicas representam um momento divisor no contexto das cirurgias, uma vez que é por meio delas que se tem acesso ao corpo do paciente, na maioria dos procedimentos cirúrgicos, e que se expõe este corpo ao mundo externo. A Organização Mundial da Saúde (OMS, ou WHO no inglês) reconhece em sua lista de verificação de segurança cirúrgica (WHO, 2008) que a incisão deve ser um momento que requer preparativos e atenção especial.

Mesmo sendo uma etapa importante para a realização de cirurgias, o aprendizado de técnicas de incisão nas universidades e locais de treinamento apresenta alguns desafios. De acordo com Gottlieb, Vervoon e Buchanan (2013) e Rhienmora et al. (2011), é comum o

treinamento de estudantes para procedimentos cirúrgicos utilizar materiais como manequins ou animais, uma vez que estes materiais são de acesso mais fácil e são mais baratos. Porém, eles não necessariamente reproduzem fielmente a anatomia do corpo humano. Já no caso em que o treinamento for de fato realizado em pacientes vivos, é necessário que haja um profissional supervisionando o estudante, o que nem sempre é possível, devido à disponibilidade destes profissionais, além de representar um problema, por conta da avaliação subjetiva que é realizada nestes casos.

Além disso, o processo de avaliação do aprendizado de procedimentos cirúrgicos possui métricas subjetivas, isto é, o mesmo procedimento pode ser realizado de maneiras diferentes por profissionais diferentes sem que nenhum dos dois esteja necessariamente errado, havendo apenas uma divergência de opiniões ou preferências. As incisões também estão sujeitas a este problema, podendo sofrer variações com relação ao seu posicionamento, sua extensão, seu formato, dentre outros. A necessidade de se estabelecer métricas para procedimentos cirúrgicos é reconhecida pela comunidade científica, como mostram Oropesa et al. (2011) e Allen et al. (2010).

A avaliação é parte fundamental do aprendizado, pois por meio dela é possível fornecer ao aluno maneiras de demonstrar os conhecimentos que este adquiriu. Tendo em vista as vantagens citadas para o aprendizado via simuladores e as evidências de que este tipo de aprendizado é pelo menos tão efetivo quanto o aprendizado tradicional (MCGAGHIE et al., 2011), a criação de um modelo de avaliação para o treinamento deste componente cirúrgico representa tanto uma possibilidade interessante de facilitar o seu aprendizado, quanto uma oportunidade para pesquisar e definir métricas relacionadas a ele.

1.2 RELEVÂNCIA

O emprego de simuladores baseados em RV na educação pode ser entendido como uma forma de lidar com um dos maiores problemas existentes em um ambiente cirúrgico, os erros humanos, que representam até 80% dos erros totais cometidos neste contexto (WEI; WEN-QI, 2010). Isto faz parte de uma mudança de paradigma na educação cirúrgica defendida por alguns autores, como Usón-Gargallo et al. (2013), que inclui o uso de simuladores tanto físicos como dos baseados em RV como parte básica da educação de novos cirurgiões.

De Carvalho et al. (2009) realizaram um levantamento sobre o ensino de introdução à cirurgia nos Estados Unidos e constataram que não há disciplina teórica sobre este assunto,

sendo os alunos submetidos diretamente a estágios em centros cirúrgicos e, em alguns casos, passado por treinamento prático em laboratório. Isto representa um problema do ponto de vista educacional, pois muitos dos procedimentos que precisam ser aprendidos pelos alunos envolvem as chamadas habilidades psicomotoras, que são aquelas relacionadas à destreza (MACEDO, 2015).

A incisão cirúrgica demanda habilidades psicomotoras, mas não são feitos, normalmente, treinamentos específicos sobre incisões, pelo fato de estas serem consideradas apenas etapas de procedimentos maiores. Este problema se estende, conseqüentemente, à avaliação do estudante, já que será fornecido um retorno sobre seu desempenho no procedimento como um todo, sendo a incisão apenas um tópico.

Considerar a incisão como parte pequena ou pouco importante do aprendizado pode ter efeitos prejudiciais, uma vez que erros em incisões acarretam riscos graves aos pacientes, com possibilidade de levá-los a óbito. Conhecimentos de anatomia e de técnicas específicas são necessários e, por se tratar de uma habilidade psicomotora, a prática repetida é requerida para trazer confiança e conforto ao estudante (OLSEN et al., 1996).

Levando isto em consideração, nota-se a importância de se criar e utilizar métodos mais apropriados para o aprendizado e avaliação das incisões cirúrgicas. No contexto tecnológico atual, o uso de simuladores com RV se mostra uma alternativa para este problema. Neste aspecto, a avaliação se mostra um tópico de interesse, pois combinando estes simuladores com dispositivos específicos, é possível obter vários dados sobre a interação do usuário com o sistema, que podem ser então utilizados para extrair informações úteis para a avaliação do desempenho deste usuário na realização do procedimento, permitindo então a elaboração de um sistema dedicado a esta avaliação.

1.3 OBJETIVOS

Este trabalho possui como objetivo geral propor e desenvolver um sistema de avaliação para incisões cirúrgicas simuladas com métodos computacionais, identificando os componentes básicos deste processo e empregando modelos de decisão adequados para cada um deles.

Os objetivos específicos são:

- Elicitar os elementos associados a incisões cirúrgicas.
- Explicitar os requisitos computacionais para a implementação de uma simulação de incisão cirúrgica.
- Definir métricas para a avaliação de incisões.
- Implementar um sistema de avaliação para incisões, utilizando as métricas definidas.
- Desenvolver aplicação de teste com um tipo específico de incisão para a validação do método de avaliação.

1.4 CONTRIBUIÇÕES

A partir do estudo dos conceitos básicos das incisões cirúrgicas, foi possível estruturar e esquematizar os aspectos relevantes para a avaliação destas, tanto em simulações computacionais, quanto na própria sala de aula ou no centro cirúrgico. Isto pode servir como complemento para o processo de avaliação deste tipo de atividade realizado pelos profissionais da área cirúrgica.

A simulação criada para a validação do sistema de avaliação concentra-se na incisão submentoniana, parte de um procedimento cirúrgico relevante e comum em centros de saúde brasileiros (RIBEIRO et al., 2012) e no próprio estado da Paraíba (SARMENTO; CAVALCANTI; DOS SANTOS, 2008): a cirurgia para tratamento de fratura na sínfise mandibular, que é uma estrutura anatômica que divide a mandíbula em duas partes – direita e esquerda. Esta simulação poderia ser empregada, então, no ensino deste tipo de incisão dentro de disciplinas do curso de Odontologia, como complemento para o ensino tradicional. As métricas definidas e implementadas para a simulação também representam uma contribuição, visto que poderão ser utilizadas como forma de avaliar estudantes em contextos reais, podendo ser valiosas para o aprendizado e representado um esforço adicional no processo de padronização das métricas e técnicas cirúrgicas. Adicionalmente, uma ferramenta computacional capaz de simular incisões computacionais foi desenvolvida, podendo servir como base para futuros simuladores de procedimentos cirúrgicos, já que todos os componentes criados são independentes de plataforma e estão organizados de maneira modular, facilitando o reuso do *software*.

O sistema de avaliação para incisões cirúrgicas proposto e implementado, que utiliza regras baseadas em lógica clássica e o modelo de decisão *Support Vector Machine* (SVM) é a principal contribuição. Apesar de existirem simuladores de procedimentos cirúrgicos com suporte à incisão e suporte à avaliação, a avaliação feita dentro destes sistemas preocupa-se com o procedimento cirúrgico em geral, desconsiderando a incisão ou reduzindo-a apenas uma etapa, sem que haja uma análise mais detalhada. O sistema desenvolvido no presente trabalho busca preencher esta lacuna, fornecendo uma maneira de avaliar especificamente as incisões cirúrgicas, a partir de métricas que levam em consideração o caráter cognitivo e psicomotor destes procedimentos.

1.5 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está dividido em 7 capítulos, contando com a presente Introdução. No capítulo 2 será apresentada a Fundamentação Teórica, que conta com uma discussão sobre os conceitos fundamentais relacionados a incisões cirúrgicas; a apresentação dos conceitos relacionados à implementação computacional de incisões e são discutidos aspectos gerais de avaliação em simuladores, bem como aspectos específicos associados às incisões. A Metodologia do trabalho é explorada no capítulo 3, especificando-se os passos seguidos ao longo da pesquisa. No capítulo 4 é feita a revisão narrativa sobre o tema estudado, trazendo trabalhos relevantes para o tema de avaliação de incisões cirúrgicas em simuladores. O capítulo 5 detalha os resultados obtidos neste trabalho, o que inclui a implementação de um algoritmo de incisão, o desenvolvimento do sistema de avaliação proposto e da simulação da incisão submentoniana, fornecendo uma visão aprofundada dos processos computacionais utilizados. A discussão, que busca realizar uma análise sobre os resultados obtidos ao longo do desenvolvimento, contrastando com o que se encontrou na literatura, bem como discorrer sobre os tópicos mais contundentes do trabalho, se encontra no capítulo 6. Finalmente, as conclusões do trabalho são registradas no capítulo 7, levantando-se também as limitações do estudo e as futuras oportunidades de pesquisa que surgem a partir dele e listando as publicações associadas ao trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão expostos os conceitos básicos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho. Inicialmente, tem-se uma visão geral sobre as incisões cirúrgicas sob o ponto de vista da área de saúde, levantando os conceitos básicos associados a elas e discutindo sobre seu aprendizado. Posteriormente, discute-se sobre os aspectos computacionais da simulação de incisões cirúrgicas, elencando-se os componentes fundamentais para esta tarefa e explorando o funcionamento de um algoritmo de incisão de maneira geral. Finalmente, aspectos sobre avaliação automática de usuários de simuladores são discutidos, mostrando-se diferentes modelos matemáticos e estatísticos que podem ser utilizados para realizar esta tarefa.

2.1 INCISÃO CIRÚRGICA DO PONTO DE VISTA DA SAÚDE

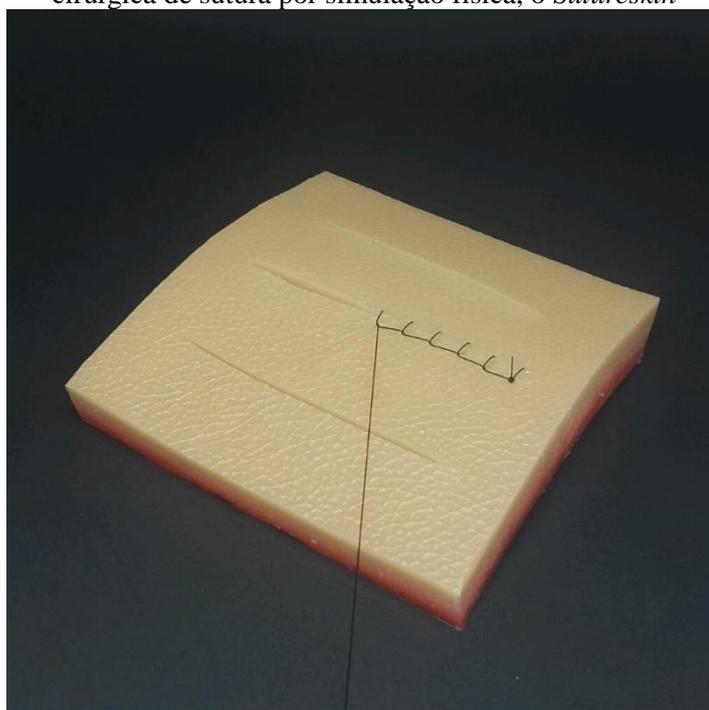
De acordo com Hamdorf e Hall (2000), ao longo da maior parte do século XX havia uma deficiência de abordagens sistemáticas para o ensino de habilidades básicas de cirurgia. A expansão do uso de técnicas laparoscópicas na década de 90 tornou evidente a necessidade de estruturar o ensino de técnicas cirúrgicas, devido à grande quantidade de procedimentos cirúrgicos que estavam passando a ser feitos de maneira laparoscópica sem avaliação prévia. O interesse comercial envolvido, uma vez que este tipo de cirurgia tende a ser mais rápida e menos custosa, também representa um fator importante neste contexto.

A aquisição de habilidades cirúrgicas, que são essencialmente habilidades motoras, é relacionada com o chamado domínio psicomotor da taxonomia dos objetivos educacionais proposta por Bloom e colaboradores, como sintetizado por Bastable et al. (2011). O aprendizado de habilidades motoras passa por estágios cognitivos, que são relacionados com a percepção do aprendiz em relação ao seu posicionamento, às ações que devem ser realizadas, dentre outros; estágio de integração, no qual a sequência dos passos mecânicos a serem seguidos é compreendida; e o estágio de automação, no qual há preocupação com a velocidade, a eficiência e a precisão na realização da tarefa motora em questão (HAMDORF; HALL, 2000).

Um aspecto importante no aprendizado de habilidades físicas e motoras é a prática repetida, o que no contexto do treinamento cirúrgico pode ser um problema. De acordo com Gottlieb, Vervoon e Buchanan (2013) e Rhienmora et al. (2011), o treinamento de estudantes para procedimentos cirúrgicos é muitas vezes desenvolvido em manequins ou peças de

animais, uma vez que estes podem ser encontrados mais facilmente e com custo associado relativamente baixo. Esses materiais podem, no entanto, ser utilizados apenas uma ou poucas vezes, na maioria dos casos. Isto significa que a cada determinado número de vezes que um estudante for praticar um procedimento, precisará de um novo conjunto de materiais, o que elevaria os custos e tornaria tal prática inviável. A Figura 2 mostra um exemplo de material utilizado no ensino de técnicas de incisão e, principalmente, de sutura, o *Sutureskin*.

Figura 2: Exemplo de material utilizado para aprendizado da técnica cirúrgica de sutura por simulação física, o *Sutureskin*



Fonte: Página da Sutureskin, 2016².

Tendo em vista essa problemática, bem como a evolução das técnicas cirúrgicas e a forte transição das cirurgias convencionais para as laparoscópicas, estudos vêm sendo realizados com o objetivo de propor novas abordagens para a educação médica. Temos, por exemplo, o trabalho de Usón-Gargallo et al. (2013), onde é proposto um modelo de formação piramidal para o ensino cirúrgico com quatro níveis, o qual é atualmente aplicado em um centro de cirurgia mexicano, o *Centro de Cirugía de Mínima Invasión Jesús Usón*. No primeiro nível deste modelo é preconizado o uso de simuladores, tanto físicos quanto virtuais, para o aprendizado de conceitos de ergonomia, do instrumental cirúrgico e habilidades laparoscópicas básicas. São realizados dez exercícios de maneira repetida nos simuladores, até

² Disponível em: <http://www.sutureskin.com.br/kits-de-sutura/kit-sutureskin-classic/>

que os alunos atinjam os requisitos necessários para prosseguir para a próxima etapa. Assim, é possível perceber que o uso de simuladores é capaz de trazer contribuições importantes para o ensino médico, e é neste contexto que se inserem os simuladores com realidade virtual.

Além da prática repetida, os simuladores com RV possuem outras vantagens, como a redução de riscos tanto para o profissional quanto para o paciente e a possibilidade de integrar técnicas de avaliação automática (MORAES; MACHADO, 2014). Paiva (2014) elenca possíveis aplicações de simuladores com RV para a área de saúde, incluindo treinamento e educação, planejamento cirúrgico, reabilitação, diagnósticos a distância e simulação de pacientes virtuais.

O uso de ferramentas deste tipo no ensino de habilidades cirúrgicas pode ser fundamental para lidar com dois problemas existentes no contexto médico. O primeiro é relacionado à redução da quantidade de erros médicos que ocorrem nos centros cirúrgicos. Makary e Daniel (2016) estimam que erros médicos são a terceira maior causa de morte nos Estados Unidos, chegando a um número de 251000 mortes por ano, ficando atrás apenas das mortes causadas por câncer e doenças cardíacas. No Brasil, o quadro é similar: em 2013, o número de óbitos provocados por causas externas, o que engloba (mas não se restringe a) erros médicos, se situa também abaixo apenas das mortes causadas por doenças do aparelho circulatório e neoplasia (COUTO; PEDROSA; ROSA, 2016). A prática repetida via simuladores pode ajudar a reduzir a incidência deste evento.

O outro problema relevante neste contexto é o da saúde dos próprios aprendizes. Durante seu período de treinamento, quando é estabelecido o primeiro contato real com pacientes vivos e espera-se que os internos sejam capazes de realizar suas atividades de maneira correta, mesmo com a falta de experiência, existe grande pressão sob estas pessoas, que acaba afetando diretamente sua saúde física e mental. De acordo com Ey et al. (2016), a prevalência de depressão, estafa e tendências suicidas entre estudantes de medicina supera a da população em geral: entre 50% e 70% dos residentes exibe sinais de estafa e de 6% a 12% já tiveram pensamentos suicidas. Um dos fatores que causa este tipo de comportamento são os problemas de autoconfiança, que podem ser remediados, em algum grau, por métodos de treinamento diferentes, como os simuladores.

A incisão cirúrgica é um dos fatores que compõe o quadro de erros médicos, devido às complicações que podem surgir caso ela não seja realizada corretamente. Ela pode ser definida como uma ferida feita especialmente durante cirurgias ao se cortar o corpo (INCISION, 2017) e, inclusive, refere-se a ela muitas vezes como ferida cirúrgica (*surgical*

wound), já que uma série de cuidados pós-operatórios são necessários para evitar infecções e garantir a recuperação adequada do paciente (DUMVILLE et al., 2013).

O planejamento das incisões é fundamental, uma vez que elas devem fornecer alto grau de exposição do campo cirúrgico, facilitar o uso de técnicas reconstrutivas e maximizar os resultados tanto do procedimento cirúrgico quanto da recuperação do paciente no sentido estético (TUBACHI et al., 2013). Patnaik, Singla e Bansal (2001) destacam três características essenciais para as incisões: a acessibilidade, a extensibilidade e a segurança. Acessibilidade é relacionada com a capacidade de se alcançar a estrutura anatômica que será explorada e realizar o procedimento necessário. A extensibilidade tem relação com a habilidade de aumentar a incisão em uma direção que facilite a operação, mas não danifique as funções do corpo. Finalmente, segurança, neste contexto, se relaciona à manutenção das funções corporais do paciente e ao cuidado com as estruturas circunjacentes ao local da incisão.

Tubachi et al. (2013) discutem especificamente sobre incisões utilizadas em cirurgias para remoção de tumores na cavidade oral e orofaríngea, listando características para as incisões que são desejáveis em geral. A incisão deve ter pontos de referência bem definidos, permitir a exposição do local da cirurgia, garantir a vascularização adequada da pele, facilitando a recuperação, deve ser fácil de reparar, proteger nervos importantes circunjacentes a ela, incluir cicatrizes prévias que existam na região (por razões estéticas), permitir a extensão (caso necessário) e deve ser fácil de ensinar.

Não há um método exato a ser seguido para a realização de todas as incisões. Cada uma delas depende do local e do procedimento que será realizado. Existem diversas abordagens diferentes para incisões nas distintas regiões do corpo humano e novos tipos são descobertos todos os anos a partir de experimentos clínicos realizados, como é o caso do trabalho de Inoue et al. (2016), que descreve um novo tipo de incisão para o tratamento de aneurisma aórtico.

Aprofundando os conceitos básicos de acessibilidade, extensibilidade e segurança explicados anteriormente, quatro grupos principais de conceitos podem ser estabelecidos: a anatomia, o estado clínico do paciente, a instrumentação e a técnica.

Ao se planejar uma incisão, um fator imprescindível de se observar é a anatomia do local onde a operação ocorrerá. Isto significa que a região da incisão deve ser estudada, bem como suas estruturas adjacentes (veias, artérias, glândulas e outras estruturas). Todos os três conceitos básicos são diretamente influenciados pela anatomia, visto que cada região do corpo

irá requerer diferentes formas de acesso, distintas formas para extensão da incisão e diferentes considerações sobre segurança (NETTER, 2008).

O estado clínico engloba eventuais alterações fisiológicas que o paciente estiver experienciando no momento da incisão, bem como doenças que possam interferir com o procedimento. Não é recomendável realizar procedimentos cirúrgicos em pacientes com alterações em sua pressão arterial, taxa de glicose ou outros fatores similares. Além disso, pacientes que apresentem alguma condição que influencia na sua capacidade de cicatrização devem ser tratados com cuidados especiais no que diz respeito a incisões, sendo alguns tipos não recomendados para eles. No caso de o paciente apresentar algum ferimento ou queimadura na região da incisão, é recomendável que se espere tal condição atingir um estado estável para realizar a incisão (WHO, 2009).

A instrumentação é importante para garantir tanto o acesso necessário à região desejada quanto para garantir a segurança do paciente, já que lâminas muito grandes ou espessas podem atingir e perfurar as estruturas adjacentes. A cauterização também pode ser considerada importante, pois ela ajuda a controlar o sangramento na região, garantindo a visibilidade para o cirurgião (UNDERWOOD, 2015).

Finalmente, a técnica de incisão é relacionada aos três conceitos básicos, além de ser diretamente relacionada à anatomia. A região da incisão e o procedimento que será realizado determinarão a técnica de incisão que será utilizada, e esta, por sua vez, possui extensão e profundidade próprias. Existe uma série de técnicas de incisão diferentes, cada uma com suas respectivas peculiaridades, como pode ser visto nos trabalhos de Patnaik, Singla e Bansal (2001) e Ellis e Zide (2008).

Fornecer uma forma de aprender estas incisões e praticá-las representa, então, um desafio para a educação de novos cirurgiões. Esse desafio é ainda maior quando se leva em consideração que deve ser realizada a avaliação, pois é necessário definir que critérios têm relevância para cada tipo de incisão e como eles serão avaliados, levando-se em consideração os objetivos e os requisitos básicos de cada tipo de incisão.

2.1.1 Fraturas na sínfise mandibular e a incisão submentoniana

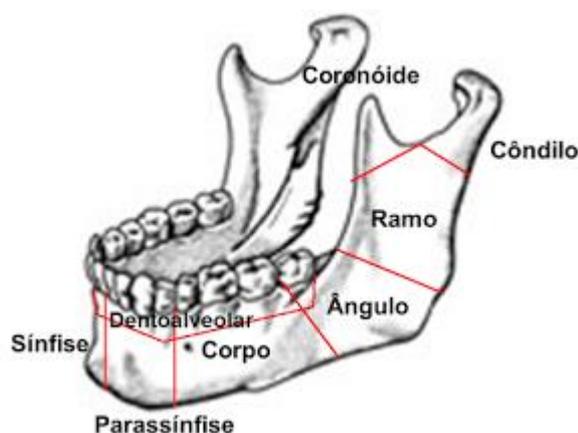
Fraturas mandibulares representam o segundo tipo de lesão facial mais comum na região bucomaxilar. Elas podem ser caracterizadas de variadas maneiras, dependendo de fatores como local, fatores culturais, tecnológicos, dentre outros, e possuem também causas

variadas, podendo ser provocadas por agressões, acidentes esportivos ou outros acontecimentos (ZARPELLON et al., 2015).

Diversos estudos sobre a prevalência e a incidência das fraturas mandibulares já foram realizados (MORRIS et al., 2015; MOTAMEDI et al., 2014; EDWARDS; BURKE; FOWELL, 2017). Morris et al. (2015) fizeram um estudo com 4143 casos de fraturas tratados em um hospital do Texas. Neste estudo, constatou-se que este tipo de agravo é mais comum em pessoas do sexo masculino, na faixa etária de 21 a 30 anos, sendo as principais causas os conflitos interpessoais e as colisões entre veículos. Os tipos mais comuns são as fraturas de ângulo, na sínfise mandibular e no côndilo.

No Brasil, diferentes estudos também foram realizados sobre fraturas nesta região (SILVA et al., 2011; RIBEIRO et al., 2012; SARMENTO; CAVALCANTI; DOS SANTOS, 2008). Os dados trazidos por eles apontam que este tipo de fratura é mais comum em indivíduos do sexo masculino, sendo a causa principal os acidentes de trânsito. As regiões da mandíbula mais afetadas por fratura são o côndilo, a parassínfise e o corpo mandibular. O tratamento mais comumente utilizado é a reconstrução mandibular com placas de titânio (SILVA et al., 2011; ZARPELLON et al. 2015). A Figura 3 traz uma ilustração da região da mandíbula, evidenciando as porções mais comumente afetadas por fraturas. A região da parassínfise, não explicitamente demarcada na figura, corresponde à porção frontal da mandíbula, acima da protuberância mental, onde os dois lados do osso se encontram.

Figura 3: Regiões da mandíbula



Fonte: Futuro Cirurgião Buco-Maxilo-Facial (2012)³.

³ Disponível em: <http://fctbmf.blogspot.com.br/2012/02/principios-de-tratamento-das-fraturas.html>

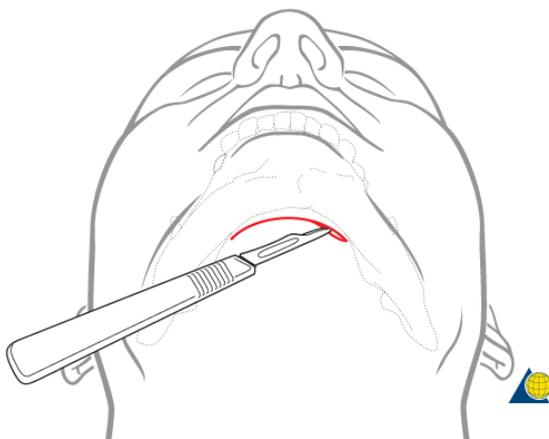
Visando ao entendimento do procedimento de reconstrução e, especificamente, da incisão a ele associada, foram consultados os livros de Netter (2008) e Ellis e Zide (2008) e foi realizada uma entrevista com um cirurgião bucomaxilar, durante a qual alguns questionamentos relacionados à incisão foram respondidos. O Quadro 1 condensa as informações obtidas a partir destas fontes e a Figura 4 ilustra o local e o formato do corte.

Quadro 1: Informações relacionadas à incisão submentoniana

Histórico e estado clínico do paciente	A incisão não é recomendada para pacientes com problemas de cicatrização ou pacientes com queimaduras ou ferimentos expostos
Instrumento utilizada para a incisão	Lâminas 15 ou 15C
Antisséptico	Clorexidina ou PVPI
Local da incisão	A incisão deve ser feita na dobra da pele, 1 cm abaixo da borda da mandíbula, sendo paralela a esta borda se ela estiver na dobra submentoniana ou, caso não esteja, 0,5 cm abaixo e atrás da sínfise, de forma que a cicatriz fique oculta.
Extensão da incisão	Para fraturas simples, a incisão normalmente tem de 2 a 2,5 cm.
Profundidade da incisão	A profundidade da incisão varia de acordo com a quantidade de tecido adiposo (gordura) do paciente. Para um paciente adulto de 70Kg e 40 anos, a incisão média é de 0,8 cm.
Trajetória da incisão	Paralela à borda da mandíbula. Deve-se tomar cuidado com o nervo marginal da mandíbula, pois se este for atingido pela incisão, pode ocasionar problema de mímica facial. Deve-se tomar cuidado também com a artéria facial, a veia facial e a glândula submandibular.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 4: Esquema da incisão submentoniana



Fonte: AO Foundation, 2008⁴.

Outras informações de interesse também foram obtidas:

- Este tipo de incisão ocasiona sangramento considerável (a região é bem irrigada por vasos sanguíneos).
- Uma alternativa para esta incisão é a incisão intraoral, que possui vantagens estéticas e de cicatrização, mas que apresenta um risco de infecção maior.
- Pacientes do sexo masculino devem estar de barba feita.

2.2 INCISÃO CIRÚRGICA DO PONTO DE VISTA COMPUTACIONAL

A simulação de técnicas de incisão em *softwares* voltados para o uso na área de saúde deve se preocupar em ser eficiente, robusta e realista. Para isso, três componentes se destacam na implementação da chamada incisão virtual, de acordo com Wu, Westermann e Dick (2014): a detecção de colisão entre o instrumento de incisão e o objeto a ser cortado, a simulação do corpo como um objeto deformável (com características de elasticidade) e, finalmente, a atualização da representação geométrica e topológica do modelo utilizado para comportar a incisão.

Na maioria das vezes, os objetos tridimensionais, vistos no computador ao utilizar um simulador, são representados internamente como um conjunto de polígonos ou poliedros

⁴ Disponível em:

https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=approach&contentUrl=srg/91/04-Approaches/A50_Submental.jsp&bone=CMF&segment=Mandible&approach=Submental

(triângulos ou tetraedros, em geral) chamados de primitivas. A conformação destes objetos geométricos no espaço, isto é, o posicionamento deles e sua vizinhança, forma a topologia do objeto. A incisão é, então, uma operação topológica que rearranja as primitivas, subdividindo-as e movimentando-as para gerar uma lacuna no objeto. Os instrumentos de incisão (bisturis, lâminas, serras, dentre outros) também serão representados no simulador como objetos compostos por primitivas. Para saber, então, quando realizar a incisão, o sistema deve ser capaz de detectar quando e onde as primitivas do instrumento e do órgão que será cortado estão em contato: esta tarefa recebe o nome de detecção de colisão (TANG et al., 2011). Finalmente, ao tocar o órgão com o instrumento de incisão e ao realizar a incisão, é esperado que haja contração ou relaxamento dos tecidos envolvidos no processo, bem como o eventual rompimento do tecido devido à incisão, já que os tecidos do corpo humano apresentam elasticidade. À simulação destes fenômenos físicos, dá-se o nome de deformação (KOT, 2014).

É fornecida uma visão geral de um algoritmo de corte na seção 2.2.1 e posteriormente tem-se uma visão mais aprofundada dos três componentes da incisão computacional: a representação geométrica e topológica na seção 2.2.2, detecção de colisão na seção 2.2.3 e deformação na seção 2.2.4.

2.2.1 Visão geral do algoritmo de incisão computacional

A partir do entendimento de que um algoritmo de incisão computacional deve possuir os três componentes já explicitados, é possível dividir em passos específicos como esta tarefa poderá ser realizada em um simulador. É importante notar que há tarefas a serem feitas antes, durante e após a realização da incisão.

Antes da realização da incisão é necessário realizar uma etapa de inicialização do sistema, isto é, preparar o *software* e os componentes que ele utilizará ao longo de sua execução. Esta etapa envolve:

1. Definição do(s) órgão(s) e do(s) instrumento(s) de incisão envolvidos na cirurgia simulada;
2. Criação ou obtenção de modelos tridimensionais dos objetos definidos no passo 1, o que envolve também a escolha da primitiva que será utilizada na representação destes;
3. Leitura do(s) arquivo(s) que armazenam os dados dos modelos obtidos no passo 2;

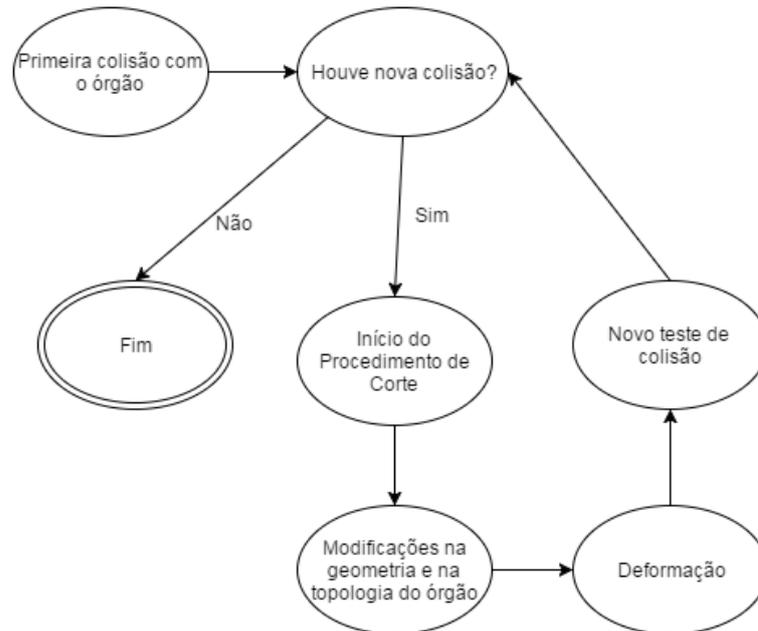
4. Implementação de estruturas de dados para os dados lidos dos arquivos no passo 3. Estas estruturas de dados devem, preferivelmente, fornecer formas de acesso simplificado a primitivas vizinhas (definição da topologia);
5. Preparação das estruturas de dados associadas à detecção de colisão e deformação.

Com estes passos concluídos é possível que o usuário comece a interagir com a aplicação. O procedimento de incisão tem início a partir do momento em que, durante esta interação, haja colisão entre o instrumento de incisão e o órgão e é finalizado quando esta colisão deixa de ocorrer. À medida que o instrumento é movimentado, a modificação na topologia do órgão é feita e a deformação é aplicada, conforme mostrado no diagrama da Figura 4, elaborado a partir do exposto em Bruyns et al. (2002) e Choi (2006). A Figura 4 se restringe aos relacionamentos entre os três componentes básicos da incisão, mas outros componentes podem ser acrescentados à simulação para torná-la mais realista, como o uso dos dispositivos hápticos e a aplicação de técnicas de dinâmica de fluidos. O acréscimo desses componentes deve ser considerado cuidadosamente, pois eles devem ser incorporados de forma e em momentos específicos da simulação.

A partir do momento em que o usuário puder interagir com o cenário da simulação, existe a chance de que seja provocada uma colisão entre os modelos do órgão e do instrumento de incisão e, por conta disso, o algoritmo de detecção de colisão deve estar em constante execução. Quando ocorrer a primeira colisão entre instrumento de incisão e órgão, a rotina de incisão pode ser iniciada, mas para a concretização da incisão, é necessário que haja uma segunda colisão entre os objetos de interesse, consolidando então os pontos inicial e final. Com estes dois pontos é possível realizar os cálculos necessários para criar a abertura, o que envolve a geração de novos vértices e arestas e/ou a subdivisão das primitivas existentes. À medida que estas modificações estão ocorrendo, deve ser feita a atualização dos dados relacionados à deformação, a qual deve ser calculada e exibida para o usuário.

Ao final destas etapas é necessário consultar o sistema de detecção de colisão novamente para descobrir se a incisão ainda se estenderá ou se foi finalizada. No primeiro caso, os passos anteriores são repetidos e, no segundo, o processo de incisão é encerrado. Todo esse procedimento é resumido na Figura 5.

Figura 5: Esquema de funcionamento de um algoritmo de incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após o término do procedimento de incisão, isto é, a partir do momento que não for detectada outra colisão entre instrumento e órgão, dá-se início a etapa final do processo, na qual algumas medidas devem ser tomadas para garantir a integridade do sistema, como a atualização das estruturas de dados envolvidas. Pode-se ainda, nesta etapa, executar outros procedimentos que melhorem o desempenho ou a qualidade em geral do sistema, como é o caso do chamado *remeshing*. O *remeshing* é um processo que busca melhorar a qualidade da malha no momento ou após as subdivisões provocadas pela incisão, eliminando triângulos muito pequenos e reorganizando a malha de maneira que torne os algoritmos mais eficientes e mais numericamente estáveis (BRUYNS et al., 2002).

2.2.2 Representação geométrica e topológica

Os órgãos do corpo humano são estruturas extremamente detalhadas. Eles possuem formatos específicos, subdivisões, uma rede de vasos sanguíneos que os irrigam, dentre outros componentes (NETTER, 2008). Caso se decida analisá-los de forma sistêmica, ou seja, em conjunto com os outros órgãos contidos no mesmo sistema, ou em nível celular, a complexidade cresce ainda mais.

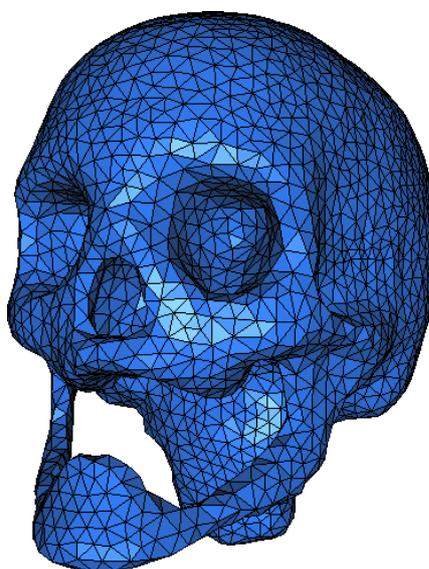
É importante que esta complexidade seja fielmente representada em um sistema que deseje simular operações que envolvam estes órgãos. Para isto, é preciso encontrar métodos para descrever matematicamente estas estruturas, de forma que a complexidade seja capturada

e os dados possam ser armazenados na memória do computador. Existe, no entanto, um problema neste processo: quanto mais detalhes forem capturados no modelo, maior será o volume de dados gerado que, por sua vez, exigirá mais recursos computacionais para seu armazenamento e processamento. Isto significa que modelos extremamente precisos podem exigir uma quantidade de recursos computacionais que excede a capacidade de determinadas máquinas, tornando o uso do sistema inviável nestas. Deve haver então um compromisso entre o detalhismo do modelo, que afeta diretamente o realismo da aplicação, e o desempenho do sistema do ponto de vista computacional (SELLERS; WRIGHT JR; HAEMEL, 2013).

No universo da Computação Gráfica é comum utilizar figuras geométricas simples para modelar objetos mais complexos, como é o caso dos órgãos. Estas figuras recebem o nome de primitivas. Pode-se citar como exemplos de primitivas os pontos, as retas, os triângulos, os quadriláteros e os tetraedros, dentre outras.

A escolha da primitiva utilizada para representar objetos dentro de um sistema computacional é feita com base no objetivo que se deseja alcançar: cada primitiva produz uma forma de visualização diferente e requer algoritmos diferentes para o tratamento de componentes como iluminação, texturização e subdivisão, como ocorre ao se realizar a incisão. Tradicionalmente, o triângulo é a primitiva mais utilizada devido às suas características geométricas que facilitam a modelagem matemática dos algoritmos que serão empregados sob o modelo, como suas propriedades trigonométricas e suas propriedades vetoriais, dentre outras. A Figura 6 apresenta um modelo de um crânio representado com primitivas triangulares.

Figura 6 - Modelo de crânio representado com primitivas triangulares



Fonte: The Computational Geometry Algorithms Library, 2015⁵.

Uma vez definida a primitiva a ser utilizada, é necessário subdividir o objeto real em um conjunto destas primitivas e organizá-las na memória do computador em um formato específico. No caso dos triângulos, em particular, diz-se que é feita uma triangulação do objeto. Esta é uma tarefa já bastante explorada na CG, com um número significativo de soluções propostas, sendo a Triangulação de Delaunay (DE BERG et al., 2008) um destaque nesse contexto, devido a sua formulação que busca minimizar o número de triângulos de pequenas dimensões gerados, os quais podem causar instabilidades numéricas no sistema.

Ainda em se tratando de primitivas triangulares, a questão de armazenamento dos dados em memória também já possui soluções conhecidas. Considerando que triângulos são compostos por três pontos, a abordagem mais comum é representar estas primitivas como conjuntos de três pontos em sequência. Esta abordagem gera, no entanto, o inconveniente de ter que repetir vértices que sejam compartilhados por mais ou mais triângulos. Para resolver este problema tem-se a representação por índices, que atribui um número (um índice) a cada vértice do objeto e forma os triângulos a partir de combinações de três desses índices (SELLERS; WRIGHT JR; HAEMEL, 2013).

Ambas as abordagens descritas apresentam ainda outro problema, que é de grande importância no contexto da simulação de incisões: não há indicação explícita da vizinhança dos triângulos, isto é, a partir de um dado triângulo é computacionalmente custoso descobrir quais são os vizinhos deste triângulo (ou seja, quais triângulos compartilham vértices ou arestas), o que significa que essas abordagens sozinhas não conseguem descrever bem a topologia do objeto. Para isto é necessário, então, incluir estruturas de dados adicionais para auxiliar esta descrição e facilitar, finalmente, a realização da incisão, já que se espera que a incisão se estenda por uma porção do objeto que compreende mais de uma primitiva.

Apesar da popularidade dos triângulos, outras abordagens também vêm sendo exploradas cada vez mais nos últimos anos. O uso de malhas com tetraedros, por exemplo, é visto como forma de melhorar o realismo dos modelos gráficos, pois com este tipo de primitiva é possível representar informações no interior das malhas, fazendo com que elas deixem de ser ocas (ANDO; THUREY; WOJTAN, 2013; KOSCHIER; LIPPONER; BENDER, 2014). Outras abordagens que vêm ganhando popularidade são as que utilizam voxels e as que utilizam partículas. É importante observar, no entanto, que junto à melhora da

⁵ Disponível em: http://doc.cgal.org/latest/Surface_mesher/index.html

qualidade gráfica que estas primitivas proveem, também estão associados o aumento de custo computacional e de complexidade algorítmica.

2.2.3D detecção de colisão

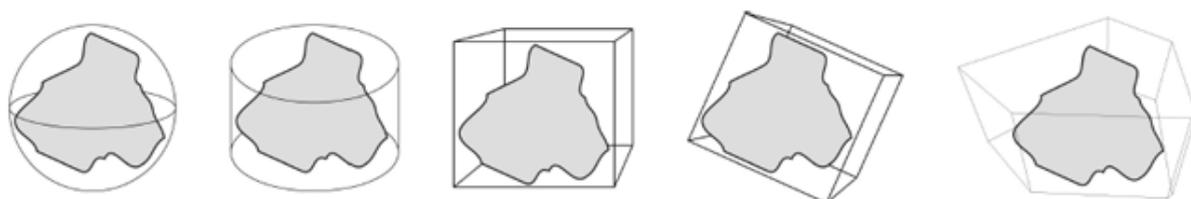
A detecção de colisão é elemento de grande parte das aplicações que envolvem computação gráfica, realidade virtual e/ou simulações físicas, pois com ela pode-se melhorar o realismo do ambiente a partir da ativação de eventos. Em um ambiente virtual de simulação cirúrgica é fundamental detectar os contatos entre os objetos envolvidos na cena, como uma pinça tocando em um órgão, já que a detecção dessas colisões é necessária para ativar outros processos, como os de deformação e o próprio processo de incisão (ERICSON, 2004).

Apesar de ser necessária em aplicações de simulação cirúrgica, a integração de um sistema que detecte colisões é uma atividade que requer uma etapa de planejamento, podendo comprometer de forma dramática o desempenho do programa. Consideremos, por exemplo, um cenário de uma sala de cirurgia que contém modelos tridimensionais para diversos objetos, como a mesa de cirurgia e os instrumentos cirúrgicos, por exemplo; e para as pessoas envolvidas (paciente, médico, enfermeiros, dentre outros). No contexto da simulação de incisão, precisamos detectar pontos exatos de colisão, isto é, não é suficiente saber que dois objetos colidiram, é necessário saber o local exato da colisão, o que significa que é necessário checar colisões em nível de primitivas.

Os algoritmos com maior precisão requerem cálculos com custo computacional relativamente alto (como divisões e radiciações), o que ainda é agravado pela complexidade dos modelos (a grande quantidade de primitivas) envolvidos neste tipo de simulação (BRADSHAW; O'SULLIVAN, 2004). Isto torna o processo de desenvolvimento do programa difícil ou até mesmo inviável, pois se o programa for aguardar pelo término de todos os cálculos, a renderização (a exibição da cena para o usuário) sofrerá atraso, diminuindo a quantidade de *frames* por segundo.

Para lidar com este problema, é comum transformar o sistema de detecção de colisão em uma cadeia hierárquica: a detecção começa entre objetos grandes e a cada etapa passa por um refinamento, até se chegar ao local exato. O objetivo dessa estrutura hierárquica é, então, reduzir a quantidade de cálculos necessários e, indiretamente, diminuir a complexidade geométrica dos modelos (MIRTICH, 1997). Diz-se, então, que o processo de detecção de colisão divide-se em duas fases, que recebem o nome de fase *broad* e fase *narrow*.

A fase *broad* da detecção de colisão, muitas vezes chamada de pré-teste de colisão, busca agilizar o processo de detecção de colisão através da simplificação da geometria dos modelos envolvidos e de testes de alto desempenho, mas que trabalham com um nível de precisão menor. O conceito fundamental desta fase é o de volumes envolventes (VEs) ou limitantes (do inglês, *Bounding Volumes*). Esses volumes são objetos de geometria simples, como caixas ou esferas, que são utilizados para envolver outros objetos de geometria mais complexa. Devido à simplicidade desses VEs, os testes de colisão entre eles são também bastante simples, apresentando então uma forma rápida de detectar colisão entre dois objetos diferentes. O problema, no entanto, é que os objetos obviamente não são capazes de capturar toda a complexidade dos modelos originais, o que pode ocasionar, então, resultados errados nos testes (falsos positivos). Existem, no entanto, VEs mais complexos, que tentam se aproximar mais do formato original do objeto, a fim de combater este problema (ERICSON, 2004). A Figura 7 mostra alguns exemplos de VEs.

Figura 7: Exemplos de Volumes Envolventes

Fonte: Denison Tavares, 2006⁶.

A partir da Figura 6 é possível observar que todos os VEs utilizados apresentam algum espaço vazio, e é este espaço que pode gerar resultados errados nos testes de colisão. É importante observar, neste contexto, dois detalhes: primeiramente, existe um contrabalanço entre precisão do VE e velocidade do teste, isto é, quanto mais preciso o VE, mais custoso será seu teste de colisão (e também sua geração). Em segundo lugar, a geometria do objeto envolvido pode ser interpretada como um indicativo do VE que melhor se adapta a ele, por exemplo, é de esperar que um objeto arredondado seja melhor envolvido por esferas do que por caixas (ERICSON, 2004).

A fase *broad* da detecção de colisão, independente do VE utilizado, passa a servir como ativadora para a fase *narrow*, além de fazer uma filtragem rápida dos objetos, descartando aqueles que não se encontram em colisão de maneira ágil.

A fase *narrow* é ativada quando dois VEs retornam um resultado afirmativo para seu respectivo teste colisão na fase *broad*. Nesta fase o objetivo é chegar ao local da colisão de maneira precisa, isto é, em nível de primitiva ou até mesmo além disso (pontos dentro de primitivas). Os objetos que estão em colisão, de acordo com a fase *broad*, chegam então a esta fase e são testados primitiva a primitiva. Como é de se esperar, o custo computacional associado a este processo é elevado, fazendo com que esta fase seja responsável por consumir tempo de processamento considerável (MIRTICH, 1997). Recomenda-se, então, só se utilizar deste tipo de teste quando o alto nível de precisão realmente for necessário, o que é, de fato, o caso da simulação de incisões.

É importante observar a dependência que o teste de colisão tem em relação à representação geométrica dos modelos. Os testes variam de acordo com as primitivas

⁶ Disponível em: <http://www.inf.ufrgs.br/~dlmtavares/portfolio.html>.

envolvidas, e recebem nomes que representam este fato, como os testes Triângulo-Triângulo e Reta-Triângulo, por exemplo (ERICSON, 2004).

Existem ainda outras abordagens para acelerar e/ou melhorar a tarefa de detecção de colisão. Pode-se citar, como exemplo, o uso das estruturas de dados espaciais, como as *kd-trees* (árvores k-dimensionais) ou as *BSP-trees* (*Binary Space Partition Trees*), que particionam o espaço de forma particular e fornecem algoritmos de bom desempenho para a localização de pontos de colisão (ERICSON, 2004).

2.2.3.1 O algoritmo de Moller e Trumbore

O algoritmo de Moller e Trumbore (MÖLLER; TRUMBORE, 2005), que se preocupa com a detecção de colisões entre raios (retas) e triângulos constitui um exemplo de algoritmo de detecção de colisão *narrow*. Ele é considerado algoritmo de referência para detecção de colisão entre raios e triângulos, já que tem custo computacional satisfatório e se mostra mais econômico que outros algoritmos com mesmo propósito em termos de consumo de memória.

A ideia geral do algoritmo é utilizar as equações paramétricas destas primitivas (Equações 1 e 2) e calcular o ponto de interseção de forma analítica. A Equação 1 representa um triângulo escrito em função de suas coordenadas baricêntricas, u e v , sendo V_0 , V_1 e V_2 seus vértices. É interessante, no contexto da computação gráfica descrever os triângulos utilizando este sistema de coordenadas, uma vez que ele pode ser aproveitado para o mapeamento de texturas e outras tarefas. Já a Equação 2 descreve um raio utilizando um ponto de origem O , um vetor de direção D e o parâmetro λ , o qual controla o deslocamento a partir da origem na direção D .

$$T(u, v) = (1 - u - v)V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (1)$$

$$R(\lambda) = O + \lambda D \quad (2)$$

O problema de detecção do ponto em que estas duas primitivas entram em contato pode ser descrito então pela Equação 3, que pode ser reescrita matricialmente, como representado na Equação 4, nos dando um sistema de equações lineares que, quando resolvido, nos dá os valores para os parâmetros das equações do triângulo e do raio no ponto em que eles se encontram. De posse da Equação 4, pode-se utilizar a Regra de Cramer (POOLE, 2014) para reescrever a equação em termos de produtos internos e vetoriais e é esta

última derivação, mostrada na Equação 5, que dá origem ao algoritmo implementado computacionalmente.

$$O + \lambda D = (I - u - v)V_0 + uV_1 + vV_2 \quad (3)$$

$$[-D, V_1 - V_0, V_2 - V_0] * [t \ u \ v]^T = O - V_0 \quad (4)$$

$$\begin{bmatrix} \lambda \\ u \\ v \end{bmatrix} = \frac{1}{(D \times E_2) \cdot E_1} \begin{bmatrix} (T \times E_1) \cdot E_2 \\ (D \times E_2) \cdot T \\ (T \times E_1) \cdot D \end{bmatrix}, \text{ onde } \begin{matrix} E_1 = V_1 - V_0 \\ E_2 = V_2 - V_0 \\ T = O - V_0 \end{matrix} \quad (5)$$

Haverá colisão, portanto, quando o sistema de equações possuir solução. Os pontos utilizados para compor a trajetória da incisão são obtidos então a partir da repetida aplicação deste algoritmo a medida em que o usuário movimentar o instrumento de incisão no ambiente virtual.

2.2.4 Deformação

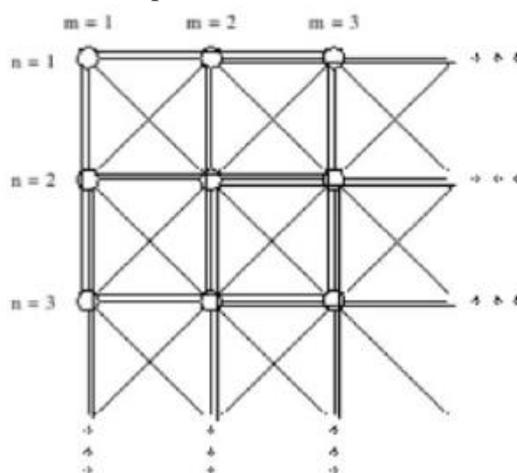
A inclusão de técnicas de deformação em simulações com RV é geralmente opcional, mas contribui para o aumento do realismo da aplicação. A deformação ganha um papel importante nos simuladores cirúrgicos, pois com ela é possível passar para o usuário a impressão visual que ele teria ao tocar ou cortar um órgão real, isto é, ver a pele sendo pressionada à medida que se aprofunda o instrumento de incisão e depois vê-la se contraindo ou relaxando à medida que é cortada.

Três tipos de métodos de deformação podem ser encontrados: os geométricos, os físicos e os híbridos. Nos geométricos, conceitos matemáticos são utilizados para deformar os objetos, como o uso de curvas com representações paramétricas, por exemplo. Os métodos físicos unem conceitos físicos, como forças, aos conceitos geométricos. Por fim, os métodos híbridos se preocupam em retirar contribuições dos dois tipos anteriores, possuindo características de ambos (GIBSON; MIRTICH, 1997).

A técnica *Free Form Deformation* (FFD) é um exemplo de método geométrico de deformação. Proposta por Sederberg e Parry (1986), esta técnica se utiliza de *hyper-patches*, que são generalizações tridimensionais de curvas paramétricas, para provocar a deformação. O objeto que deve ser deformado é envolvido por um destes *patches*, que geralmente tem formato de caixa, e é feito então um mapeamento entre pontos do *patch* e pontos do objeto. Dessa forma, quando houver alguma deformação no *patch*, ela será refletida no objeto por meio do mapeamento (CAMPOS; MACHADO, 2008).

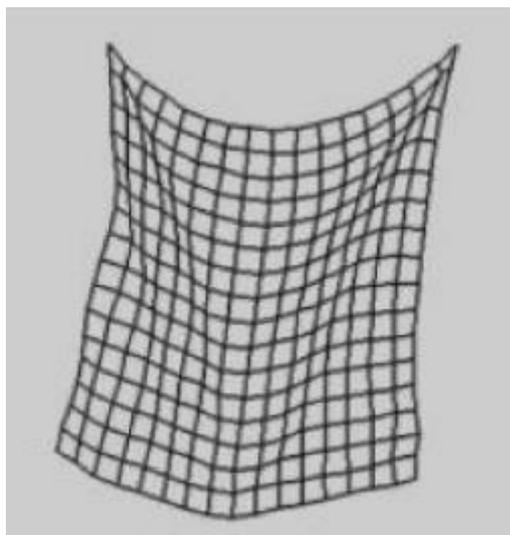
Já como exemplo de método físico, pode-se citar os chamados sistemas massa-mola. Essa estratégia é baseada nos sistemas mecânicos de elasticidade, formulados utilizando a Lei das Molas de Hooke ou alguma variante (CAMPOS; MACHADO, 2008). Para tal, é feita uma abstração da seguinte forma: imagina-se que cada ponto do objeto que será deformado receba uma massa qualquer e as arestas que ligam os diferentes pontos se tornariam molas com massa desprezível. A partir, então, de uma força e uma aceleração geradas por forças externas, seria possível aplicar a Segunda Lei de Newton ($F = ma$), ocasionando o surgimento de um sistema de equações diferenciais ordinárias (EDO), que devem, neste ponto, ser resolvidas com o auxílio de técnicas numéricas para descobrir o deslocamento dos pontos da malha. A Figura 8 mostra uma representação do sistema massa mola e a Figura 9 exibe um resultado de deformação obtido usando este método em uma malha simples.

Figura 8: Modelo conceitual de um sistema massa-mola.
Pontos têm massas específicas e as arestas entre eles são molas



Fonte: CAMPOS; MACHADO, 2008.

Figura 9: Malha de polígonos deformada com o método massa-mola



Fonte: CAMPOS; MACHADO, 2008.

2.3 AVALIAÇÃO DE SIMULAÇÕES EM AMBIENTES VIRTUAIS PARA SAÚDE

Estudantes da área de saúde recebem treinamento supervisionado por seus professores nas universidades e outros ambientes de ensino, utilizando manequins, animais, modelos de órgãos feitos com materiais sintéticos, dentre outros (GOTTLIEB; VERVOORN; BUCHANAN, 2013). Esta abordagem apresenta, no entanto, uma série de problemas, como a falta de diversidade de situações de estudo, a dependência de um profissional qualificado para realizar a supervisão e a avaliação com critérios subjetivos que é feita por estes profissionais (RHIENMORA et al., 2011).

Estas limitações favorecem a utilização de simuladores com RV, pois através do uso destes é possível realizar a prática de atividades múltiplas vezes e em situações diversificadas (GOTTLIEB; VERVOORN; BUCHANAN, 2013). Além disso, existe ainda a possibilidade de reduzir custos e riscos e de substituir materiais caros ou de difícil acesso, que precisariam ser repostos a cada seção de treinamento (MORAES; MACHADO, 2014). Tem-se ainda a possibilidade de promover a colaboração entre profissionais e estudantes de diferentes áreas durante o treinamento, através dos chamados Ambientes Virtuais Colaborativos (PAIVA; MACHADO; VALENÇA, 2013). Todos estes fatores positivos, juntamente com estudos relacionados já realizados na área de treinamento e avaliação, evidenciam os benefícios que o treinamento baseado no uso de simuladores podem trazer. Entretanto, devido à imensa variedade de abordagens e procedimentos cirúrgicos nas diferentes áreas da saúde, ainda é

preciso realizar estudos de validação para que se possa realmente comprovar a viabilidade desta modalidade de treinamento (MCGAGHIE et al, 2011).

A partir das interações dos usuários com o simulador é possível extrair diversas informações que podem ser utilizadas posteriormente para realizar a avaliação do desempenho do indivíduo (MORAES; MACHADO, 2014). No caso das incisões, por exemplo, o sistema seria capaz de coletar informações sobre posição do instrumento a ser utilizado na incisão, força aplicada e extensão da incisão, por exemplo, que podem ser então comparadas com informações presentes na literatura da área ou obtidas através de conhecimento de especialistas. Essas informações, que neste contexto são chamadas de métricas, constituem uma limitação para os sistemas de avaliação, uma vez que elas dificilmente são bem-definidas e seguidas rigidamente no mundo real (WIET et al., 2012).

Esta característica de inexistência ou negligência de métricas introduz incerteza em relação aos valores medidos a partir da simulação, pois torna-se complexo definir, com precisão, o que é certo ou errado. Além disso, é possível considerar também variáveis qualitativas, por exemplo, questões estéticas relacionadas à incisão. Vê-se, então, que além de não existirem métricas universalmente aceitas, os diferentes tipos de variáveis existentes no problema também influenciam na avaliação do usuário. É necessário, portanto, escolher um modelo de decisão que seja capaz de se adequar a essas restrições.

Paiva (2014) descreve cinco propostas de modelos de decisão que podem ser aplicados na avaliação de usuários em seu treinamento e os associam ao tipo de variável que cada um suporta: a lógica clássica, as máquinas de estados finitos, a lógica *fuzzy*, os sistemas especialistas baseados em regras (SEBR) e as árvores de decisão. Já Allen et al. (2010) utilizam outra técnica para avaliar performance em treinamento de laparoscopia, as *Support Vector Machines* (SVMs). O Quadro 2, adaptado de Paiva (2014), condensa estes modelos de decisão, uma breve descrição sobre eles e os tipos de variável que cada um suporta.

A Lógica Clássica é uma forma simples de lógica em que se admite a construção de regras simples utilizando variáveis e os operadores lógicos básicos (conjunção, disjunção, negação e implicação) e de regras compostas por outras regras simples, desde que não haja contradição. Este tipo de modelo pode ser então utilizado para construir regras do tipo “SE condição ENTÃO consequência SENÃO consequência” (PAIVA, 2014). Sistemas em que o fluxo dos acontecimentos esteja bem definido, sendo possível traçar as causas e consequências de cada acontecimento se encaixam bem neste modelo de decisão, como é o caso do *serious game* “Uma Aventura na Floresta da Dentolândia”, desenvolvido por Morais (2011).

Quadro 2: Propostos de modelos de decisão para avaliação do treinamento cirúrgico

Modelo de Decisão	Descrição	Tipo das variáveis
Lógica Clássica	Utilizada quando o problema possui estados com relação de causalidade bem definida.	Binárias, ordinais, intervalares, razões.
Lógica <i>Fuzzy</i>	Utilizada quando se possui dados com imprecisão ou incerteza.	Nominais, ordinais, intervalares, razões.
Sistemas Especialistas Baseados em Regras	Utilizados para modelar cenários definidos a partir de conhecimento de especialistas humanos.	Nominais, ordinais, intervalares, razões.
Árvore de Decisão	Utilizada para organizar o conhecimento a partir do ganho de informação associado aos atributos do problema.	Nominais, ordinais, intervalares, razões.
Máquinas de Estado Finitas	Fluxo de simulação e circuitos lógicos. Composto por estados e regras de transição.	Binárias, ordinais e razões.
<i>Support Vector Machines</i>	Utilizada para separar dados em classes através da construção de hiperplanos.	Nominais, ordinais, intervalares, razões.

Fonte: Adaptado de Paiva (2014).

A Lógica *Fuzzy* se assemelha à lógica clássica, mas trata de variáveis especiais, chamadas também de *fuzzy*. Este tipo de variável admite incerteza, isto é, a variável não possui um valor exato, mas sim uma faixa de valores com uma função de pertinência associada. A lógica *fuzzy* é aplicável então em situações que venham a requerer algo mais do que a dicotomia verdadeiro-falso, isto é, aceita-se algo parcialmente verdadeiro ou parcialmente falso (SANTOS et al., 2010).

Sistemas Especialistas Baseados em Regras são programas que visam à tradução do conhecimento de um ou mais especialistas em determinada área do conhecimento para uma linguagem que uma máquina consiga entender e interpretar para gerar avaliações. Esta tradução é feita a partir da geração de regras com a mesma estrutura apresentada na Lógica Clássica, que podem ser fornecidas pelo(s) especialista(s) ou podem utilizar regras advindas de outros modelos de decisão, como as Árvores de Decisão (ALDER et al., 2014), por exemplo.

Segundo Gligorov e Williams (2013), árvores de decisão são classificadores multivariados construídos a partir da varredura de suas variáveis e a execução repetida de divisões nos dados. Essas divisões são feitas a partir do ganho de informação de cada variável, isto é, a influência que cada variável tem nas decisões finais, com base em dados previamente

fornecidos. As árvores de decisão organizam então as decisões em uma estrutura hierárquica, avaliando apenas uma variável (nó) por vez, e avançando de acordo com os valores (ramos) dos nós até chegar em uma decisão (uma folha da árvore).

Já as Máquinas de Estados Finitos são estruturas lógicas compostas por um número finito de estados e funções de transição para que seja feita a passagem entre estados (MONGA; SINGH, 2012). A Figura 4 deste trabalho, que esquematizou o funcionamento de um algoritmo de incisão cirúrgica, pode ser entendida como um exemplo de máquina de estados finitos.

Finalmente, a ideia da SVM é que dadas duas classes de dados, é possível construir um hiperplano que as separe, de forma que novos dados possam ser classificados de acordo com sua posição relativa ao hiperplano. Esta ideia pode ser então estendida para situações em que há mais de duas classes (conjuntos de hiperplanos) e, ainda, para casos em que os dados não são linearmente separáveis, através de um artifício chamado de *kernel*.

2.3.1 Avaliação automática para incisões cirúrgicas

Para realizar a avaliação automática da incisão, é importante estabelecer as métricas que serão utilizadas no sistema. Allen et al. (2010), em seu trabalho sobre cirurgia laparoscópica, definem algumas métricas que são de interesse no contexto da incisão computacional: o tempo para completar a tarefa, o comprimento do caminho percorrido pelo instrumento de incisão, o volume da menor caixa que contém todas as amostras capturadas com o sensor na ponta do instrumento utilizado e o esforço de controle, que tem relação com as forças que o usuário gerou durante a simulação, as quais são calculadas analiticamente a partir dos dados obtidos.

A incisão é um processo que requer atenção especial desde antes do procedimento cirúrgico propriamente dito ser iniciado, ainda no preparo pré-cirúrgico do paciente. É nesta etapa que o estado clínico e o histórico do paciente são inicialmente obtidos e interpretados e, com base neles, o cirurgião pode decidir seu plano cirúrgico, definir se o paciente está apto para a realização da cirurgia e averiguar se ele possui alguma condição pré-existente que o impeça de prosseguir para o centro cirúrgico naquele momento (PATNAIK; SINGLA; BANSAL, 2001).

Ainda antes da cirurgia, algumas escolhas relacionadas à incisão precisam ser feitas, em especial a escolha do instrumento que será utilizado na incisão (bisturis, serras, eletrocautérios, dentre outros) e a escolha do antisséptico a ser aplicado no local da incisão.

Tal escolha está diretamente associada com a acessibilidade ao corpo do paciente, uma vez que ele será utilizado para gerar a abertura e promover o acesso, mas também está associada à segurança, já que cada parte do corpo requer uma espessura e profundidade de incisão específicos, que depende do local do corpo e das estruturas adjacentes. Além disso, toda incisão traz risco de infecção para o paciente, o que justifica o uso dos antissépticos, mas é necessário observar qual destes produtos é mais apropriado para a região do corpo e para o próprio paciente, uma vez que este pode possuir alguma condição que impeça o uso de determinado antisséptico, como alergias.

Dando início à cirurgia e à incisão em si, tem-se uma série de variáveis físicas que devem ser avaliadas:

- Trajetória da incisão: a incisão deve ser feita seguindo uma trajetória que permita o acesso ao órgão de interesse e que não atinja nenhuma estrutura adjacente;
- Tamanho da incisão: a incisão deve ser longa o suficiente para garantir o acesso ao órgão e garantir a segurança das outras estruturas;
- Profundidade da incisão: segue a mesma lógica do tamanho;
- Localização da incisão: a incisão deve ser iniciada e finalizada em regiões específicas do corpo, dependendo do procedimento.
- Tempo para realização da incisão: a incisão deve ser concluída em tempo razoável, não podendo ser realizada de maneira rápida ou brusca.

É importante observar que estas variáveis estão intimamente associadas à detecção de colisão: o sistema deverá ser capaz de detectar os pontos inicial e final da incisão, bem como pontos intermediários, para que possa aproximar a trajetória da incisão. Além disso, dependendo do instrumento de interação utilizado, será possível obter informações de força e aceleração, o que permitirá o aumento da precisão nas avaliações.

As variáveis físicas apresentadas aqui trazem alguns problemas que devem ser apreciados. Do ponto de vista computacional, a captação de todos os valores necessários representa uma dificuldade, pois é preciso capturar vários pontos ao longo da trajetória para que ela possa ser interpolada com precisão posteriormente, o que pode representar tanto um problema de memória quanto de processamento. Além da complexidade, tem-se o problema de definição de métricas, como já citado. Por mais que haja definições ou guias para a realização de incisões específicas, como pode ser visto no trabalho de Patnaik, Singla e Bansal (2001), os valores contidos nessas obras não são necessariamente aceitos pela

comunidade, podendo haver divergências entre as noções de corretude entre diferentes especialistas na área. Além disso, existem vários tipos de incisões, cada um com suas particularidades, o que significa que um sistema que se proponha a avaliar mais de um tipo de incisão deve ser capaz de apresentar um nível de customização que permita mudar os parâmetros de avaliação.

2.3.2 Support Vector Machine

O trabalho de Allen et al. (2010) lida com avaliação para cirurgia laparoscópica, contando com algumas métricas e metodologias de interesse para a avaliação do corte, sendo uma delas o uso da SVM. O funcionamento deste método é explorado nessa seção.

Assim como explicado anteriormente, a SVM trabalha com a ideia de hiperplanos de separação e margens. As margens do hiperplano são as distâncias do plano aos dados mais próximos dele em cada classe. A SVM busca, então, maximizar essa distância mínima, fazendo o problema se tornar um clássico problema de otimização (FAN; CHEN; LIN, 2005). Para tratar, por fim, de casos que não são linearmente separáveis, utilizam-se os *kernels*, que podem ser entendidos como métodos para alterar a dimensionalidade dos dados, mapeando-os para outro espaço vetorial, onde seja possível separá-los linearmente (HOFMANN; SCHÖLKOPF; SMOLA, 2008) A Figura 10 esquematiza um conjunto de dados com um hiperplano de separação e as respectivas margens.

Existem diversas formulações diferentes de SVM, tratando de diferentes tipos de problemas, como classificação, regressão, dentre outros, como pode ser visto, por exemplo, na biblioteca LIBSVM, descrita por Chang e Lin (2011). Para o caso específico da avaliação de incisões, trataremos do método *C-Support Vector Classification* (C-SVC), que se preocupa em resolver o problema de otimização descrito na Equação 6.

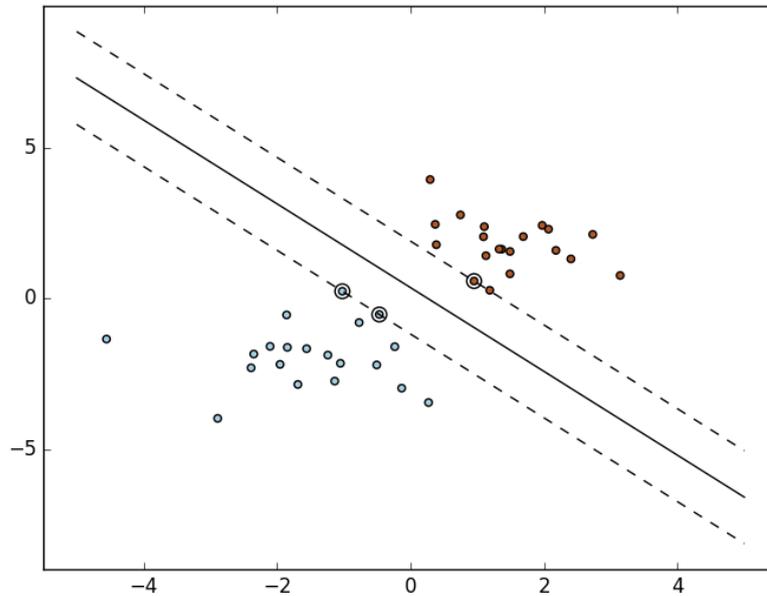
$$\min_{\omega, b, \varepsilon} \frac{1}{2} \omega^T \omega + C \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \quad (6)$$

$$\text{com } y_i(\omega^T \phi(x_i) + b) \geq 1 - \varepsilon_i, \varepsilon_i \geq 0 \text{ e } i \in \{1, N\}$$

Nesta equação, x_i é um vetor de treinamento, y é um vetor indicador, de tal forma que $y_i \in \{-1, 1\}$, N é o número total de vetores de treinamento, $\phi(x_i)$ é uma função que mapeia

o vetor de treinamento para um espaço vetorial de dimensão maior, b é o termo constante do hiperplano de separação e C é o parâmetro de regularização. Como os vetores ω podem ter dimensões altas, o que compromete o desempenho computacional, o problema é modificado para sua versão dual, como mostra a Equação 7.

Figura 10: Esquema de funcionamento da SVM, mostrando o hiperplano de separação e as margens



Fonte: Adaptado de Scikit learn, 2016⁷.

$$\begin{aligned} \min_{\alpha} \quad & \frac{1}{2} \alpha^T Q \alpha - e^T \alpha \\ \text{com } & y^T \alpha = 0, 0 \leq \alpha_i \leq C \end{aligned} \quad (7)$$

Aqui, e^T é um vetor em que todos elementos valem 1, Q é uma matriz N por N em que cada elemento Q_{ij} da matriz tem valor $y_i y_j K(x_i, x_j)$, onde K é a função *kernel*, definida como $K(x_i, x_j) = \phi(x_i)^T \phi(x_j)$. Diferentes funções podem ser utilizadas como *kernel*, mapeando os dados para espaços vetoriais distintos. A escolha do *kernel* a ser utilizado é feita a partir da observação do conjunto de dados e, também, por meio de experimentos com diferentes *kernels* e seus parâmetros específicos. As Equações de 8 a 11 representam alguns *kernels* comumente utilizados, sendo eles o linear, o polinomial, o da função de base radial e o Puk, respectivamente (CHANG; LIN, 2011), (ÜSTÜN; MELSSSEN; BUYDENS, 2006).

⁷ Disponível em: http://scikit-learn.org/stable/auto_examples/svm/plot_separating_hyperplane.html

$$\text{Kernel linear: } x_i x_j \quad (8)$$

$$\text{Kernel polinomial: } (x_i x_j + c)^d \quad (9)$$

$$\text{Kernel de base radial (RBF): } \exp(-\gamma \|x_i - x_j\|^2) \quad (10)$$

$$\text{Kernel Puk: } \frac{1}{\left[1 + \left(\frac{2 \sqrt{\|x_i - x_j\|^2} \sqrt{2^{\frac{1}{\omega}} - 1}}{\sigma} \right)^2 \right]^{\omega}} \quad (11)$$

Nas equações acima, x_i e x_j são vetores de suporte, c é o coeficiente de grau 0, d é o grau do polinômio, γ é um parâmetro proveniente da função gaussiana, e ω e σ são parâmetros da função Pearson VII (ÜSTÜN; MELSSSEN; BUYDENS, 2006). Com exceção dos vetores de suporte, todos os outros valores precisam ser definidos antes do início da execução.

2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A educação médica nas universidades e centro cirúrgicos é marcada por tradições, sendo frequentemente realizada através da passagem de conhecimentos de um profissional ou mentor para seus alunos ou pupilos. O surgimento das cirurgias laparoscópicas e o forte desenvolvimento tecnológico no século XX servem como estopim para mudar este paradigma. É neste contexto que o uso de simuladores baseados em RV se insere, se mostrando um complemento valioso para o treinamento e a educação de futuros profissionais de saúde.

Fornecer aos alunos a chance de realizar um procedimento cirúrgico repetidas vezes e receber uma avaliação sobre seu desempenho representa uma oportunidade ímpar no campo de cirurgia, uma vez que o treinamento com pacientes reais é inviável em larga escala e erros podem ter consequências fatais. Com os simuladores baseados em realidade virtual, em conjunto com os diferentes dispositivos disponíveis para tornar a interação mais realista, é possível fornecer uma experiência de trabalho similar à que se teria com um paciente real, evitando vários dos problemas associados a esta.

Observa-se, no entanto, que a construção de programas de computador neste escopo não é uma tarefa simples. No caso específico da simulação de incisões, viu-se que alguns

componentes são essenciais e sua implementação exige planejamento e cuidado. Para fornecer a avaliação desta incisão, tem-se um grau de complexidade ainda maior, visto que existem vários métodos disponíveis e deve-se verificar qual é o mais adequado, além de definir as métricas pertinentes à avaliação desta tarefa.

As seções seguintes deste trabalho mostram o percurso realizado para implementar um sistema de avaliação para incisões cirúrgicas, detalhando os passos seguidos e a forma como cada um deles foi executado.

3 METODOLOGIA

O desenvolvimento do projeto contou com quatro etapas distintas, em conformidade com os objetivos específicos estabelecidos. Foram estudados os conceitos de incisões cirúrgicas, a simulação destas por meio computacional e os métodos de avaliação para aplicações neste contexto. Este estudo foi feito a partir de livros e artigos das respectivas áreas.

De posse destes conhecimentos e em conjunto com as informações obtidas através da busca por outros sistemas de simulação com suporte a incisão e/ou avaliação, pôde-se planejar e executar as etapas seguintes do trabalho.

3.1 REVISÃO NARRATIVA

A primeira etapa para o desenvolvimento deste trabalho foi a identificação dos trabalhos já existentes nas áreas de incisão computacional e avaliação de usuários em simuladores e a verificação da existência de algum programa de computador que combinasse estes elementos. Com este objetivo, foi realizada uma revisão narrativa não-sistemática, que consiste em uma forma de revisão bibliográfica que tem o objetivo de descrever e discutir o estado da arte de um tópico a partir da interpretação e análise crítica do pesquisador (SALLUM; GARCIA; SANCHES, 2012).

Foram buscados trabalhos que contassem com implementações de incisão computacional, com o objetivo de identificar os componentes básicos utilizados e verificar se havia algum método que se mostrava predominante nos trabalhos. No tocante à avaliação, visava-se encontrar trabalhos que discutiam sobre simuladores relacionados à área de saúde que contassem com métodos de análise de performance de seus usuários e observar quais modelos de decisão eram empregados. Por fim, deseja-se também averiguar se já existe simulador que conte com um sistema de avaliação específico para a incisão cirúrgica.

Com estes objetivos, foram consultados os portais Periódicos Capes e Google Scholar, os quais agregam artigos de diversas outras bases de dados, como IEEE Xplore, Elsevier, PubMed, SciELO, Springer, dentre outras, dando-se preferência a trabalhos publicados a partir do ano de 2010. Outros trabalhos foram encontrados ainda a partir das referências dos resultados obtidos com a pesquisa nas bases de dados. As palavras de busca utilizadas foram simulador, simulação, cirurgia, incisão, incisão computacional, avaliação, bem com combinações dessas palavras, tanto em português quanto em inglês. As buscas foram

inicialmente realizadas ao longo dos meses de fevereiro e março de 2016, e novas buscas foram feitas em novembro e dezembro do mesmo ano, para verificar a existência de novos trabalhos.

3.2 ELABORAÇÃO DE MAPA CONCEITUAL

A partir da revisão realizada e do material analisado durante a pesquisa sobre incisões, tanto do ponto de vista cirúrgico quanto do ponto de vista computacional, foram elaborados mapas conceituais com o objetivo de sistematizar os conceitos e identificar os elementos a serem considerados para a execução e avaliação da incisão. Esses mapas passam então a nortear o desenvolvimento tanto do algoritmo de incisão quanto do sistema de avaliação implementados neste trabalho.

3.3 IMPLEMENTAÇÃO DA INCISÃO COMPUTACIONAL

Para a implementação da incisão computacional, foi necessário definir os tipos de representação geométrica, detecção de colisão e deformação que seriam utilizados. Como o objetivo principal do trabalho é o desenvolvimento de um sistema de avaliação, levou-se em consideração que a qualidade gráfica da aplicação deveria ser definida em função dos componentes da avaliação: a definição das estruturas gráficas deve colaborar com a elaboração do relatório final da avaliação e não adicionar complexidade desnecessária.

Com base nisso, foram levantadas três opções de primitivas gráficas para a representação dos objetos: os triângulos, os tetraedros e os *voxels* (uma abstração volumétrica de um pixel, elementos básicos de imagens digitais). Após análise destas opções, optou-se por utilizar triângulos, já que embora os tetraedros e os *voxels* pudessem trazer algumas vantagens para a avaliação, além da melhoria na qualidade gráfica, o uso deles na avaliação exigiria o emprego ou o desenvolvimento de técnicas mais complexas, e não traria um benefício impactante para a qualidade do *feedback* fornecido.

Para a detecção de colisão, foi importante observar que a incisão necessita dos pontos exatos de colisão, não sendo suficiente utilizar apenas um método *broad*. Por conta disso, foi empregado o algoritmo de Möller-Trumbore (MÖLLER; TRUMBORE, 2005) para detecção de colisão entre raios (retas representadas por um ponto de origem e um vetor unitário de direção) e triângulos, já que a representação geométrica adotada foi triangular e o instrumento de incisão pode ser abstraído como um raio, como será mostrado posteriormente.

Finalmente, o método de deformação escolhido para uso no sistema foi o massa-mola, devido a sua simplicidade. A deformação não acrescenta informações de interesse para a avaliação da incisão, servindo, neste caso, apenas como mecanismo para melhoria da qualidade gráfica.

3.4 DEFINIÇÃO DE MÉTRICAS E O SISTEMA DE AVALIAÇÃO

A partir do mapa conceitual construído, quatro grupos de conceitos são derivados: anatomia, estado clínico do paciente, instrumentação e técnica. Cada conceito associado a estes grupos exige uma maneira específica de avaliação. Estas maneiras serão exploradas detalhadamente na seção de Resultados deste trabalho.

Dois modelos de decisão compõem o sistema de avaliação implementado, a *Support Vector Machine*, para a avaliação da trajetória da incisão especificamente e a lógica clássica para o restante das métricas. O tipo de SVM utilizado foi a C-SVM, com base na implementação disponível na biblioteca de *software* LibSVM (CHANG; LIN, 2011). Os *kernels* implementados para a SVM foram o linear, o polinomial, o da função de base radial e o Puk, baseado na função Pearson VII (ÜSTÜN; MELSSSEN; BUYDENS, 2006). Já com relação aos parâmetros avaliados com lógica clássica, regras específicas foram desenvolvidas para cada critério da incisão, com base nas propriedades deles.

A escolha destes métodos foi baseada em testes realizados com o *software* Weka (versão 3.6) e um banco de dados gerado a partir de dados de interação com o sistema. Os critérios utilizados para a escolha foram a taxa de acerto e o coeficiente Kappa de cada modelo de decisão ao ser aplicado. O coeficiente Kappa é uma medida de concordância, bastante utilizada na literatura de avaliação como forma de medir o desempenho em relação à quantidade de casos corretamente avaliados, tendo sido proposto por Cohen et al. (1960). Este coeficiente assume valores entre 0 e 1 e, quanto mais próximo de um, melhor o modelo é capaz de descrever os dados, gerando avaliações mais precisas. Utilizou-se o Kappa por ele ser mais rigoroso que outras medidas de concordância, como a taxa de acerto, com relação a resultados errados (falsos positivos e negativos). De fato, valores de Kappa acima de 0,81 são considerados quase perfeitos (MCHUGH, 2012).

Para a avaliação da trajetória da incisão com SVM foi gerado um banco de dados a partir da captura dos pontos de interação do usuário com a aplicação por meio do dispositivo háptico. O banco de dados possui 300 entradas para o treinamento da SVM, divididas em três classes, que representam uma incisão com trajetórias corretas, aceitáveis e incorretas. A SVM

é treinada com quatro *kernels* diferentes, e o modelo que apresentar maiores taxa de acerto e coeficiente Kappa é utilizado para a posterior avaliação no simulador.

A simulação criada para a validação do sistema de avaliação concentrou-se na incisão submentoniana. Esta simulação foi criada a partir da união do algoritmo de incisão implementado e o sistema de avaliação proposto, por meio de ferramentas de software específicas. Para o desenvolvimento da aplicação foi utilizada a linguagem C++ (padrão 2011), por meio do ambiente de desenvolvimento Visual Studio 2015. Para a geração dos componentes gráficos foi utilizada a biblioteca OpenGL em sua versão 4.5, a linguagem GLSL para escrita de *shaders* (programas associados à OpenGL executados em GPU) e a biblioteca Qt (versão 5.7) para geração de janelas e elementos de interfaces gráficas.

A avaliação final fornecida ao usuário é representada por um relatório gerado a partir dos resultados obtidos com a SVM e com a aplicação das regras de lógica clássica. Os resultados para cada uma das variáveis avaliadas são exibidos, de forma que seja possível distinguir as porções em que houve erro.

3.4.1 Experimento para escolha do modelo de decisão

A SVM é um modelo de decisão supervisionado, o que significa que ela precisa de dados prévios e de parâmetros definidos previamente para poder chegar a uma decisão, que neste caso será a avaliação da trajetória de incisão. A escolha da SVM e a definição do *kernel* que seria utilizado na avaliação da trajetória da incisão foram baseadas em dois experimentos cujas características serão definidas a seguir.

Consideramos um procedimento qualquer que exija uma incisão retilínea entre dois pontos específicos. Em uma situação real, dificilmente este caminho de incisão será obtido de maneira precisa, pois podem existir variações no posicionamento dos pontos inicial e final por parte de quem estiver realizando a incisão e, também, raramente será possível produzir uma incisão perfeitamente retilínea a mão livre. É preciso, então, especificar o que é considerado um bom ponto inicial (ou ponto final) ou não. Uma abordagem possível para isso é definir regiões em torno do ponto: a região mais interna contém os pontos considerados bons, a do meio contém os pontos considerados aceitáveis e a mais externa, os pontos considerados ruins. Pontos fora destas regiões seriam desconsiderados, pois não refletiriam um comportamento real, já que se espera que um usuário, ao utilizar o simulador, tenha a intenção de permanecer no caminho correto. Com esta primeira ideia, incisões boas são aquelas que ligam pontos em regiões boas, incisões aceitáveis são aquelas em que pelo menos um dos

pontos está na região aceitável e incisões ruins são aquelas em que pelo menos um dos pontos está na região ruim.

A segunda abordagem estende as regiões para englobar não apenas os pontos extremos, mas toda a incisão, criando-se então regiões de incisões boas ou aceitáveis, como mostrado na Figura 11. Além disso, deve-se considerar a que regiões os pontos coletados pertencem, atribuindo a categoria da maioria dos pontos à incisão

Figura 11: Regiões de incisão. O caminho de incisão é representado em preto. Pontos dentro da região verde são corretos. Pontos entre a região vermelha e a verde são aceitáveis



Fonte: Elaborada pelo autor.

De posse dessas duas ideias, dois experimentos foram construídos com o objetivo de avaliar se há a possibilidade de classificar incisões nas categorias definidas (Correta ou Boa, Aceitável e Incorreta ou Errada). Para o primeiro experimento, definiu-se que a incisão seria retilínea, partindo do ponto (10,10) para o ponto (20,10). Definiu-se, ainda, que a região considerada boa teria raio 1,0 ao redor dos pontos, a região aceitável teria raio 2,0 e a região ruim, 3,0. Foram gerados, então, 50 pontos aleatórios dentro de cada uma das regiões, tanto para o ponto inicial, quanto para o final. Após isso, 60 pares de pontos foram gerados para cada categoria e classificados de acordo com as regiões dos pontos, formando então o primeiro conjunto de dados, com 180 amostras. Para integrar o banco de dados, foi calculada a equação da reta para cada par de pontos, e pontos intermediários foram obtidos, gerando, finalmente, múltiplas retas. O banco de dados consiste então de 60 amostras para cada classe, e cada amostra representa um par de pontos aleatoriamente gerado dentro das regiões especificadas e 9 pontos intermediários entre eles.

No segundo experimento, a incisão retilínea do primeiro experimento foi mantida, mas a forma como os dados foram gerados foi diferente. Os dados agora passaram a ser capturados a partir da interação do usuário com a aplicação, via mouse, o que representaria a segunda ideia explorada, capturando os pontos intermediários diretamente a partir da interação do usuário. A aplicação captura a posição do mouse no espaço da imagem (posição dos pixels) a partir do momento em que o usuário clicasse em algum ponto (sendo este seu ponto inicial) até que ele parasse de pressionar o botão (momento este em que seria registrado o ponto final). Como o volume de dados gerado dessa maneira é grande, foi feita

posteriormente uma amostragem de 11 pontos por incisão realizada, formando finalmente o segundo conjunto de dados. Este conjunto, assim como o primeiro, também contém 60 amostras de cada classe, tendo então um total de 180 amostras, mas agora os dados são classificados de acordo com a região a que a maioria dos pontos registrados durante a interação pertence.

Cinco modelos de decisão foram aplicados a esses bancos de dados: o Naive Bayes, o método lógico JRip, a árvore de decisão (algoritmo J48), a Rede Neural e a *Support Vector Machine*. Para ter acesso a esses modelos, utilizou-se o *software* Weka (versão 3.6.12). Para avaliar os resultados obtidos ao fim de cada execução dos modelos, utilizou-se o coeficiente Kappa, que é fornecido pelo Weka no relatório de cada execução. Com o objetivo de encontrar que versão da SVM melhor se adaptaria a estes dados, 7 *kernels* diferentes foram utilizados com cada conjunto de dados, 3 com o método libSVM (linear, polinomial e RBF) e 4 com o SMO (polinomial, polinomial normalizado, Puk e RBF), sendo registrados os coeficientes Kappa e as taxas de acerto para cada execução. Em todos os testes foi utilizada *cross-validation* com 10 *folds* a partir dos bancos de dados descritos. Os resultados obtidos com os 5 modelos de decisão, incluindo os testes com diferentes *kernels* utilizados na SVM, são explorados na seção de Resultados.

Observa-se que embora os experimentos tenham sido realizados com incisões retilíneas, as ideias apresentadas aqui não se restringem apenas a este tipo. A incisão submentoniana, tratada neste trabalho, possui trajetória curvilínea e os mesmos procedimentos tomados aqui também foram aplicados a ela, como será mostrado na seção de Resultados.

3.5 MATERIAL UTILIZADO

O desenvolvimento deste projeto foi realizado, em sua maior parte, em uma máquina com processador AMD Athlon 64 X2 Dual Core de 3.01 GHz, 4GB de memória RAM, GPU NVIDIA GeForce GT 630 (com 1GB de VRAM) e sistema operacional Windows 10 Pro. Apenas os experimentos realizados para a escolha do modelo de decisão utilizado na avaliação da trajetória e a comparação dos tempos gastos no teste de colisão com CPU e GPU utilizaram outra máquina, com processador AMD FX6300, 8GB de memória RAM, GPU NVIDIA GeForce GTX 650 Ti Boost (2GB de VRAM) e sistema operacional Windows 7 Pro.

As GPUs dos computadores foram peças importantes para este trabalho, visto que alguns dos recursos utilizados exigem suporte a porções da biblioteca gráfica OpenGL que só estão disponíveis para algumas GPUs. Além disso, uma versão do algoritmo de detecção de

colisão implementada como *kernel* escrito com a biblioteca OpenCL também foi implementada e está inclusa no sistema, podendo ser utilizada se o *hardware* apropriado estiver disponível.

Outro dispositivo de importância para este trabalho foi o Geomagic Touch (Phantom Omni), mostrado na Figura 12. É com este dispositivo que se faz a interação do usuário com o ambiente virtual, permitindo que a malha triangular seja cortada e passando o chamado *force feedback* (retorno de força), fazendo com que haja a sensação de toque.

Figura 12: Dispositivo háptico



Fonte: Elaborada pelo autor.

3.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os passos descritos aqui seguem o que foi definido ao serem mencionados os componentes básicos da incisão e sobre avaliação em simuladores. É importante observar, no entanto, que entre cada uma destas etapas há um conjunto de testes intermediários realizado: houve experimentos para a escolha da primitiva, para a avaliação do desempenho do algoritmo de detecção de colisão adotado, para a escolha da SVM como método de avaliação, dentre outros. Todos estes experimentos serão discutidos posteriormente.

É importante realizar também uma distinção para o termo *kernel*, empregado em dois contextos distintos neste trabalho, por fazer parte do vocabulário em ambos os contextos. Quando associado a GPU, *kernel* significa um programa que é executado nas unidades de processamento deste *hardware* (SCARPINO, 2011). Já quando utilizado junto a termos associados a SVM, *kernel* passa a se tratar de uma função matemática que mapeia um conjunto de dados de um espaço de dimensão N para outro espaço de dimensão M , com $M \geq N$.

Cada um dos passos listados aqui será expandido e detalhado no próximo capítulo deste trabalho. Os resultados obtidos com cada etapa também serão mostrados, de maneira

que a construção do resultado final seja incremental, sendo o sistema de avaliação completo e a simulação da incisão submentoniana a culminação de todas as etapas.

4 REVISÃO NARRATIVA

Não foram encontrados trabalhos que utilizassem um sistema de avaliação própria para incisões cirúrgicas. Nos trabalhos encontrados em que havia alguma forma de avaliação automática, a incisão era apenas um quesito de avaliação, sem tratamento aprofundado ou, em alguns, sem avaliação específica. Por essa razão, optou-se por incluir nesta revisão trabalhos que mostrassem a diversidade de técnicas existentes tanto na implementação da incisão computacional quanto na abordagem utilizada para avaliar o simulador como um todo. Dez trabalhos foram selecionados e são relatados a seguir. As características específicas de cada um destes trabalhos são condensadas no Quadro 3.

Quadro 3: Simuladores com suporte a incisão cirúrgica e/ou avaliação automática de usuários

	Suporta Incisão?	Primitiva	Detecção de colisão	Deformação	Avaliação
Zhang et al. (2010)	Sim	Pontos	Modelo original	Massa-mola	Não possui
Ho et al. (2012)	Sim	Triângulos	Algoritmo força bruta	Não informado	Não possui
Paiva (2014)	Sim	Triângulo	Não informado	Não informado	Lógica Clássica
Rhienmora et al. (2014)	Não	-	-	-	HMMs
Jin et al. (2014)	Sim	Pontos	Modelo original	Modelo Original	Não possui
Moraes e Machado (2014)	Não	-	-	-	Possibilidade e Necessidade
Wu, Westermann e Dick (2014)	Sim	Hexaedros	Modelo original	FEM composto	Não possui
Jia et al. (2015)	Sim	Tetraedro	Árvore de AABB	FEM linear rotacional	Não possui
Pan et al. (2015a)	Sim	Híbrido	Cilindros	PBD	Não possui
Pan et al. (2015b)	Sim	Triângulos	Cilindros	Massa-mola	Lógica <i>fuzzy</i>

Fonte: Elaborado pelo autor.

O sistema desenvolvido por Zhang et al. (2010) também se utiliza da GPU para acelerar sua simulação de incisão. O modelo utilizado aqui considera os objetos como sistemas massa-mola, fazendo as etapas da incisão com base neste modelo. É citada como motivação para o desenvolvimento deste trabalho a incisão relacionada a imagens endoscópicas, mas pouco se desenvolve em relação ao procedimento, dando-se ênfase à técnica de incisão. O algoritmo de massa-mola para deformação é implementado em GPU, com um algoritmo de detecção de colisão analítico, baseado no cálculo da distância entre plano de incisão e instrumento, é desenvolvido. A avaliação de usuário não está presente neste trabalho.

Ho et al. (2012) desenvolveram um simulador para realização de miringotomia, que é um tipo de cirurgia do ouvido e testaram três tipos diferentes de incisão com ele: por remoção de elementos, incisão de Delaunay e por predição de direção. A detecção de colisão foi feita pelo método força-bruta (testando colisão entre todas as primitivas) e o tipo de deformação utilizado não foi explicitado, apenas mencionou-se que o sistema suporta esta atividade. Não há também menção à avaliação.

O SimCEC, desenvolvido por Paiva (2014), é um simulador que tem enfoque na avaliação colaborativa de um time cirúrgico que deve realizar os procedimentos pré-operatórios, chegando até o momento da incisão por parte do cirurgião, que estará tratando de um caso de fratura mandibular. A incisão realizada no SimCEC depende do local da fratura, mas pode ser intraoral ou submentoniana. Não são dados detalhes da implementação da incisão. O modelo de decisão utilizada na avaliação é a Lógica Clássica.

Rhienmora et al. (2011) desenvolveram um simulador para o treinamento da preparação de coroas para os dentes. Este simulador não suporta incisões, mas possui avaliação de usuário através do método *Hidden Markov Models* (HMMs).

Um exemplo de trabalho em que primitivas triangulares ou tetraédricas não são utilizadas, mas sim pontos, é o trabalho de Jin et al. (2014). Uma abordagem nova de incisão foi proposta, chamada *Meshless Total Lagrangian Adaptive Dynamic Relaxation* (Relaxamento Total de Lagrange Dinâmico e Adaptativo sem Malha, em tradução livre), em que cada ponto que compõe a nuvem de pontos do modelo possui um chamado domínio de influência. Todas as deformações e incisões são feitas a partir de alterações neste domínio, através do método que os autores chamam de *level set*. Não há avaliação de usuário neste trabalho.

Moraes e Machado (2014) desenvolveram um sistema de avaliação para treinamento de usuário que utiliza medidas de Possibilidade e Necessidade com pesos e comparam este

método com outros quatro, chegando ao resultado de que o método proposto apresentou melhores resultados com relação ao coeficiente Kappa. A aplicação discutida para este sistema foi a simulação do procedimento de coleta de medula óssea e, portanto, este simulador não tem suporte à incisão, visto que esse procedimento é realizado apenas por punção.

Wu, Westermann e Dick (2014) também optaram por uma abordagem diferente de triângulos ou tetraedros para sua simulação de incisões. No lugar destas primitivas, eles usam uma estrutura de dados chamada grade de elementos finitos hexaédricos semirregular. O algoritmo de detecção de colisão utilizado por eles também é de autoria própria, sendo particular para este tipo de estrutura de dados em uso. A deformação foi implementada utilizando o método de elementos finitos compostos. Não há procedimento específico associado a este sistema, e também não está presente nenhum sistema de avaliação.

Jia et al. (2015) desenvolveram um simulador sem procedimento especificado, com o objetivo de apenas testar o algoritmo de incisão implementado por eles. Neste sistema foram utilizadas primitivas tetraédricas com o algoritmo de detecção de colisão *broad* árvore de AABBs. Para a implementação da deformação, estes autores se empregaram a GPU para implementar o algoritmo de deformação FEM linear rotacional. A técnica de incisão utilizada inclui a simplificação do instrumento de incisão como uma reta e a possibilidade de realizar o *remeshing*. Não há técnica de avaliação implementada neste simulador.

Pan et al. (2015b) desenvolveram um simulador para o treinamento de cirurgia laparoscópica e procedimento de dissecação e incorporaram sua técnica de incisão a ele. Os objetos desses sistemas possuem uma representação híbrida, com uma malha de triângulos sendo utilizada em seu exterior, para fornecer um maior realismo gráfico e uma malha de tetraedros na parte interna do objeto para que ele não pareça oco. O método de detecção de colisão utilizado é o baseado em cilindros. Para a deformação, os autores desenvolveram um algoritmo que utiliza a chamada dinâmica baseada em posição. Apesar de ser dito que o simulador é voltado para o treinamento, não é feita menção sobre sistema de avaliação.

Pan et al. (2015a) desenvolveram um simulador para cirurgia laparoscópica do reto, em que são utilizadas primitivas triangulares, detecção de colisão baseada em cilindros e o método de deformação massa-mola com múltiplas camadas. A incisão é feita a partir do que os autores chamam de procedimento de incisão de molas simplificado. Este trabalho apresenta avaliação do usuário por meio do uso de lógica fuzzy.

É interessante observar a diversidade de métodos utilizados nos sistemas listados aqui. Percebe-se que apesar de o uso de primitivas triangulares ou tetraédricas ser predominante, alguns autores optam por utilizar outras abordagens, desenvolvendo métodos específicos que

satisfazem suas necessidades. No tocante à avaliação, é notável a ausência deste tipo de tarefa na maioria dos trabalhos desta área. Esforços para realizar pesquisa nesta área devem ser feitos, incluindo a definição de métricas para diferentes procedimentos e regiões do corpo.

4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A literatura sobre simuladores de procedimentos cirúrgicos é rica: desde a década de 90 diversos trabalhos foram publicados nesta área. A integração de avaliadores a estes simuladores é mais recente, mas que também vem crescendo com o passar do tempo. Percebe-se, no entanto, que a incisão, apesar de ser um componente comum nos simuladores, não é implementada de maneira padronizada, devido às diferentes combinações de algoritmos que podem ser utilizados para seus componentes. A avaliação para ela de maneira especializada não é algo encontrado nos trabalhos, havendo apenas alguns que consideram ela como um critério dentro de procedimentos maiores.

Essa constatação aponta a carência de um sistema de avaliação específico para incisões cirúrgicas, complementando então a motivação para a realização do presente trabalho.

5 RESULTADOS

Neste capítulo discorremos sobre os detalhes de desenvolvimento deste trabalho e os resultados obtidos ao longo deste processo. Tratamos da implementação da incisão computacional, onde serão especificadas as escolhas feitas para a implementação de cada componente da incisão computacional e o algoritmo seguido para a realização desta tarefa. Posteriormente, abordamos o sistema de avaliação para incisões cirúrgicas proposto neste trabalho, definindo quais são as variáveis de interesse e como é feita a avaliação automática de cada uma delas. Finalmente, é mostrada a especificação da simulação de incisão submentoniana criada para realizar a validação do sistema de avaliação, fornecendo uma visão geral da arquitetura do sistema e de seu funcionamento.

5.1 MAPAS CONCEITUAIS

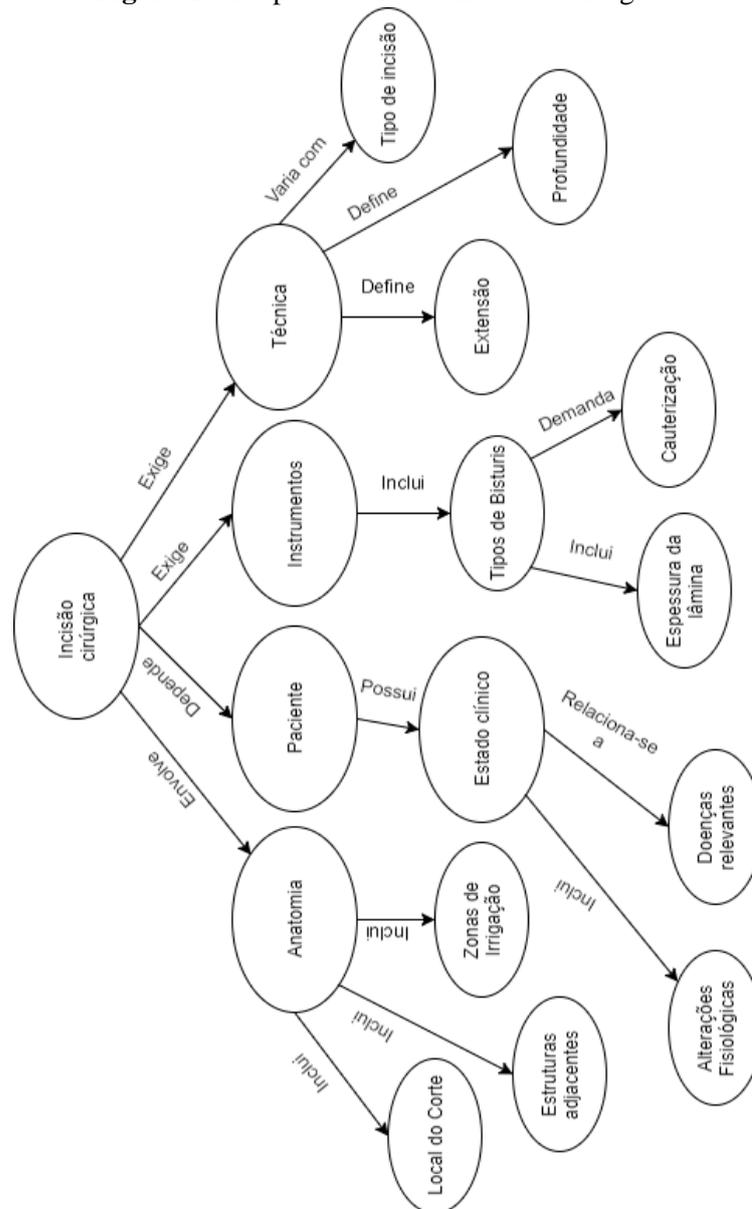
Com o objetivo de sistematizar os conceitos levantados ao longo do desenvolvimento deste trabalho e nortear tanto o desenvolvimento da simulação de incisão quanto do sistema de avaliação para esta atividade, foram construídos dois mapas conceituais. A Figura 13 traz o mapa conceitual que condensa as informações sobre incisões do ponto de vista da saúde. É importante lembrar que todos os elementos do mapa estão relacionados de alguma maneira aos três conceitos elementares da incisão (acessibilidade, extensibilidade e segurança) e que, apesar de não estarem representadas no mapa por questões de organização, existem também relações entre os diferentes conceitos apresentados.

A partir deste primeiro mapa e dos conceitos fundamentais para a simulação computacional da incisão explorados anteriormente, outro mapa conceitual foi elaborado com o objetivo de sistematizar os requisitos computacionais e realizar a correspondência entre os aspectos de saúde e os aspectos computacionais. Este mapa é apresentado na Figura 14.

5.2 IMPLEMENTAÇÃO DA INCISÃO COMPUTACIONAL

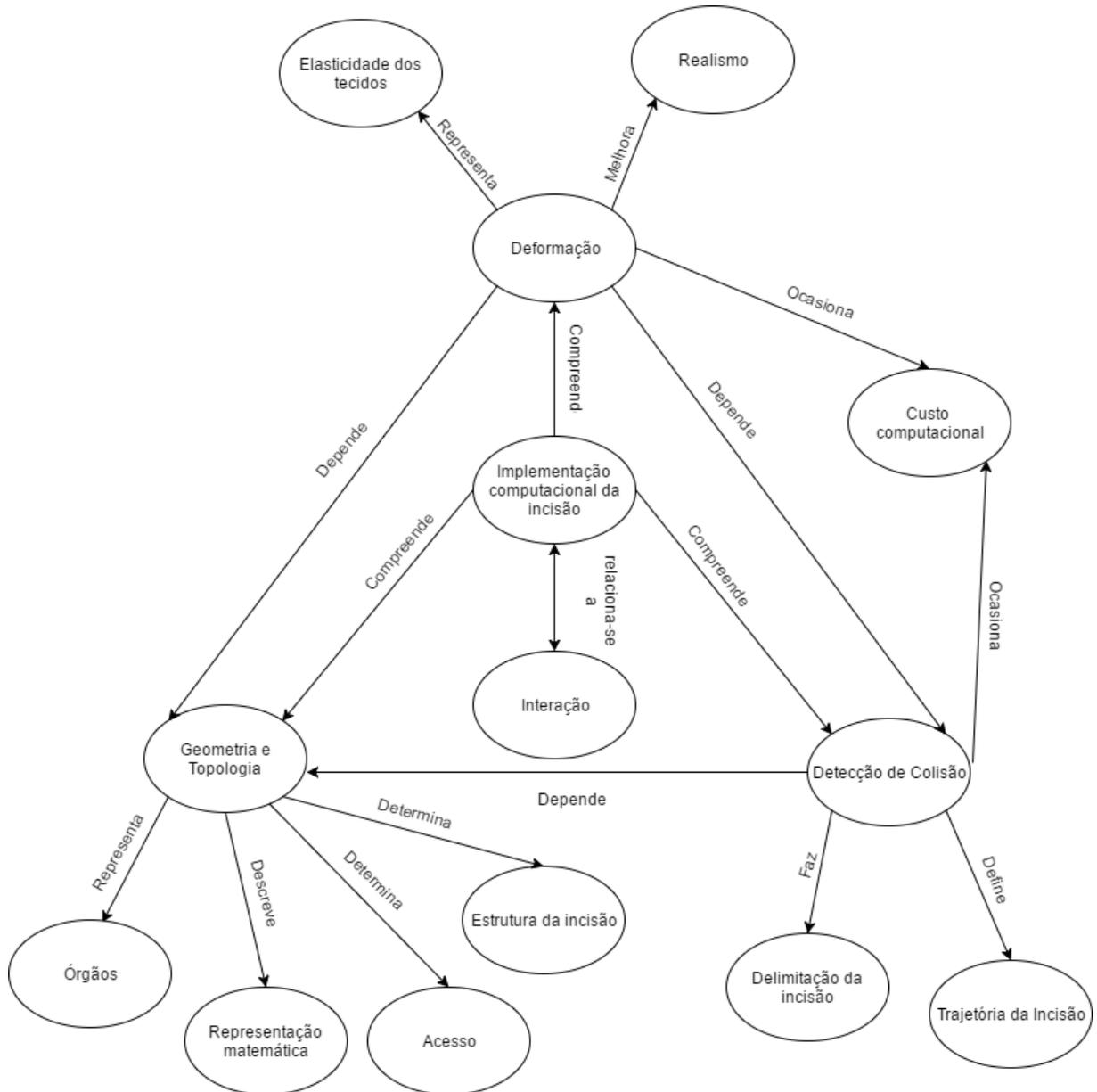
As etapas seguidas para a implementação da incisão computacional são detalhadas nesta seção. Conforme especificado anteriormente, os três componentes básicos da incisão são a representação geométrica e topológica, a detecção de colisão e a deformação.

Figura 13: Mapa conceitual - Incisões Cirúrgicas



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14: Mapa conceitual - Incisão computacional



Fonte: Elaborada pelo autor.

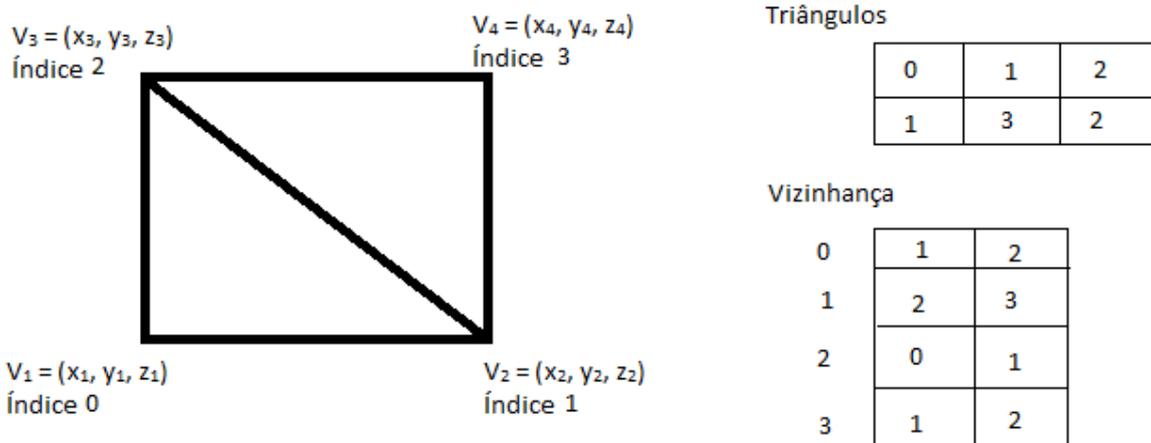
5.2.1 Representação geométrica e topológica

O triângulo foi escolhido como primitiva geométrica para a construção da simulação da incisão, devido à sua formulação matemática simples, à existência de diversos algoritmos de computação gráfica que funcionam bem com eles, à capacidade de representar superfícies curvas com um menor número de polígonos e ao fato de que eles poderiam simplificar a avaliação da incisão.

O uso de primitivas volumétricas, como os tetraedros e os *voxels* poderia trazer contribuições para a avaliação, pois seria possível transmitir e obter informações sobre a parte interna dos modelos utilizados. A escolha delas acarretaria, no entanto, aumento na complexidade algorítmica e computacional do sistema, já que são objetos computacionais que requerem mais memória e processamento e dos quais as informações úteis para a avaliação dificilmente poderiam ser obtidas diretamente, necessitando de outras técnicas, como a segmentação de imagens, por exemplo. Além disso, o sistema proposto aqui tem como base os três conceitos básicos discutidos anteriormente (acessibilidade, extensibilidade e segurança). O emprego de outros tipos de primitivas não afetaria os dois primeiros critérios e, dificilmente, afetaria o terceiro, já que se fosse possível que isso ocorresse, o modelo precisaria ter uma granularidade elevada, com um número de primitivas que poderia comprometer o desempenho da aplicação. Desta forma, o emprego dos triângulos no sistema foi visto como algo mais vantajoso.

A representação topológica foi feita com a ideia de índices. Em uma situação como a da Figura 15, por exemplo, temos quatro vértices e dois triângulos. Cada vértice recebe um índice único de 0 ao número máximo de vértices decrementado de um, ou seja, três, neste exemplo. Os triângulos são então representados como trios de índices, no lugar de trios de vértices. A vizinhança de cada vértice pode ser recuperada a partir de uma lista feita com base nos índices, como também mostrado na Figura 13.

Figura 15: Representação geométrica e topológica de modelos no sistema

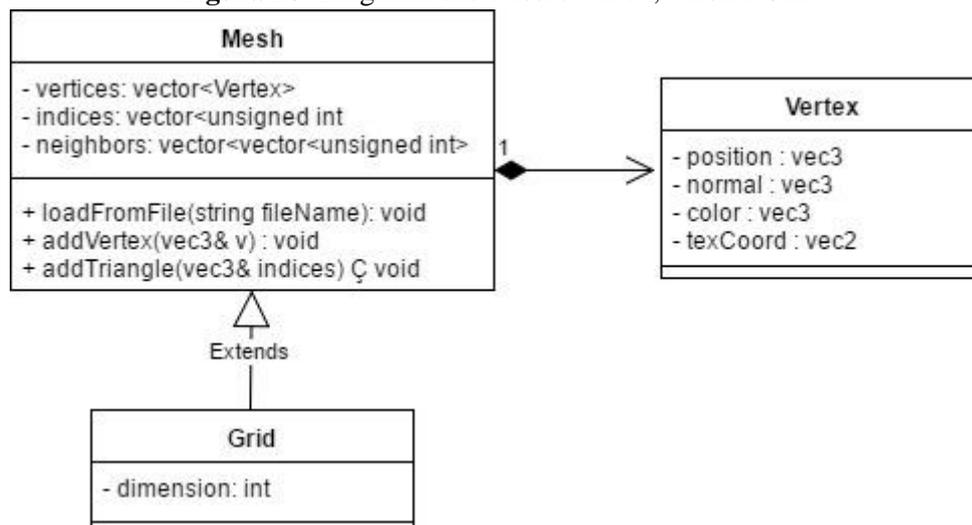


Fonte: Elaborada pelo autor.

Com estas definições básicas, podemos construir a representação dos modelos utilizados no sistema, que consistem então de uma lista de vértices, com o conhecimento de que vértices possuem os quatro atributos especificados acima, uma lista de índices que representa a forma como os vértices devem ser conectados e outra lista, também de índices, mas que condensa as informações sobre vizinhança.

No sistema, isto foi feito a partir de duas classes: a primeira, chamada *Vertex*, representa vértices como um conjunto de quatro atributos (posição, normal, coordenadas de textura e cor). A segunda, a classe *Mesh*, representa malhas de triângulos, contendo uma lista de objetos da classe *Vertex*, bem como uma lista de índices e uma para armazenar a vizinhança. Foi incluída também uma classe chamada *Grid*, subclasse de *Mesh*, especificamente para representar planos, visando facilitar o teste de alguns componentes do sistema. O diagrama da Figura 16 representa estas classes.

Figura 16: Diagrama das classes *Vertex*, *Mesh* e *Grid*



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2.2 Detecção de colisão

A detecção de colisão utilizada no sistema consistiu na combinação do algoritmo de Moller-Trumbore (MOLLER; TRUMBORE, 2005) para detecção de colisões entre raio e triângulos e das AABBs (ERICSON, 2004), como volume envolvente, servindo como pré-teste no caso em que malhas com alto número de primitivas fossem utilizadas.

O sistema possui um objeto, chamado de interador, que serve como representação gráfica para o dispositivo háptico dentro do ambiente virtual criado. Este objeto consulta a

posição do dispositivo periodicamente, sendo redesenhado na tela a cada mudança, para refletir os movimentos do usuário. Cada uma dessas mudanças provoca, também, uma chamada para o objeto responsável por detectar as colisões, que pertence à classe *CollisionManager*.

Caso o objeto tenha associado a si uma AABB, o teste de colisão com este volume é feito inicialmente. O teste com o algoritmo de Moller e Trumbore é então realizado quando não há AABB associada ou quando o teste com o VE detectar uma colisão. Duas versões deste último algoritmo, foram implementadas, uma executada em CPU e a outra em GPU e os tempos de execução obtidos com elas foram comparados, como explicado a seguir.

5.2.2.1 Testes com o algoritmo de detecção de colisão

Além da implementação em CPU do algoritmo de Moller-Trumbore para detecção de colisões entre raios e triângulos, foi implementado um *kernel* (programa executado em GPU) com o algoritmo e duas funções auxiliares para o cálculo de produtos internos e vetoriais. Todas estas funções fizeram uso de tipos vetoriais (*float3* e *float4*) com intenção de otimizar o processamento. A versão em CPU do algoritmo foi implementada seguindo os mesmos princípios e utilizando a biblioteca glm, para que fosse possível realizar a comparação entre os dois posteriormente. Para a realização do *profiling*, utilizou-se o sistema de eventos da OpenCL para capturar os tempos de início e término da execução do *kernel* e a biblioteca *chrono* da linguagem C++ para a captura dos tempos de execução em CPU.

A execução do algoritmo de Moller e Trumbore foi feita seis vezes tanto em GPU quanto em CPU. A cada nova execução foi aumentado o número de triângulos, começando com 50 e chegando até 500000. Como existem variações para os tempos de execução entre cada *frame*, foi feita a média dos tempos após 100 frames, e este valor é apresentado na Tabela 1.

Tabela 1: Tempos de execução do algoritmo de Moller e Trumbore em GPU e CPU

Número de Triângulos	Tempo em CPU (ns)	Tempo em GPU (ns)
50	269.300	13.295
200	1.107.690	14.123
800	4.386.010	14.106
5000	26.103.700	46.053
20000	101.864.000	186.304
500000	2.411.000.000	4.776.050

Fonte: Elaborada pelo autor.

O aumento da performance com a execução em GPU foi notável, especialmente nos testes com maiores quantidades de triângulos. É importante notar que os 3 primeiros tempos foram bastante similares porque eles conseguiram ser executados com apenas uma chamada ao *kernel*, já que na GPU utilizada neste o número máximo de *work items*, que são as unidades da placa que executam o *kernel* de maneira paralela, é de 1024. A partir do teste com 5000 triângulos, o *kernel* precisou ser disparado mais de uma vez, o que ocasiona o aumento no tempo de execução.

É importante notar, também, que os tempos obtidos com a CPU foram gerados através de uma implementação não completamente otimizada: o único recurso adicional utilizado foi a biblioteca glm. Com o uso de paralelismo na própria CPU (via OpenCL ou não) o desempenho poderia ter sido melhor.

5.2.3 Deformação

Uma implementação do algoritmo de massa-mola foi inclusa no sistema para tratar da tarefa de deformação. Ela utiliza a lista de vizinhos armazenada em cada objeto da classe *Mesh* e o deslocamento do dispositivo de interação para realizar os cálculos de força e deslocamento necessários. Este componente, apesar de importante para uma implementação realista de incisão, foi acrescentado ao sistema apenas com objetivo de melhorar o realismo, já que ele não traz contribuições para a avaliação deste tipo de procedimento.

5.2.4 O algoritmo de incisão

O algoritmo de incisão implementado neste trabalho teve como base os casos apresentados por Choi (2006) e a classificação feita por Bruyns et al. (2002). Estes trabalhos consideram primitivas triangulares, assim como a representação estabelecida aqui. É importante observar, no entanto, que algoritmos de subdivisão de outras primitivas também existem, e podem ser considerados como generalizações ou situações que abrangem maior dimensionalidade. É o caso, por exemplo, do que é apresentado por Zhang et al. (2009), que especificam alguns casos para a subdivisão de tetraedros que podem ser entendidos como extensões tridimensionais para o que ocorre com os triângulos. Desta forma, as ideias utilizadas no algoritmo podem ser vistas como simplificações dos casos tridimensionais mais complexos, permitindo futuras adaptações, caso haja a demanda ou a necessidade.

A implementação da incisão propriamente dita foi subdividida em três etapas: a etapa de pré-processamento, que consiste na captura dos dados, a etapa de subdivisão dos triângulos e a etapa de pós-processamento. Estas três etapas são exploradas a seguir.

5.2.4.1 Etapa de pré-processamento

Esta primeira etapa da incisão preocupou-se em construir o caminho (trajetória) da incisão a partir dos dados obtidos pela interação do usuário com a aplicação via dispositivo de interação. No sistema, isso é feito com o uso da detecção de colisão, que consulta a posição atual do dispositivo háptico e a utiliza para os testes. Os pontos são então armazenados para posterior uso, durante a etapa de subdivisão.

Cada dispositivo de interação possui suas próprias maneiras de calcular sua posição, o que é de responsabilidade de seu *driver*. Eles fornecem, também, maneiras de requisitar a posição do dispositivo, e com isso podemos utilizá-la para o teste de detecção de colisão com os objetos na cena. Os dispositivos normalmente geram um grande volume de pontos, devido às suas altas taxas de atualização. Podemos utilizar esses vários pontos para representar a trajetória da incisão de maneira discreta, como mostrado na Figura 17, na qual vemos uma trajetória retilínea à esquerda e um conjunto de pontos à direita que, se fossem ligados, resultariam em uma linha similar à trajetória inicial. A este conjunto de pontos dá-se o nome de caminho (ou trajetória) da incisão.

Figura 17: Trajetória retilínea (esquerda) e a discretização dela em pontos (direita)



Fonte: Elaborada pelo autor.

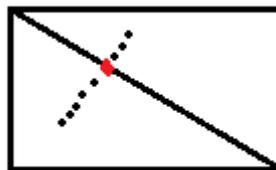
5.2.4.2 Subdivisão dos triângulos

Devido à alta taxa de atualização do dispositivo de interação, uma grande quantidade de pontos pode ser obtida. Existe, no entanto, um contrabalanço entre a quantidade de pontos e o custo computacional da incisão, tanto em termos de memória quanto de tempo de processamento: quanto mais pontos, mais perfeitamente será possível reconstruir a incisão realizado, mas isso gerará um maior volume de triângulos novos e mais tempo de processamento será necessário. Devido a este aumento no custo computacional, optou-se por utilizar apenas um ponto interno para cada triângulo, uma vez que ainda é possível obter uma incisão de qualidade aceitável desta forma e um maior número de pontos não traria, necessariamente, vantagens para a posterior avaliação da incisão.

Sabendo-se disso, é necessário desenvolver uma forma de, primeiramente, identificar a que triângulo os pontos de colisão detectados pertencem e, em seguida, decidir qual dos pontos será utilizado internamente ou calcular um novo ponto, dependendo da estratégia utilizada. Para resolver a primeira parte deste problema, o algoritmo de detecção de colisão já grava junto do ponto de colisão o triângulo no qual ele foi capturado, de forma que é possível obter informações da primitiva posteriormente. A escolha do ponto a ser usado é feita calculando-se a mediana do conjunto de pontos internos detectado para cada primitiva.

Para cada triângulo cruzado ao longo da trajetória de corte, calculou-se um ponto de entrada, um ponto interno e um ponto de saída, de forma que o ponto de saída de um triângulo no caminho seria o ponto de entrada do próximo, como mostrado na Figura 18.

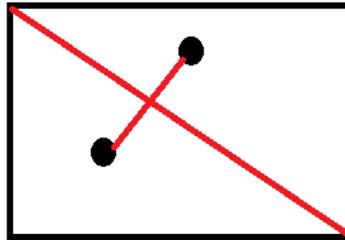
Figura 18: Discretização de um caminho de incisão e o ponto de entrada ou saída, em vermelho



Fonte: Elaborada pelo autor.

O cálculo destes pontos de entrada e saída foi feito a partir da solução do problema de intersecção de duas retas, que neste caso são a aresta cruzada e uma reta que liga um ponto interno ao triângulo antes do cruzamento a outro ponto interno ao triângulo após o cruzamento, como mostrado na Figura 19, em vermelho.

Figura 19: Retas de interesse para a descoberta do ponto de saída



Fonte: Elaborada pelo autor.

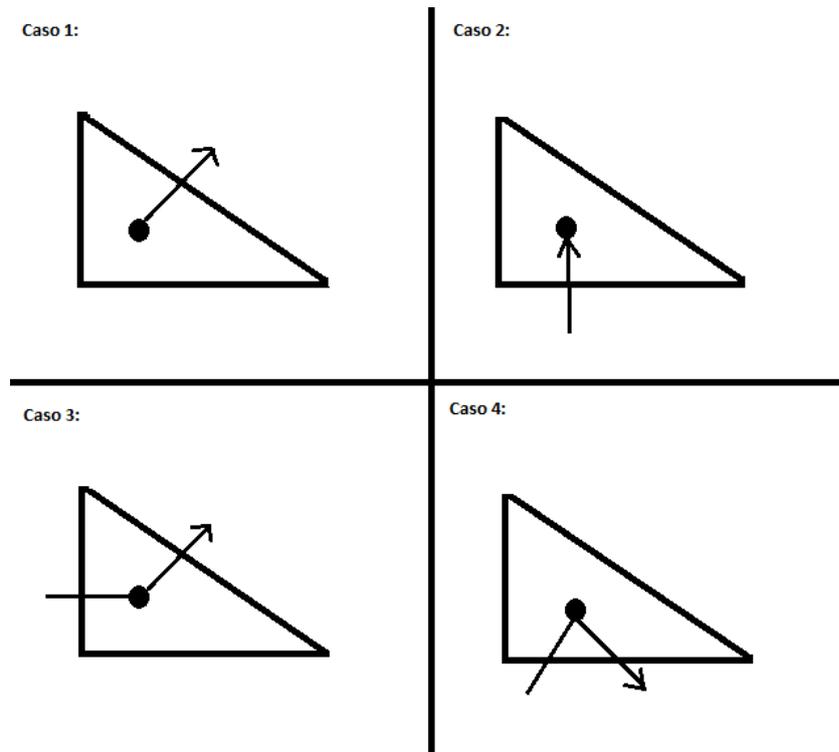
Para encontrar a aresta compartilhada pelos dois triângulos foram utilizados os índices obtidos pelo detector de colisão e comparados os vértices de cada triângulo. Já o ponto de entrada / saída requer mais cálculos. Temos o seguinte problema representado na Equação 12 utilizando as equações paramétricas dos raios, que pode ser então reescrita como a Equação 13 se subtrairmos O_1 de ambos os lados. Se fizermos agora o produto vetorial por D_2 em ambos os lados da equação devemos obter dois vetores perpendiculares ao plano do triângulo e que, conseqüentemente, são paralelos e diferem apenas por um fator constante, λ_1 , caso exista solução real e diferente de zero para a Equação 14. Esse fator constante pode ser então utilizado na equação da reta para descobrir o ponto de saída.

$$O_1 + \lambda_1 D_1 = O_2 + \lambda_2 D_2 \quad (12)$$

$$(O_2 - O_1) + \lambda_2 D_2 = \lambda_1 D_1 \quad (13)$$

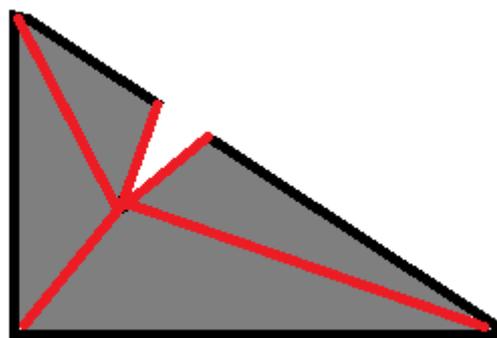
$$\lambda_1 (D_1 \times D_2) = (O_2 - O_1) \times D_2 \quad (14)$$

O caminho da incisão passa então a ser um conjunto de pontos de entrada e saída e de pontos internos, distribuídos de maneira alternada. Diferentes cenários podem surgir quando lidamos com esta representação do caminho. Cada cenário requererá uma maneira diferente de subdividir o triângulo. As possibilidades levadas em consideração neste trabalho são expostas na Figura 20.

Figura 20: Casos de incisão considerados no sistema

Fonte: Elaborada pelo autor.

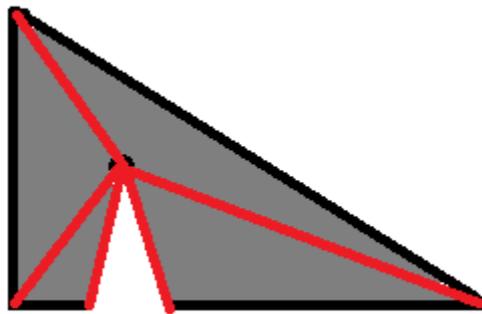
O primeiro caso a se considerar é o que não há ponto de entrada, isto é, a incisão se inicia de um ponto interno ao triângulo e vai até um ponto de saída em alguma de suas arestas (Figura 20 - Caso 1). Neste caso, quatro novos triângulos serão gerados, utilizando os vértices originais do triângulo, o ponto de interno e dois novos vértices criados na aresta de saída a partir do ponto de saída e um pequeno deslocamento. Esta subdivisão é ilustrada na Figura 21.

Figura 21: Caso 1, não há ponto de entrada

Fonte: Elaborada pelo autor.

O segundo caso é bastante similar ao primeiro, possuindo subdivisão idêntica, mas tratamos ele separadamente, pois espera-se que ele seja utilizado apenas em uma situação específica, a finalização da incisão (Figura 20 – Caso 2). Trata-se do caso em que não há ponto de saída, apenas o ponto interno e o ponto de entrada. A Figura 22 mostra a subdivisão para este cenário.

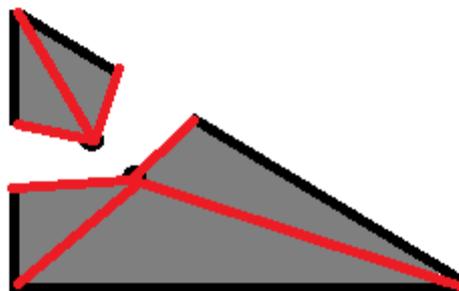
Figura 22: Caso 2, não há ponto de saída



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os próximos casos contam com todos os pontos, isto é, entrada, saída e ponto interno. O que os diferencia é a posição dos pontos de entrada e saída em relação às arestas do triângulo, pois eles podem estar na mesma aresta ou em arestas diferentes. No caso em que os pontos de entrada e saída estão em arestas diferentes (Figura 20 – Caso 3), teremos cinco novos triângulos e três novos pontos além dos que já temos, criados a partir dos pontos interno, de entrada e de saída. Este cenário é exibido na Figura 23.

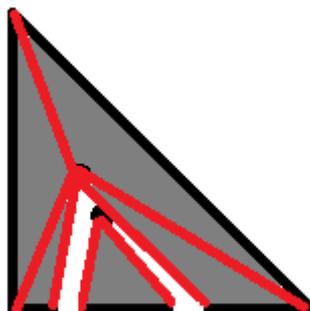
Figura 23: Caso 3, pontos de entrada e saída em arestas diferentes



Fonte: Elaborada pelo autor.

Finalmente, no caso em que eles estão na mesma aresta (Figura 20 – Caso 4), cinco novos triângulos são gerados, utilizando novos vértices criados a partir dos pontos de entrada, de saída e interno, como mostrado na Figura 24.

Figura 24: Caso 4, pontos de entrada e saída na mesma aresta



Fonte: Elaborada pelo autor.

É importante observar que existem situações especiais para cada um destes casos, que ocorrem quando os pontos de entrada e/ou saída coincidem com os vértices do triângulo. Estes casos também são tratados no sistema.

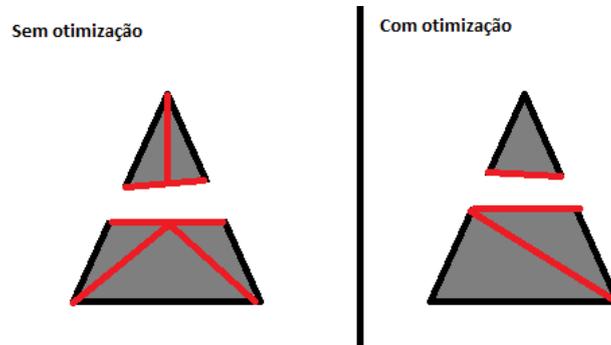
5.2.4.3 Etapa de pós-processamento

Com a geração de todos os novos pontos e triângulos na etapa de subdivisão, uma série de variáveis e estruturas de dados precisam ser atualizadas no sistema, e é esta a principal função desta etapa. Em linhas gerais, esta etapa compreende:

- Atualização da lista de vértices do modelo.
- Atualização da lista de índices do modelo.
- Cálculo dos vetores normais para os novos vértices.
- Atualização da lista de vértices vizinhos (topologia).
- Inclusão dos novos vértices no modelo massa-mola para deformação.

Após realizadas as atividades anteriormente descritas, é ativada então a deformação e são feitos os cálculos necessários. Além disso, algumas outras otimizações podem ser acrescentadas aqui, como a verificação de triângulos em excesso, já que da forma como a subdivisão foi implementada, é possível que alguns triângulos sejam criados desnecessariamente, como exemplifica a Figura 25.

Figura 25: Subdivisão de triângulo sem otimização, gerando 5 triângulos (esquerda) e com otimização, gerando apenas 3 (direita)

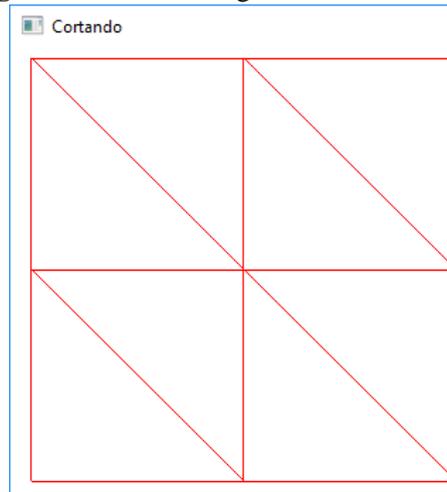


Fonte: Elaborada pelo autor.

5.4.4.4 Exemplos de uso da implementação

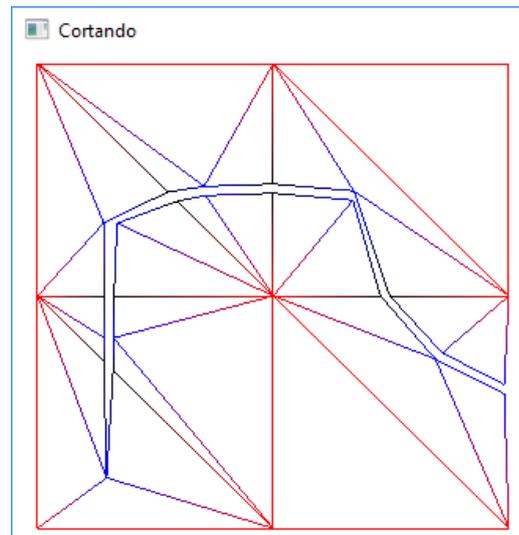
Esta seção apresenta alguns exemplos criados com o sistema utilizando a implementação de incisão computacional discutida neste trabalho. Primeiramente, temos um exemplo utilizando um plano subdividido em oito triângulos inicialmente. A Figura 26 ilustra a triangulação deste plano antes do corte, a Figura 27 a triangulação após o corte e a Figura 28 o plano cortado com as faces preenchidas.

Figura 26: Plano triangulado antes da incisão



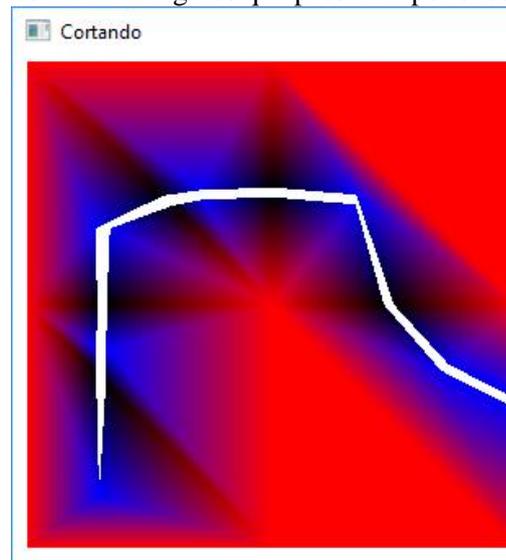
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 27: Triangulação do plano após uma incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

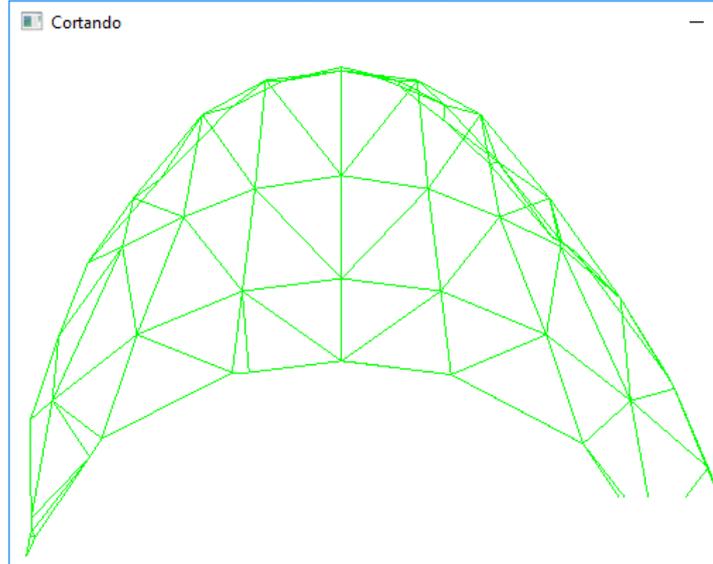
Figura 28: Plano com faces preenchidas após incisão. As marcas azuis representam triângulos que passaram por subdivisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

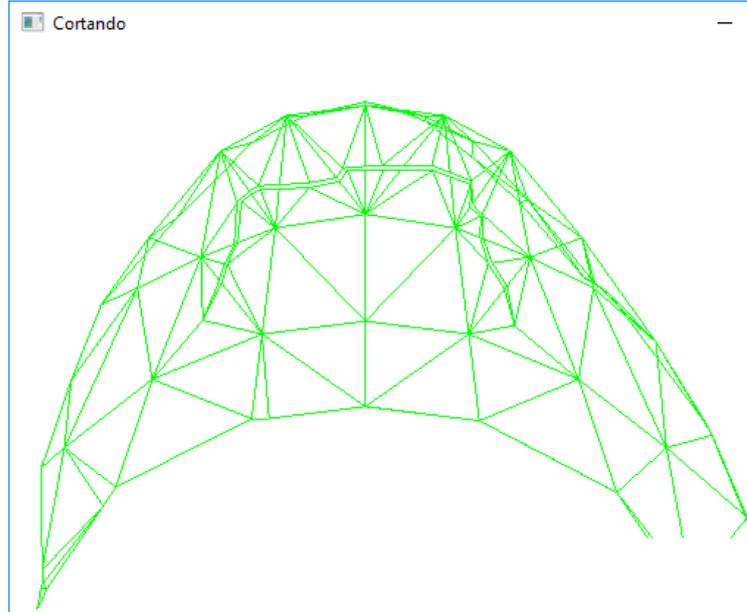
A seguir, temos o modelo de queixo utilizado para a simulação da incisão submentoniana. As Figuras 29, 30 e 31 mostram este modelo em situações semelhantes às do exemplo anterior. A Figura 32 representa a interação de um usuário com a simulação, utilizando o dispositivo háptico.

Figura 29: Modelo de queixo triangulado antes da incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 30: Triangulação do modelo de queixo após uma incisão



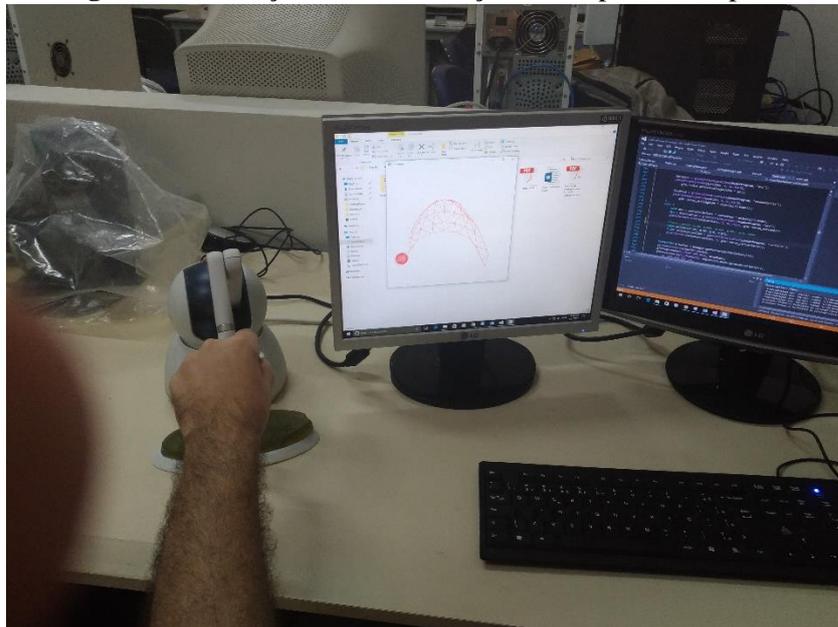
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 31: Modelo de queixo com faces preenchidas após incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 32: Interação com a simulação via dispositivo háptico.



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.5 SISTEMA DE AVALIAÇÃO PARA INCISÃO CIRÚRGICA

A partir do estudo da fratura na região da sínfise mandibular, da incisão submentoniana e dos mapas conceituais elaborados foi possível levantar as variáveis de interesse para a avaliação no sistema e categorizá-las quanto aos grupos propostos no mapa. O

Quadro 4 agrupa estas variáveis, relacionando-as com os três conceitos básicos das incisões e os quatro grupos definidos no mapa conceitual.

Quadro 4: Variáveis utilizadas para avaliação da incisão, conceitos e grupos associados

Variável	Conceito(s)	Grupo(s)
Análise do estado clínico do paciente	Segurança	Estado clínico do paciente
Escolha do instrumento de incisão	Acessibilidade e Segurança	Instrumentação
Escolha do antisséptico apropriado	Segurança	Instrumentação
Trajetória da incisão	Acessibilidade, extensibilidade e segurança	Técnica de incisão
Tamanho da incisão	Acessibilidade, extensibilidade e segurança	Anatomia e Técnica de incisão
Profundidade	Acessibilidade e segurança	Anatomia e Técnica de incisão
Localização da incisão	Acessibilidade, extensibilidade e segurança	Anatomia e Técnica de incisão
Tempo para realização de incisão	Segurança	Técnica de incisão

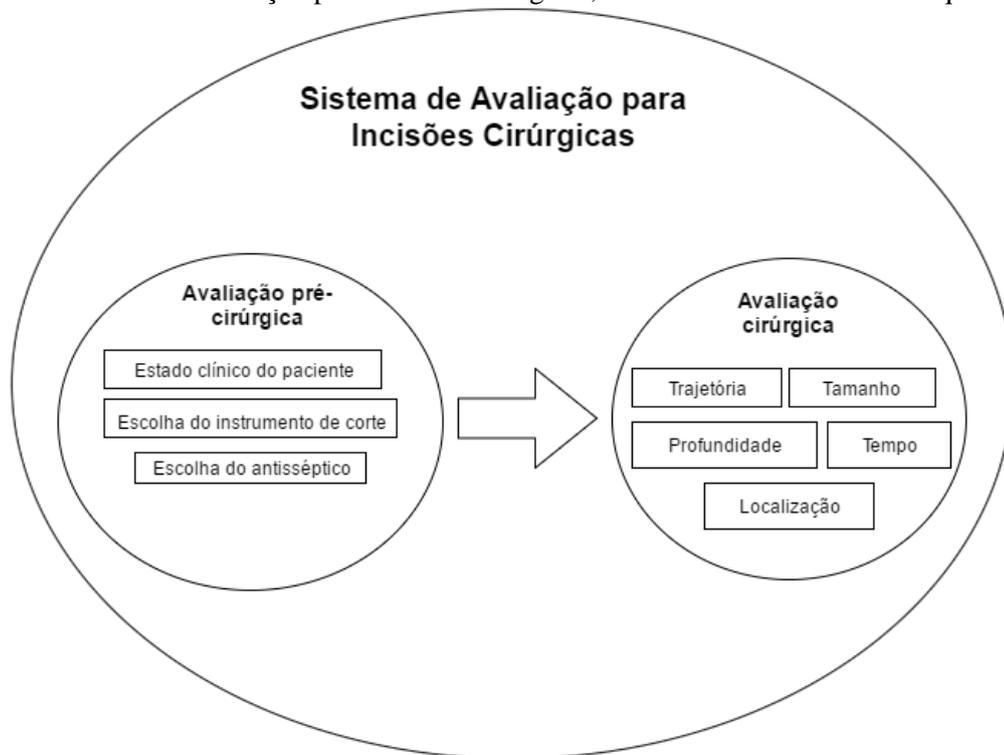
Fonte: Elaborada pelo autor.

O sistema de avaliação foi desenvolvido com base nas ideias expostas anteriormente, que englobam os conceitos fundamentais para as incisões e a ideia de que existem componentes relacionados à incisão que necessitam de avaliação tanto antes quanto durante a realização da cirurgia. Por isso, o sistema é composto por duas camadas: a camada de avaliação pré-cirúrgica e a camada de avaliação cirúrgica, as quais são exploradas nas seções subsequentes. A Figura 33 esquematiza o sistema e mostra as variáveis que cada camada processa.

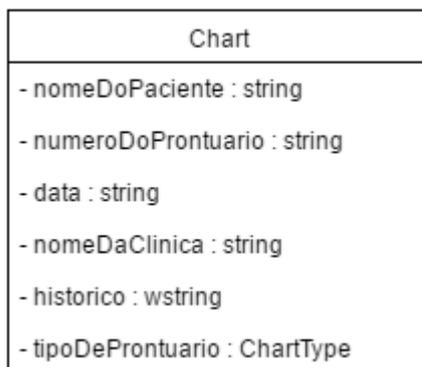
5.5.1 Avaliação pré-cirúrgica

Para apresentar estas informações ao usuário, optou-se por desenvolver um prontuário resumido, condensando as informações básicas do paciente e as condições dele, como seu nome, a data de sua entrada no local de atendimento, e seu histórico. Outras informações foram acrescentadas para tornar o prontuário mais realista, como um número de prontuário, o nome da clínica onde o paciente se encontra, e o nome do médico responsável. Estas últimas informações não têm influência na avaliação. A Figura 34 mostra o diagrama da classe *Chart*, que representa esta ideia do prontuário computacionalmente.

Figura 33: Sistema de avaliação para incisões cirúrgicas, suas camadas e as variáveis que englobam



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 34: Diagrama da classe Chart (Prontuário)

Fonte: Elaborada pelo autor.

Duas variáveis desta classe são importantes para a avaliação, o histórico do paciente e o tipo de prontuário. A partir do histórico do paciente, o usuário do sistema deve ser capaz de identificar se há algo que impeça o paciente de prosseguir para a cirurgia. Por se tratar de um sistema computacional, apenas um número finito de prontuários pode ser gerado, cada um tratando de um caso específico, e é isto que a variável tipo de prontuário representa: dependendo do tipo escolhido no momento da criação de um prontuário, o texto contido no histórico é alterado.

A avaliação deste quesito passa a ser então algo binário, uma questão de “certo ou errado”. O texto do prontuário é exibido para o usuário e, com base na escolha de tratamento dele e o tipo de prontuário associado, o sistema de avaliação atribui um resultado correto ou incorreto para este quesito. A escolha do tratamento citada acima é outra variável do sistema, registrada na classe *AssessmentManager*.

A avaliação para os critérios de escolha do instrumento cirúrgico e escolha do antisséptico apropriado funcionam de maneira similar. Em ambos os casos existe um conjunto (um vetor) com elementos considerados como escolhas corretas. Quando o usuário faz sua escolha durante a execução de uma simulação, ela é registrada e verifica-se se ela está contida no respectivo conjunto. Caso esteja, o usuário recebe avaliação positiva, caso não esteja, a avaliação atribuída é negativa. O Quadro 5 sintetiza as variáveis consideradas nesta camada da avaliação, os valores que podem assumir e os resultados possíveis para as avaliações.

Quadro 5: Variáveis da camada de avaliação pré-cirúrgica, valores que podem assumir e possíveis resultados para a avaliação

Variável	Valores Possíveis	Resultados possíveis
Tipo de tratamento (derivado do histórico do paciente).	Diferentes textos descrevendo o estado do paciente, dos quais deve-se extrair o tratamento apropriado.	“Tratamento escolhido corretamente”, se o tipo do prontuário corresponder ao tipo de tratamento escolhido, e “tratamento escolhido incorretamente” no caso contrário.
Instrumento de incisão	Lista contendo nomes de diferentes instrumentos, sendo ao menos um deles a escolha correta.	“Instrumento de incisão escolhido corretamente” ou “Instrumento de incisão escolhido incorretamente”.
Antisséptico	Lista contendo nomes de diferentes antissépticos, sendo ao menos um deles a escolha correta.	“Antisséptico de incisão escolhido corretamente” ou “Antisséptico de incisão escolhido incorretamente”.

Fonte: Elaborado pelo autor.

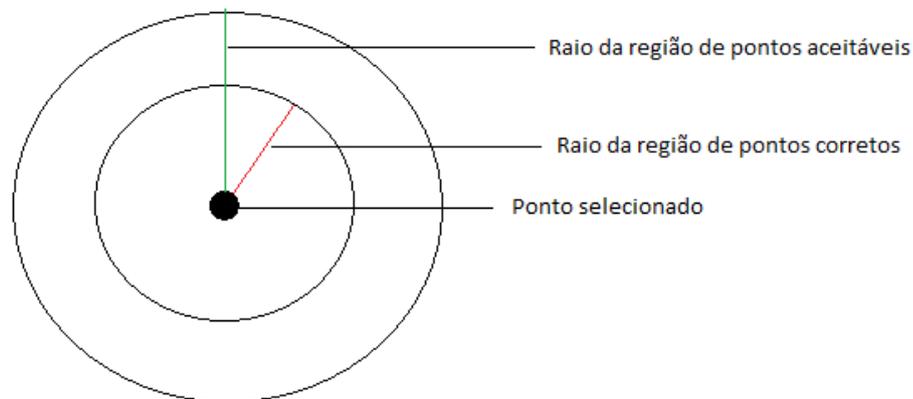
5.5.2 Avaliação cirúrgica

Concluída a avaliação pré-cirúrgica, dá-se início à avaliação que ocorre durante a cirurgia, quando a incisão propriamente dita é realizada. As variáveis envolvidas nesta etapa são numéricas e representam grandezas matemáticas e físicas: a localização da incisão, o tamanho (ou extensão), a profundidade, a trajetória e o tempo levado para concluir a incisão. Todas estas variáveis são obtidas diretamente da interação do usuário com o sistema, e o dispositivo utilizado para isso pode ser um fator limitante: ao utilizar um mouse, por exemplo, a obtenção de dados de profundidade é prejudicada, dado o caráter bidimensional deste dispositivo. Por outro lado, com um dispositivo háptico este problema é mitigado ou até mesmo eliminado, pois há mais graus de liberdade. De qualquer forma, para o desenvolvimento deste sistema de avaliação, considera-se que a informação obtida a partir do dispositivo de interação é um conjunto de pontos tridimensionais, com coordenadas (x, y, z)

no sistema cartesiano ortonormal com o eixo y positivo apontando para cima. Os dados brutos gerados pelos dispositivos são convertidos para este formato a partir do uso das informações matriciais presentes na aplicação.

Com base nisso, a avaliação para o local da incisão utilizará como critério o posicionamento dos pontos de início e término da incisão em relação a regiões em torno de pontos selecionados em algum momento anterior ao início da simulação. Três regiões são consideradas: uma região para pontos considerados corretos, uma região para pontos considerados aceitáveis e uma para os considerados incorretos. Cada região é representada por um círculo de raio R, que é especificado no mesmo momento da escolha do ponto central. É calculada então a distância do ponto central ao ponto inicial ou final capturado na interação do usuário e são feitas comparações com os raios de cada região. A avaliação depende, finalmente, da região em que o ponto estiver contido. A Figura 35 fornece uma representação gráfica deste modelo.

Figura 35: Ponto selecionado como correto e as regiões de avaliação ao redor dele



Fonte: Elaborada pelo autor.

Matematicamente, a avaliação para os pontos inicial e final da incisão pode ser representada pela Equação 15:

$$\begin{aligned}
 d &= \text{distância}(p_s, p_c) \\
 \text{se } d \leq r_c &\rightarrow \text{O ponto capturado é correto.} \\
 \text{se } r_c < d \leq r_a &\rightarrow \text{O ponto capturado é aceitável.} \\
 \text{se } d > r_a &\rightarrow \text{O ponto capturado é incorreto.}
 \end{aligned}
 \tag{15}$$

Nesta equação p_s é o ponto selecionado, p_c é o ponto capturado a partir da interação com o usuário, r_c é o raio da região de pontos corretos e r_a é o raio da região de pontos aceitáveis.

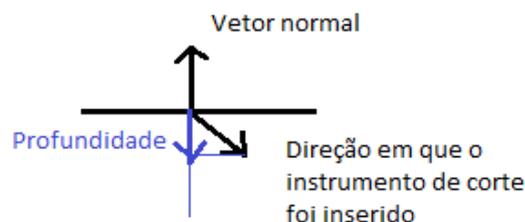
A extensão da incisão pode ser calculada de maneira aproximada a partir do caminho da incisão. A incisão essencialmente será composta por um conjunto de pontos ligados por linhas retas. A extensão dessa incisão pode ser entendida, então, como a soma dos comprimentos de cada uma destas linhas, ou seja, se tivermos um caminho com N pontos p_i , a extensão será representada pela Equação 16:

$$Extensão = \sum_{i=1}^{N-1} distância(p_i, p_{i+1}) \quad (16)$$

O resultado deste cálculo é então comparado com um valor previamente atribuído que representa a extensão apropriada da incisão. Se a diferença entre estes valores for menor ou igual a um dado nível de tolerância, a incisão é considerada correta com relação a este quesito e, caso seja maior, é considerada incorreta.

A avaliação para a variável profundidade segue a mesma lógica: é definido um valor máximo de profundidade e , se os pontos capturados estiverem em profundidades menores ou iguais a esta estabelecida, a incisão é considerada correta e, se este limite for excedido, a incisão é considerada incorreta. Atenção especial é requerida neste quesito, no entanto, para o que se considera profundidade. A Figura 36 ilustra a geometria envolvida: a profundidade é a projeção no vetor normal da superfície do vetor que representa a direção em que o instrumento de incisão foi inserido.

Figura 36: Representação gráfica do vetor profundidade



Fonte: Elaborada pelo autor.

O tempo gasto para a realização da incisão é contado a partir do momento em que ocorre a primeira colisão (com o ponto inicial da incisão) até o momento da colisão com o ponto final. Novamente, é feita a comparação do resultado obtido com um tempo pré-determinado e uma avaliação correspondente ao caso específico de o tempo ser maior ou menor é gerada.

A trajetória da incisão é a variável que exige maior atenção em sua avaliação. Pelo método de incisão que estamos utilizando neste trabalho, nossa trajetória é representada como um conjunto de pontos tridimensionais obtidos ao longo da interação. Quanto maior for esta quantidade de pontos, mais precisamente será possível reconstruir o formato contínuo da incisão a partir da discretização em linhas, mas há maior custo computacional envolvido a cada ponto acrescentado. Quanto menos pontos capturados, no entanto, pior será a representação do caminho de incisão real, havendo a possibilidade de ocorrerem problemas como o que está representado na Figura 37. É importante capturar este tipo de situação para a avaliação da incisão, uma vez que a incisão correta deve ser realizada de maneira contínua e o mais suave possível, sem mudanças bruscas na direção da incisão.

Figura 37: Problema de amostragem: o caminho de incisão (em preto) possui um pico que não é capturado na amostragem dos pontos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Temos então duas questões para avaliar com relação à trajetória da incisão:

1. Os pontos contidos nesta trajetória são pontos que fazem parte (ou estão suficientemente próximos) do caminho real da incisão?
2. Houve mudança brusca na direção da incisão (zigzagues, por exemplo) ao longo da trajetória?

Para tratar da primeira questão, dois experimentos foram conduzidos, como especificado na seção 3.4.1 da Metodologia, com o objetivo de identificar que modelo de decisão se adequaria melhor ao problema. Os resultados obtidos com estes experimentos são condensados nas Tabelas 2 e 3 a seguir.

Tabela 2: Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas para os experimentos de avaliação com trajetória de incisão utilizando quatro diferentes modelos de decisão

	Coeficiente Kappa	Taxa de Acerto
Naive Bayes		
Experimento 1	0,7833	85,56
Experimento 2	0,8417	89,44
JRip		
Experimento 1	0,7917	86,11
Experimento 2	0,8250	88,33
J48		
Experimento 1	0,9417	96,11
Experimento 2	0,8167	87,78
Rede Neural		
Experimento 1	0,8083	87,22
Experimento 2	0,7167	81,11

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 3: Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas para os experimentos de avaliação com trajetória de incisão utilizando a SVM e diferentes *kernels*

	Coeficiente Kappa	Taxa de Acerto
libSVM com kernel RBF		
Experimento 1	0,8833	92,22
Experimento 2	0,1000	40,00
libSVM com kernel linear		
Experimento 1	0,3917	59,40
Experimento 2	0,2000	46,70
libSVM com kernel polinomial		
Experimento 1	0,8000	86,66
Experimento 2	0,6083	73,89
SMO com kernel polinomial		
Experimento 1	0,7083	80,55
Experimento 2	0,6333	75,56
SMO com kernel polinomial normalizado		
Experimento 1	0,5417	69,44
Experimento 2	0,5083	67,22
SMO com kernel Puk		
Experimento 1	0,8917	92,78
Experimento 2	0,8917	92,80
SMO com kernel RBF		
Experimento 1	0,8417	89,44
Experimento 2	0,8750	91,67

Fonte: Elaborada pelo autor.

Observa-se que no primeiro experimento, com dados gerados aleatoriamente utilizando equações de retas, todos os modelos conseguiram coeficiente Kappa relativamente alto, com exceção da SVM com alguns *kernels*, o que era esperado, já que nem todo mapeamento favorecerá a decisão para um conjunto de dados. Já no segundo experimento, com dados obtidos através de interação via mouse, a SVM obteve os dois melhores coeficientes Kappa e taxas de acerto, com os *kernels* Puk e RBF.

Dentre todos os diferentes *kernels* utilizados, o Puk foi o que retornou melhor coeficiente Kappa para ambos os experimentos. É interessante observar também o mau desempenho do *kernel* RBF com a libSVM no segundo experimento, o que indica que os parâmetros utilizados no *kernel* do método SMO se adequaram melhor a estes conjuntos de dados. Nota-se, no entanto, que este *kernel* parece ser adequado para o experimento 1, principalmente no resultado obtido com a libSVM. Isto é esperado, uma vez que é possível separar os pontos iniciais e finais em regiões, e as distâncias entre tais regiões são bem definidas. Outro *kernel* que obteve bons resultados em ambos os experimentos foi o polinomial, mas ele não se adequa a sistemas de avaliação em tempo real, pois ele não foi capaz de produzir resultados em tempo aceitável para este tipo de sistema. O *kernel* linear não obteve resultados satisfatórios em nenhum dos dois experimentos, o que era esperado, uma vez que os dados utilizados, especialmente no experimento 2, são não-lineares.

Com os resultados destes experimentos, tomou-se a decisão de utilizar a SVM para a avaliação da trajetória no sistema. Para isso, foram utilizadas estratégias semelhantes às utilizadas na biblioteca libSVM, inclusive o algoritmo proposto por Fan et al. (2005) para a decomposição do problema. Foi feita uma implementação em C++ utilizando uma abordagem orientada a objetos, diferente da abordagem procedural aplicada na biblioteca libSVM, devido a melhor sinergia desta primeira abordagem com o sistema desenvolvido aqui.

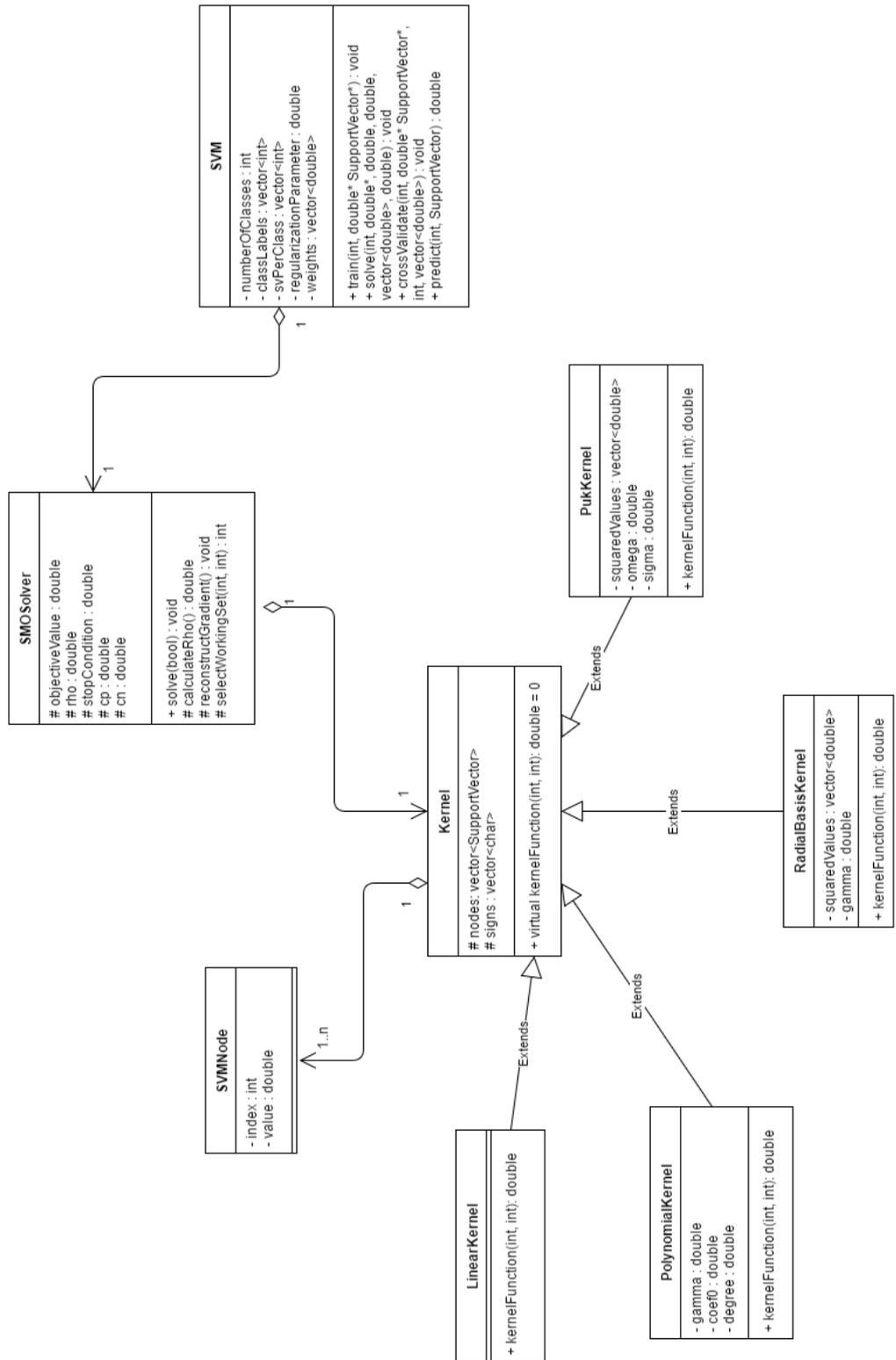
Quatro classes estão envolvidas na implementação, como mostra o diagrama na Figura 38. A classe SVMNode representa um elemento do vetor de suporte, contendo um índice e o valor deste elemento. A classe Kernel é, na verdade, uma superclasse para todos os *kernels* implementados, responsável por calcular os valores destes dados os vetores de suporte. Quatro *kernels* foram implementados, o linear, o polinomial, o de base radial e o Puk. A classe SMOSolver implementa os algoritmos para solucionar as equações da C-SVC descritas previamente (Equações 6 e 7). Por fim, a classe SVM gerencia todo o funcionamento do método, armazenando os valores dos parâmetros de interesse e coordenando as chamadas das funções necessárias para treinar o modelo e, posteriormente, realizar a avaliação.

A SVM é então treinada com o banco de dados contendo amostras de trajetórias de incisão dos três tipos estabelecidos (correto, aceitável e incorreto) e as trajetórias das próximas incisões são avaliadas com base neste modelo treinado. Todos os bancos de dados utilizados neste trabalho foram gerados a partir de simulação, utilizando o próprio *software* desenvolvido.

Para lidar com a segunda questão, que diz respeito a mudanças na direção da trajetória, utilizamos o caminho de incisão completo obtido da interação do usuário, sem a redução através do cálculo das medianas descrita anteriormente. Dados dois pontos no caminho da incisão, a direção do primeiro ponto ao próximo é simplesmente o vetor normalizado entre esses dois pontos. Podemos calcular então as direções para cada par de pontos consecutivos do caminho da incisão e aplicar a propriedade vetorial que diz que o produto interno entre dois vetores unitários é o cosseno do ângulo entre eles para obter, então, os ângulos entre cada par de vetores direção. Dessa forma, podemos estabelecer um limite máximo para o desvio entre os vetores, de tal forma que se ele for excedido, sabemos que houve mudança significativa na direção da incisão, podendo então classificá-lo como incorreto nesse aspecto.

Após a avaliação de todas estas variáveis, é possível gerar o relatório final do desempenho do usuário, relatando o que foi feito corretamente ou incorretamente com relação a cada uma das variáveis. O Quadro 6 condensa as variáveis tratadas nessa camada do sistema de avaliação, os valores que podem assumir e os resultados possíveis para as avaliações.

Figura 38: Diagrama das classes associadas à SVM



Fonte: Elaborada pelo autor

Quadro 6: Variáveis da camada de avaliação cirúrgica, valores que podem assumir e possíveis resultados para a avaliação

Variável	Valores Possíveis	Resultados possíveis
Local da incisão	Pontos tridimensionais representando o ponto inicial e o ponto final da incisão.	Local da incisão correto, aceitável ou incorreto, dependendo do posicionamento dos pontos.
Extensão da incisão	Um número decimal representando a soma das distâncias entre cada par de pontos consecutivos do caminho de incisão.	Extensão correta, maior ou menor que o ideal, dependendo do valor obtido no cálculo.
Profundidade da incisão	Conjunto de números representando a profundidade de cada ponto do caminho de incisão.	Profundidade correta ou excedida, caso algum dos pontos tenha profundidade maior que o limite.
Tempo para a realização da incisão	Número calculado a partir da diferença entre o instante em que foi obtido o ponto final da incisão e o instante do ponto inicial.	Incisão realizada em tempo correto, muito rapidamente ou muito lentamente, dependendo do valor calculado.
Trajetória da incisão - posição	Conjunto de pontos representando o caminho de incisão.	Trajetória correta, aceitável ou incorreta, de acordo com a saída da SVM.
Trajetória da incisão - direção	Conjunto de pontos representando o caminho de incisão.	Incisão realizada sem desvios ou com desvios significativos, de acordo com os ângulos entre cada par de vetores consecutivos.

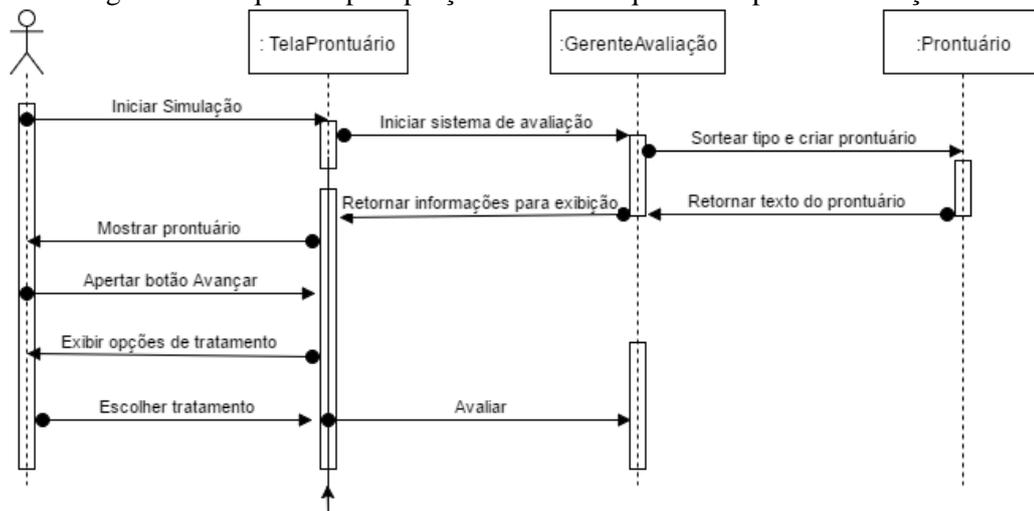
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.6 SIMULAÇÃO DA INCISÃO SUBMENTONIANA

Com o objetivo de verificar o funcionamento do sistema de avaliação e validá-lo, foi desenvolvida uma simulação voltada para a realização de incisão submentoniana, que é parte do procedimento cirúrgico de tratamento de fratura na sínfise mandibular. As métricas utilizadas para a avaliação são as mesmas levantadas previamente, como registrado na seção 2.1.1 da fundamentação deste trabalho. Não foi encontrada métrica para a variável tempo de realização da incisão.

Com base nas variáveis do sistema, podemos definir as tarefas que o usuário deve ser capaz de realizar no sistema e os elementos que o sistema precisa exibir para o usuário. Inicialmente, o prontuário do paciente deve ser exibido, contendo o histórico, onde haverá a descrição do estado clínico do paciente, a partir do qual o usuário deve decidir se o paciente está apto a prosseguir para a cirurgia com a incisão submentoniana ou se a cirurgia não deve ser realizada. A Figura 39 traz o diagrama de sequência para esta etapa do sistema. A Figura 40 mostra a tela de prontuário e a Figura 41 apresenta a tela de decisão do tratamento.

Figura 39: Diagrama de sequência para porção do sistema que diz respeito à avaliação do tratamento.



Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida, o usuário deve selecionar o instrumento a ser utilizada na incisão (bisturi, neste caso) e antisséptico. É importante ressaltar que a avaliação já acontece de maneira automática quando as escolhas são feitas, apesar de não ser exibida imediatamente. A Figura 42 mostra um diagrama de sequência que representa estas tarefas de escolha. As Figuras 43 e

44 representam, respectivamente, as telas de seleção de instrumento de incisão e de antissépticos.

Figura 40: Tela do prontuário

The screenshot shows a window titled 'MainScreen' with a light orange background. It contains the following fields and text:

- Nome do paciente: John Doe
- Número do Prontuário: 29/5/2017 Data: Cirurgia Buccomaxilar
- Clinica: 61425
- Histórico do paciente:

O paciente sofreu um acidente de moto, que resultou em lacerações faciais e fratura na região da aríste mandibular. Os ferimentos superficiais foram tratados na chegada do paciente ao local de atendimento, se encontrando em bom estado e com aspecto dentro do padrão esperado para este tipo de lesão. O paciente não apresenta histórico de doenças cardíacas, diabetes ou outros agravos que requerem atenção especial.
- Buttons: Voltar and Avançar

Fonte: Elaborada pelo autor.

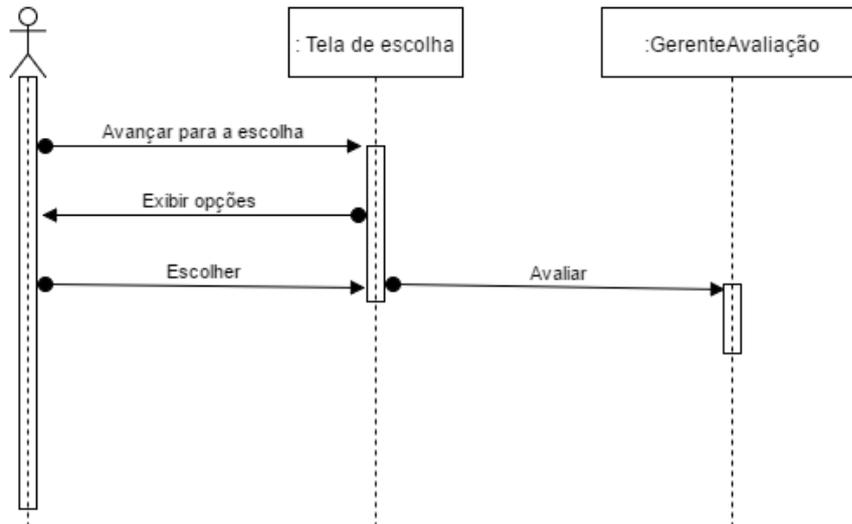
Figura 41: Tela de decisão do tratamento

The screenshot shows a window titled 'MainScreen' with a light orange background. It contains the following elements:

- Question: Dada a condição atual do paciente, qual o melhor curso de tratamento?
- Options:
 - Seguir para a cirurgia utilizando incisão submentoniana
 - Elaborar outro plano de tratamento
 - Examinar o prontuário novamente

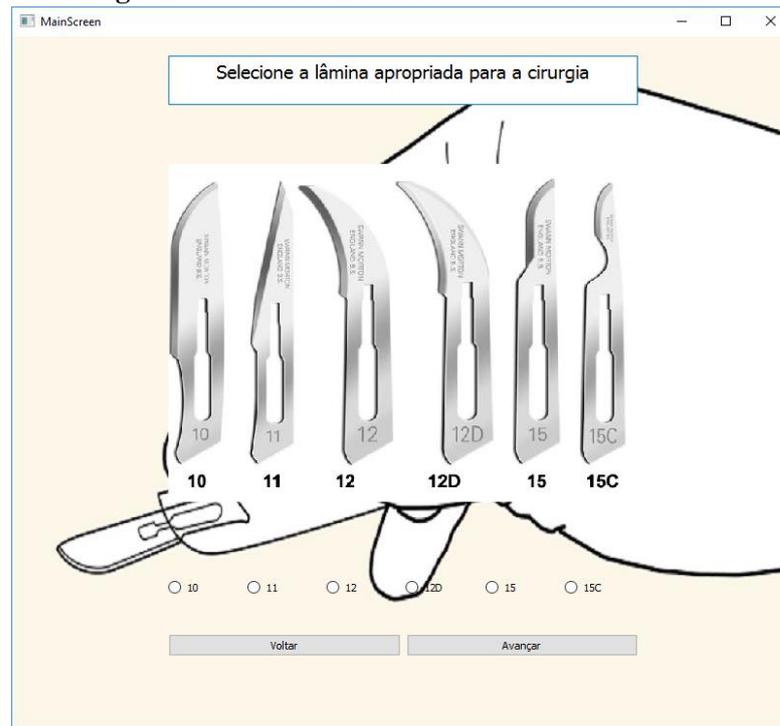
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 42: Diagrama de seqüência para escolha do instrumento de incisão e do antisséptico



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 43: Tela de escolha do instrumento de incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

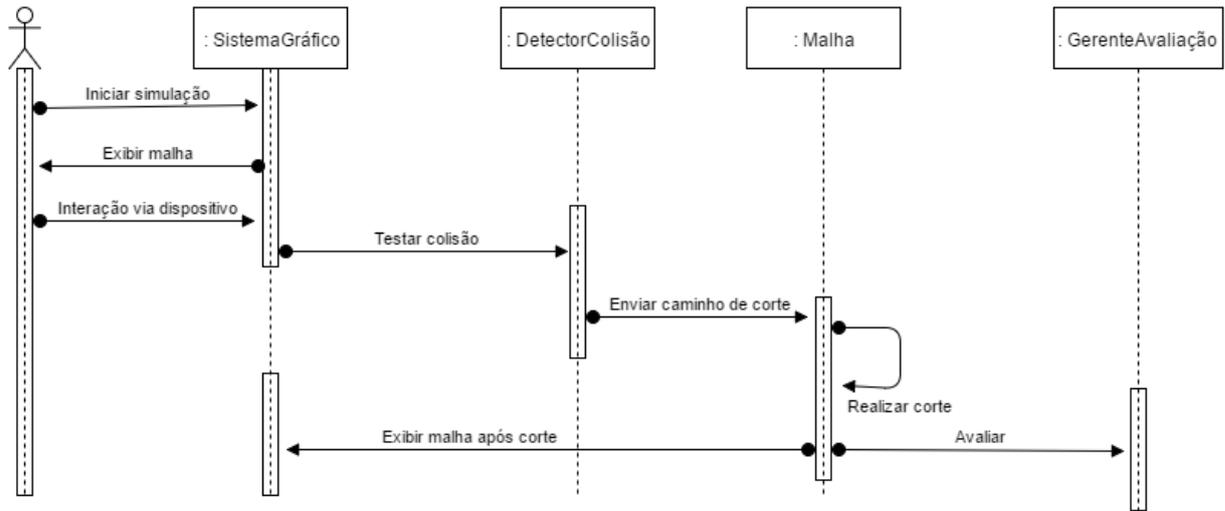
Figura 44: Tela de seleção de antissépticos

Fonte: Elaborada pelo autor.

Concluída a fase pré-cirúrgica, dá-se início à etapa da incisão propriamente dita. Aqui, além do usuário e do sistema de avaliação, temos a ação de outro ator, que é o dispositivo de interação utilizado, que fornecerá as posições que se tornarão, eventualmente, o caminho da incisão. Para cada novo ponto captado, acontece o teste de colisão. Caso a colisão ocorra, inicia-se o processo de montagem do caminho de incisão, que é concluído apenas quando o sistema parar de detectar novas colisões. De posse do caminho de incisão, todo o procedimento descrito previamente, que inclui a simplificação do caminho utilizando as medianas e a subdivisão dos triângulos é feito. Terminado esse processamento da malha de triângulos, os dados são então passados para o sistema de avaliação, que junto com os valores pré-estabelecidos a partir das métricas obtidas, realiza a avaliação da porção cirúrgica. A Figura 45 traz o diagrama de sequência para esta parte do sistema.

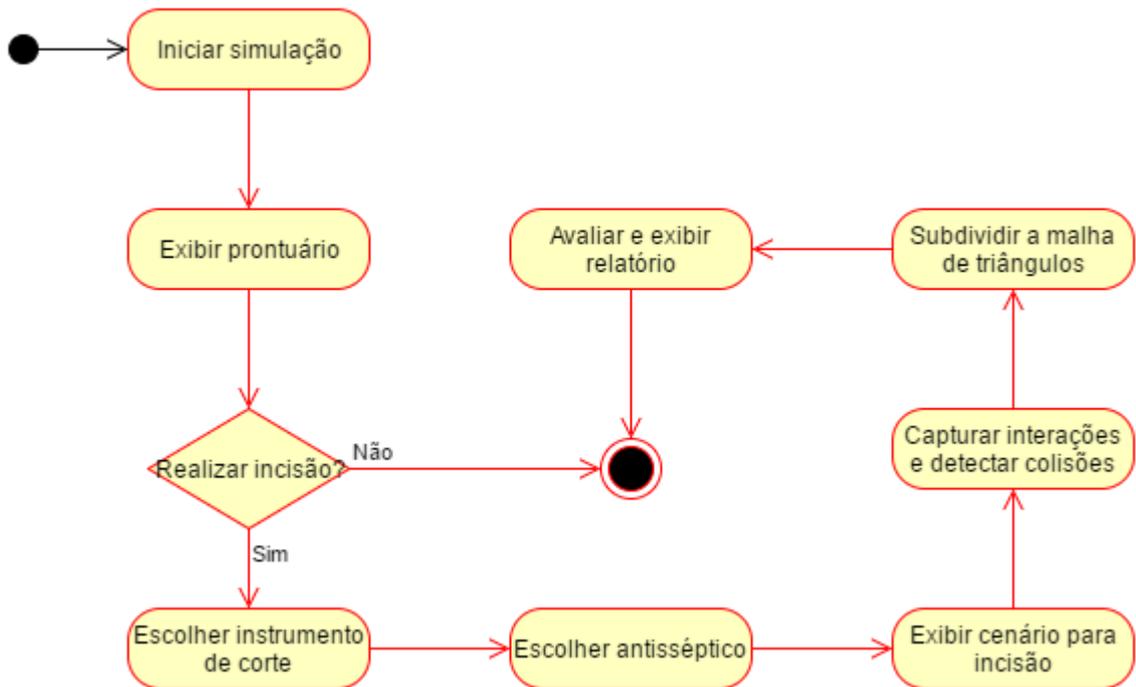
Finalmente, terminada a execução da etapa cirúrgica, é gerado o relatório final com o desempenho do usuário, contendo as decisões do sistema de avaliação para cada uma das variáveis avaliadas, encerrando então a simulação. A Figura 46 mostra o diagrama de atividade do sistema completo. Na Figura 47, tem-se a tela com um relatório de desempenho referente a uma avaliação com as variáveis pré-cirúrgicas.

Figura 45: Diagrama de sequência das tarefas relacionadas à incisão



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 46: Diagrama de atividades do sistema completo



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 47: Tela de relatório de desempenho com a avaliação pré-cirúrgica

Relatório de Desempenho		
Decisão do Tratamento:	Tratamento correto.	Mais Informações
Escolha do instrumento de corte:	Bisturi escolhido corretamente.	Mais Informações
Escolha do antisséptico:	Antisséptico escolhido corretamente.	Mais Informações
Local da incisão:		Mais Informações
Profundidade da incisão:		Mais Informações
Tempo gasto:		Mais Informações
Direção da incisão:		Mais Informações
Trajectoria da incisão:		Mais Informações
Voltar para Página Inicial		

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a avaliação dentro do sistema, especificamente para este tipo de incisão, foi gerado outro banco de dados, seguindo as mesmas diretrizes dos bancos dos experimentos anteriores, mas agora utilizando dados obtidos a partir de interação do usuário com o sistema via dispositivo háptico. As amostras podem ser consideradas “corretas”, caso sigam as métricas estabelecidas para a incisão submentoniana, “aceitáveis”, caso apresentem valores com pequenas discordâncias em relação às métricas estabelecidas, ou “erradas”, no caso em que apresentem valores que são consideravelmente distantes das métricas. Para definir o que seriam estas pequenas discordâncias, tomou-se proveito da própria triangulação do modelo utilizado, estabelecendo-se conjuntos de triângulos apropriados para cada um dos casos.

Os valores utilizados para as variáveis físicas da avaliação foram obtidos a partir de cálculos sob este banco de teste, uma vez que não houve calibração profissional do sistema até o momento. Os pontos inicial e final ideais foram definidos como a média dos pontos inicial e final de cada amostra classificada como correta do banco de teste, respectivamente. O raio da região correta é a distância média destes pontos ideais aos pontos da classe correta, e o raio da região aceitável é a distância média dos pontos ideais aos pontos na classe aceitável. A

profundidade e o tempo também foram obtidos a partir da média dessas variáveis para cada amostra. Para a avaliação da trajetória foi feito o treinamento da SVM com os quatro diferentes *kernels*, variando os parâmetros específicos de cada, visando a encontrar aquele que retornasse a avaliação mais precisa. Os melhores resultados com cada kernel, bem como os parâmetros utilizados são condensados na Tabela 4.

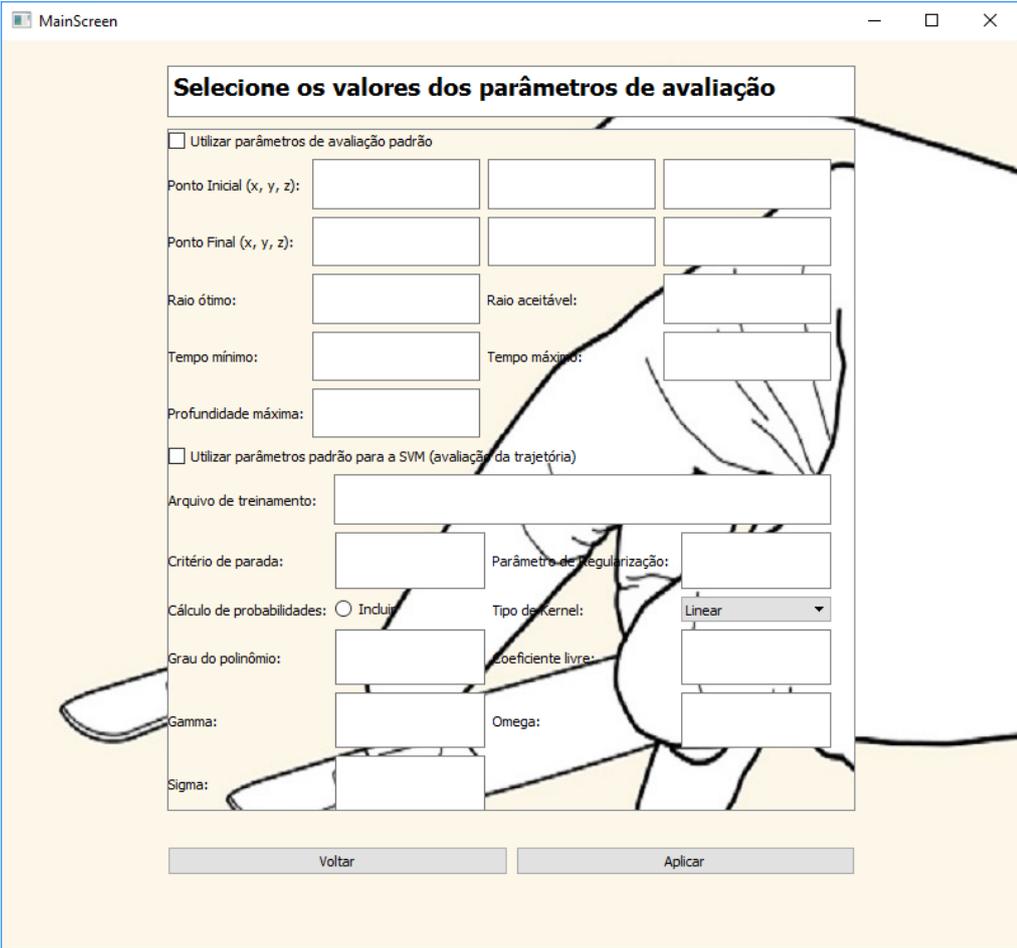
Foi inclusa no sistema uma tela de opções, que permite que um usuário escolha os valores que deseja para os parâmetros da avaliação, incluindo também os relacionados ao treinamento da SVM, sendo então uma alternativa para os cálculos realizados para definir as métricas a partir do banco de dados. A Figura 48 exibe esta tela.

Tabela 4: Coeficientes Kappa e taxas de acerto obtidas utilizando a SVM e diferentes *kernels* com o banco de dados gerado para a incisão submentoniana

Kernel	Coeficiente Kappa	Taxa de Acerto
Linear	0,6263	74,81
Polinomial (grau=3, coef0=0, gamma=1)	0,6648	77,40
RBF (gamma = 1)	0,7417	82,59
Puk (sigma = 0,1, omega = 0,1)	0,9560	97,03

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 48: Tela de opções



The screenshot shows a window titled 'MainScreen' with a yellow background. The main heading is 'Seleção dos valores dos parâmetros de avaliação'. Below this, there are two main sections. The first section is titled 'Utilizar parâmetros de avaliação padrão' and contains several input fields: 'Ponto Inicial (x, y, z):' with three boxes, 'Ponto Final (x, y, z):' with three boxes, 'Raio ótimo:' with one box, 'Raio aceitável:' with one box, 'Tempo mínimo:' with one box, 'Tempo máximo:' with one box, and 'Profundidade máxima:' with one box. The second section is titled 'Utilizar parâmetros padrão para a SVM (avaliação da trajetória)'. It contains: 'Arquivo de treinamento:' with a text box, 'Critério de parada:' with one box, 'Parâmetro de regularização:' with one box, 'Cálculo de probabilidades:' with a radio button labeled 'Incluir', 'Tipo de kernel:' with a dropdown menu showing 'Linear', 'Grau do polinômio:' with one box, 'Coeficiente livre:' with one box, 'Gamma:' with one box, 'Omega:' with one box, and 'Sigma:' with one box. At the bottom, there are two buttons: 'Voltar' and 'Aplicar'.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A implementação do sistema de avaliação proposto neste trabalho foi um processo com diversas etapas, desde a extração dos conceitos fundamentais da incisão e de sua simulação computacional, passando pela escolha dos modelos de decisão que viriam a compor o sistema, e chegando às decisões arquiteturas e à codificação.

Os resultados obtidos, bem como algumas particularidades sobre as escolhas feitas e sobre o processo de desenvolvimento como um todo, servem como base para uma discussão mais aprofundada sobre o assunto e os diferentes conceitos associados, o que será feito no capítulo a seguir.

6 DISCUSSÃO

Ao longo do desenvolvimento deste trabalho, caminhou-se por diversas áreas do conhecimento, incluindo Medicina, Odontologia, Estatística e Computação. O objetivo foi combinar conceitos dessas áreas para criar uma simulação de incisão cirúrgica com suporte à avaliação. Com isso, foi possível ter acesso a informações e técnicas que, embora não sejam necessariamente novas ou inovadoras, não haviam sido ainda aplicadas de maneira conjunta.

O agrupamento deste rol de conhecimentos requereu um estudo aprofundado sobre vários tópicos, o que evidenciou a existência de uma pluralidade de maneiras que poderiam ser empregadas para construir o sistema que se desejava. Foi necessário, então, tomar decisões sobre o que viria a fazer parte deste trabalho e como isso seria feito. Esta seção busca justificar essas escolhas, mostrando as vantagens e limitações que elas trouxeram. Além disso, será feito também o aprofundamento dos resultados obtidos, considerando as possíveis consequências que surgem a partir deles.

6.1 OS MAPAS CONCEITUAIS E AS VARIÁVEIS DO SISTEMA

Os dois mapas conceituais criados neste trabalho tiveram como objetivo expor os conceitos relacionados à incisão cirúrgica em dois domínios diferentes, o da saúde e o da computação, e agrupá-los em categorias, facilitando a sistematização do conhecimento adquirido. No contexto específico das incisões cirúrgicas, não foram encontrados outros mapas conceituais para que se pudesse realizar uma comparação entre os conceitos levantados por cada autor. É importante ressaltar, no entanto, que mapas conceituais são empregados em diferentes situações dentro da área de saúde, como forma de esquematizar procedimentos e estimular o pensamento crítico acerca de determinado assunto (WAHL; THOMPSON, 2013).

É importante observar a correspondência entre os dois mapas. Dos quatro grupos definidos no primeiro mapa, apenas um deles, o estado clínico do paciente, não possui relação direta com a implementação computacional da incisão, sendo algo capturado apenas pelo sistema de avaliação, ao menos no caso da simulação feita neste trabalho. Ainda assim é possível encontrar formas de incluí-lo na simulação da incisão, através do uso de componentes extras, como texturas ou simulações de fluidos. No caso da fratura mandibular, por exemplo, seria possível aplicar uma textura para indicar que o local está infeccionado, ou utilizar de simulação de fluidos para representar um sangramento. Outros trabalhos já trazem soluções que utilizam este tipo de ferramenta, como é o caso do trabalho de Ruthenbeck et al.

(2013), que combina técnicas de iluminação e texturização para tornar a simulação de cirurgia endoscópica no seio nasal mais fotorrealista. Como exemplo de simulação de sangramentos, tem-se o trabalho de Zátanyi et al. (2005), que desenvolveu uma maneira de simular sangramento durante a simulação do procedimento de histeroscopia. Dada a presença de diferentes estruturas na região da mandíbula e da alta vascularização da região, que conta com a passagem de vasos sanguíneos importantes, como a artéria e a veia faciais (NETTER, 2008), a inclusão de elementos que contribuam com o realismo da simulação pode contribuir com o aprendizado e melhorar a experiência dos usuários em geral. Neste trabalho, no entanto, teve-se como objetivo principal o desenvolvimento do sistema de avaliação, o qual não seria diretamente afetado por estes componentes. Além disso, devido à maneira como o *software* foi organizado, como discutido posteriormente, seria possível incluir estes componentes de maneira simples e sem afetar a avaliação.

A anatomia e a instrumentação são fundamentalmente ligadas à representação geométrica adotada pelo sistema, uma vez que para obter um grau de realismo elevado nas simulações, é necessário utilizar modelos tridimensionais com número suficientemente alto de primitivas para obter uma representação fiel dos objetos envolvidos, ou empregar técnicas de adaptabilidade (MANTEAUX, 2016). Neste trabalho escolheu-se a representação com triângulos, o que traz algumas consequências com relação ao realismo e dentro do próprio contexto da avaliação, como é discutido na seção posterior.

Já a técnica de incisão tem relação direta com a detecção de colisão, uma vez que as variáveis englobadas por ela dependem, no mundo representado computacionalmente, dos pontos de contato entre os diferentes objetos da cena. A detecção de colisão é, possivelmente, a tarefa mais crítica do sistema, em diferentes aspectos (ERICSON, 2004). Se ela retornar resultados errados, ela pode comprometer a construção do caminho do corte e, conseqüentemente toda a avaliação. Mesmo que ela retorne resultados exatos, se o tempo gasto para a computação dela for muito elevado, o desempenho do sistema é prejudicado, podendo causar também a construção de um caminho de corte errado, pois a movimentação do dispositivo háptico independe deste teste, fazendo com que algumas posições dele possam ser perdidas enquanto a execução da detecção de colisão estiver sendo completada.

O dispositivo háptico utilizado neste trabalho adota uma taxa de atualização de 1000Hz, ou seja, a posição dele será atualizada 1000 vezes a cada segundo. Se tomarmos como exemplo o experimento com o algoritmo de colisão relatado na seção de resultados, em uma cena com 20000 triângulos, um número relativamente baixo para os padrões computacionais de hoje, o teste de colisão levaria 100ms (na implementação em CPU), o que

significa que apenas 10 pontos dos 1000 gerados por segundo poderiam ser aproveitados. Com isto em mente, foi empregada a técnica de detecção de colisão AABB, com vistas a diminuir a quantidade testes com primitivas, e foi feita a implementação em GPU, que como visto nos resultados do experimento (Tabela 1), leva tempo significativamente menor que aquela feita em CPU.

Outra correspondência importante de se destacar é a que existe entre os mapas, especialmente o primeiro, e as variáveis utilizadas na avaliação do sistema. Tentou-se cobrir o máximo possível dos conceitos levantados nos mapas dentro da avaliação proposta. De fato, das variáveis presentes no primeiro mapa, apenas a cauterização não foi tratada no sistema, e a espessura da lâmina não é facilmente alterável pelo usuário.

Existem, no entanto, variáveis que não foram cobertas de maneira específica nem pelo sistema e nem pelos mapas. Uma delas, por exemplo, é a questão estética da incisão: busca-se normalmente fazer incisões que deixem cicatrizes pequenas e possivelmente ocultas, quando possível (NG et al., 2016; CORTESE et al., 2016). Observa-se, no entanto, que durante o levantamento das métricas da incisão submentoniana, foi apontado pelo cirurgião entrevistado que a incisão deve ser feita abaixo da borda da mandíbula de forma que a cicatriz fique oculta, o que constitui um exemplo de abordagem que leva em consideração a estética. Isto está de acordo também com o que é realizado em outros procedimentos que também utilizam este tipo de incisão, como entubação submentoniana (HARRIS; MITCHELL; LAUGHLIN, 2015) e a cervicoplastia (RAMIREZ, 2008). Este tipo de variável constitui um desafio para a inclusão no sistema, uma vez que a estética é algo naturalmente subjetivo, sendo difícil produzir uma quantificação para ela, mas ainda assim foi possível encontrar uma maneira de torna-la presente no sistema, mesmo que de maneira indireta.

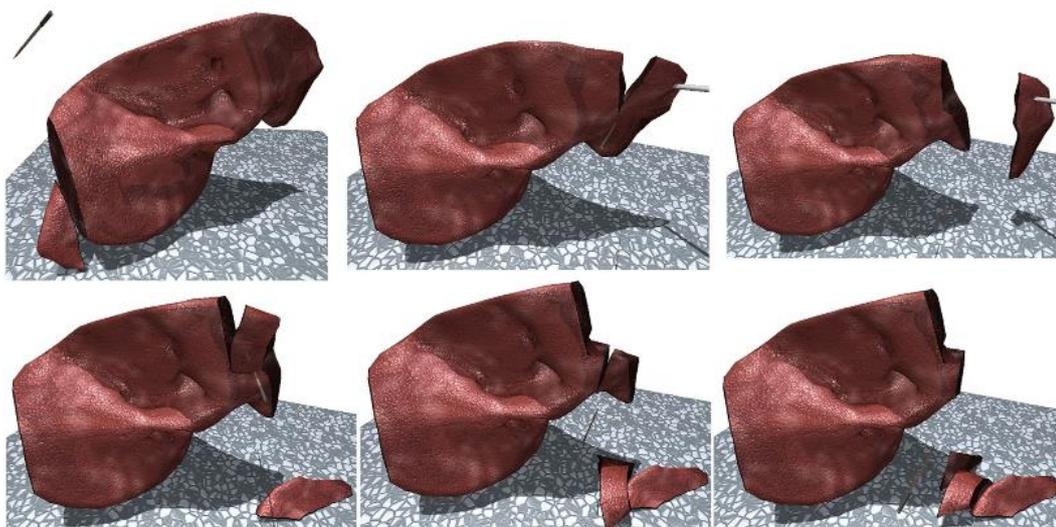
6.2 A ESCOLHA DA REPRESENTAÇÃO GEOMÉTRICA

A representação geométrica utilizada ao longo do desenvolvimento deste trabalho, como estabelecido previamente, foi a de malhas triangulares. Foi mencionado também que as malhas tetraédricas e as malhas com *voxels* poderiam ser alternativas para essa representação que potencialmente trariam uma melhor qualidade gráfica, mas que não necessariamente beneficiariam a avaliação da incisão. Exploramos mais sobre isso a seguir.

As malhas tetraédricas trazem como vantagem a representação de elementos internos do modelo. Como exemplo disso, Jia et al. (2015) utilizam, em seu trabalho sobre simulação de corte com auxílio de GPU, malhas tetraédricas, como a mostrada na Figura 49. Apesar de

realmente ter-se a impressão que o modelo não é vazio por dentro, é difícil discernir algo específico na visualização. Além disso, os algoritmos de subdivisão para tetraedros são mais complexos e custosos que os de triângulos, devido à maior quantidade de vértices e possíveis formas de se subdividir (LIU; DU, 2015).

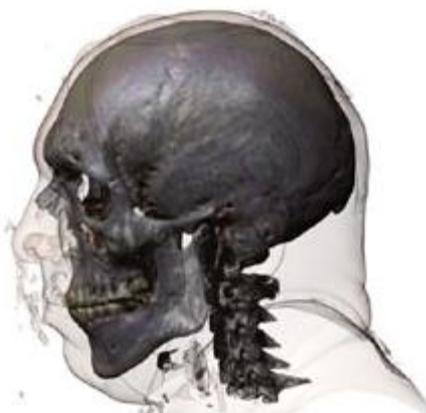
Figura 49: Modelo de fígado representado com tetraedros



Fonte: Jia et al. (2015)

A representação com *voxels* é uma abstração tridimensional para os *pixels*. É comum se pensar em *pixels* como pequenos quadrados que compõem a imagem. Analogamente, *voxels* seriam pequenos cubos que compõem imagens tridimensionais. Este tipo de técnica ganhou bastante popularidade desde o lançamento do jogo *Minecraft*, apesar de já existir há alguns anos antes do lançamento deste jogo, em um formato diferente (FERNANDO, 2004). A Figura 50 traz um exemplo de um rendering volumétrico. Assim como no caso dos tetraedros, a representação com *voxels* exigiria um número elevado de primitivas, com granularidade pequena, especialmente se se quiser representar estruturas internas ao modelo de maneira detalhada.

Figura 50: Rendering volumétrico de um modelo de cabeça com esqueleto visível



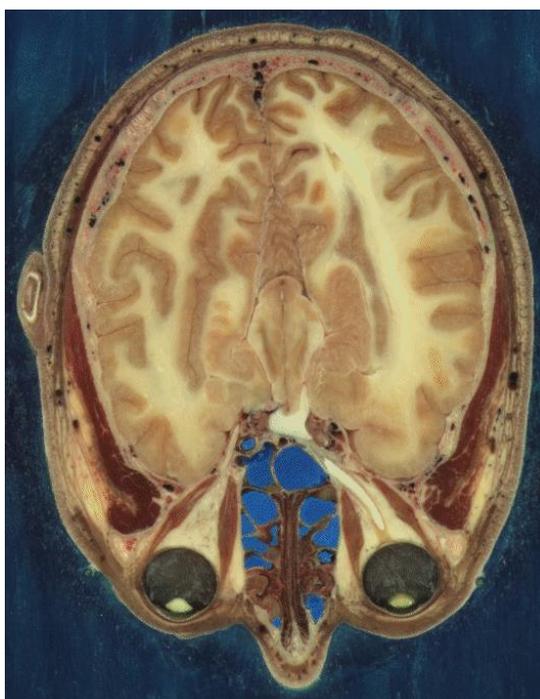
Fonte: Adaptado de Fernando (2004).

Na etapa de conceitualização deste trabalho, considerou-se criar um *rendering* volumétrico para a região da mandíbula, com base nas imagens do banco de dados *Visible Human* (SPITZER et al., 1996). A Figura 51 é uma das que compõem este banco. Cada imagem do banco tem resolução de aproximadamente 600 por 600 pixels, relativamente baixa para os padrões de hoje, o que significa que os detalhes mais refinados do corpo não são suficientemente bem capturados por essas imagens. Mesmo que fossem, o volume de dados seria grande: estimou-se que seria necessário utilizar ao menos 50 imagens para conseguir reproduzir uma porção da mandíbula suficiente para simular a incisão submentoniana, o que significaria um modelo com 18 milhões de *voxels*. Essa quantidade de primitivas requereria técnicas de armazenamento, detecção de colisão e deformação extremamente bem otimizadas para que pudesse funcionar em tempo real, preferencialmente com auxílio de hardware paralelo, como as GPUs. Ainda assim, devido à baixa resolução das imagens, estruturas como nervos e vasos sanguíneos de tamanho diminuto dificilmente seriam representados pelo modelo com acurácia, o que significa que apesar de fornecer um realismo gráfico alto, poucas vantagens seriam obtidas no contexto da avaliação.

Nos mapas conceituais elaborados, deu-se destaque à detecção de colisão e à deformação como processos que gerariam maior custo computacional. É importante lembrar que ambos processos dependem diretamente da representação geométrica e topológica. A escolha do uso de triângulo neste trabalho foi então feita como forma de reduzir este custo e, principalmente, simplificar o processo de avaliação, visto que as outras alternativas de primitivas não trariam vantagens significativas. Destaca-se, no entanto, que caso se deseje utilizar outras representações geométricas em conjunto com o sistema de avaliação criado,

não há impedimentos, visto que a simulação do corte é algo independente. Este relacionamento, que provém das ideias de reuso de *software*, é aprofundado em seção posterior.

Figura 51: Exemplo de imagem que compõe o banco de dados Visible Human.



Fonte: Human-Computer Interaction Lab, 2017⁸.

6.3 MÉTRICAS DO SISTEMA

As métricas utilizadas para a incisão submentoniana ao longo deste trabalho foram obtidas a partir de consulta à bibliografia da área, especificamente as obras de Netter (2008) e Ellis e Zide (2008) e entrevista com cirurgião, como exposto na fundamentação teórica. É importante destacar, no entanto, que apesar de haver o aporte teórico a partir destas fontes, os valores definidos não são os únicos que podem ser considerados corretos, devido ao caráter subjetivo que estas métricas têm no contexto dos procedimentos cirúrgicos (WIET, 2012). Outros autores ou outros cirurgiões podem definir valores diferentes e o sistema é capaz de aderir a esses novos valores, a partir da mudança de parâmetros dentro dos modelos de decisão utilizados.

⁸ Disponível em: <http://www.cs.umd.edu/hcil/visible-human/>

Macedo (2015) explora os desafios de se definir métricas para um procedimento da área de saúde, especificamente, a administração de medicamentos injetáveis. Parâmetros como o ângulo de inserção da agulha, a força aplicada, dentre outros, variam de profissional para profissional. No caso das incisões, o quadro é similar: a extensão da incisão, os locais onde ela é iniciada e/ou finalizada, a profundidade, todos esses fatores dependem da abordagem que o cirurgião preferir. As métricas estabelecidas pela literatura funcionam como noções gerais, que são posteriormente complementadas com a experiência prática.

A participação de diferentes profissionais na calibração do sistema, fornecendo suas diferentes opiniões e compartilhando suas experiências é fundamental para a construção de um sistema que seja mais representativo e realista. Isto é mostrado, por exemplo, no trabalho de Tercero et al. (2013), no qual um grupo de pessoas teve acesso a um simulador de cirurgia endovascular e as características físicas das interações deles com o sistema foram medidas, com a intenção de melhorar o realismo. A forma como as métricas foram calculadas, a partir do banco de dados gerado, é importante para o estudo da funcionalidade e da viabilidade do sistema como um protótipo, mas para o eventual uso dele em um ambiente de treinamento real, a calibração com profissionais e os testes com usuários constituirão etapas imprescindíveis.

6.4 A SVM E OS DIFERENTES MODELOS DE DECISÃO

O sistema de avaliação desenvolvido neste trabalho tem caráter inédito, uma vez que outros sistemas voltados para a avaliação das incisões não foram encontrados na literatura. A SVM foi considerada como uma candidata interessante para este trabalho após o estudo do trabalho de Allen et al. (2010), o qual não trata diretamente de incisão, mas utiliza variáveis semelhantes às que seriam necessárias para este problema. Para verificar a viabilidade do uso da SVM, dois experimentos foram realizados.

O primeiro experimento considerou apenas os pontos inicial e final da incisão para classificar as amostras como boas, aceitáveis ou ruins. A noção de trajetória acaba perdida, já que é colocada ênfase apenas nos pontos inicial e final, tornando os intermediários irrelevantes. Procurou-se corrigir este problema com o segundo experimento, que passou a considerar todos os pontos do caminho para realizar a classificação, mas isso resulta em outro potencial problema.

Já que todos os pontos serão utilizados para a classificação (e, conseqüentemente, a avaliação), é necessário que eles constem no banco de dados. Isso significa que para cada ponto capturado, três novos atributos serão incluídos no banco, as coordenadas x , y e z . É importante lembrar que está se trabalhando com um dispositivo háptico que funciona a uma frequência de 1000 Hz, o que significa que poderemos ter, potencialmente, 1000 pontos a cada segundo em situação ideal. Um banco de dados com 3000 atributos se tornaria problemático, pois o treinamento dos modelos de decisão utilizando ele levaria tempo elevado e, dependendo do modelo, a avaliação *online* (em menos de 1 segundo) não seria possível. Com isto em mente, optou-se por utilizar apenas uma porção dos pontos uniformes, capturando-os em intervalos uniformes ao longo do conjunto do original. A quantidade utilizada para a montagem dos bancos de dados utilizados ao longo deste trabalho variou entre 8 e 10. Este é outro parâmetro que também pode ser alterado internamente no sistema, caso se queira capturar mais pontos, o que representa, inclusive, outra possibilidade de pesquisa, já que se pode analisar a qualidade da classificação à medida em que se aumenta a quantidade de pontos.

Esta quantidade de atributos elevada representa, ainda, outro motivo para a escolha da SVM. O uso dos *kernels* e da técnica de seleção de *working sets*, que foi empregada na implementação deste modelo, contribuem para a redução da dimensionalidade do problema, acelerando a computação (CHANG; LIN, 2011).

De fato, os resultados obtidos com os testes realizados com o banco de dados gerado a partir das amostras coletadas com o uso do dispositivo háptico (Tabela 4) confirmam sua aplicabilidade para este problema de avaliação de trajetórias de incisões cirúrgicas. Todos os coeficientes Kappa obtidos foram acima de 0,6, o que mostra um grau de concordância satisfatório. O destaque foi, novamente, o *kernel* Puk, que conseguiu valor próximo de 1, o que significa que as classificações realizadas por ele foram corretas para a maioria dos casos.

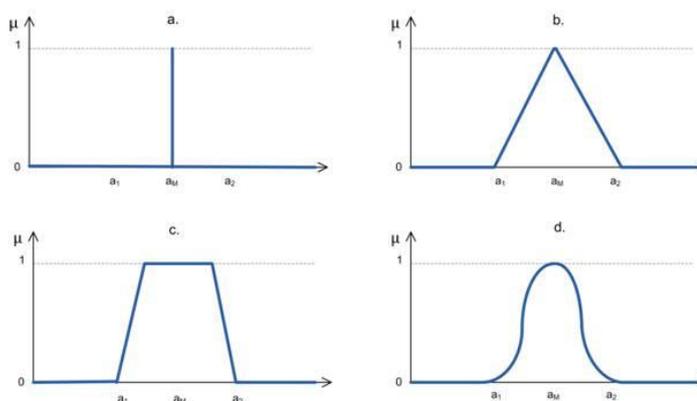
Com relação às variáveis de decisão sobre o tratamento, escolha do instrumento de incisão e escolha do antisséptico, a lógica clássica se mostra a candidata mais clara para a avaliação, devido ao fato de haver um número finito e pequeno de possibilidades de escolha e apenas um subconjunto dele ser correto, não havendo margem para incerteza, sendo a decisão claramente binária (certo ou errado) (GIVANT; HALMOS, 2008).

As outras variáveis, no entanto, requerem um olhar mais aprofundado. O tempo, a profundidade e os raios aceitável e correto para os pontos inicial e final são variáveis que trabalham dentro de uma faixa, isto é, existe um intervalo, não apenas um valor exato, dentro do qual essas variáveis recebem sua avaliação. Esta é uma característica importante pois,

como discutido quando se falava das métricas, existe uma variação no que é aceito dentro da literatura e entre os profissionais (WIET, 2012; MACEDO, 2015). É interessante considerar modelagens que considerem essas variações, as quais poderiam tornar a avaliação mais robusta.

Neste contexto, uma modelagem que merece atenção é o uso da lógica *fuzzy*. Poderíamos pensar nestas variáveis como números *fuzzy*, ou como conjuntos *fuzzy* cujos elementos seriam definidos por uma função de pertinência. Por exemplo, a métrica obtida para a incisão submentoniana diz que a extensão ideal dela é de 2 a 2,5 cm. Pode haver, no entanto, profissionais que prefiram realizar a incisão com apenas 1,5 cm, para deixar a cicatriz menor, ou 3 cm, para aumentar a área de acesso. Podemos então imaginar essa variável como um número *fuzzy* que possui uma função de pertinência associada que retornaria valores mais próximos de 1 se a extensão da incisão fosse de 2 cm e valores menores a medida que a extensão se afastasse de 2. Introduzimos assim a incerteza dessa variável de maneira natural, já que é uma característica intrínseca dela. A Figura 52 traz alguns exemplos de números *fuzzy*.

Figura 52: Exemplos de números *fuzzy*



Fonte: Slavícek, 2011⁹.

Diversos classificadores com suporte a números *fuzzy* vêm sendo desenvolvidos nos últimos anos (FERREIRA et al., 2015; MACHADO; MORAES, 2015). Versões da SVM com suporte a números *fuzzy* também existem e vêm sendo utilizadas com diferentes objetivos (SCHERER et al., 2013). Isto evidencia a possibilidade de incluir este tipo de lógica no sistema de avaliação proposto, com a perspectiva de melhor capturar as características das variáveis do problema de incisão. O estudo da combinação destes modelos de decisão dentro do sistema de avaliação aqui criado constitui um interessante trabalho futuro.

⁹ Disponível em: <https://www.codeproject.com/Articles/151161/Fuzzy-Framework>

6.5 ADAPTAÇÃO DO SISTEMA PARA OUTROS TIPOS DE INCISÃO

Uma das bandeiras defendidas pela Engenharia de Software é a do reuso. Se uma solução satisfatória para um problema existe e está disponível para uso por parte de dos desenvolvedores, na maioria das vezes é recomendável utilizá-la, e não produzir outra ferramenta para realizar a mesma tarefa. Isso se deve ao fato de que ao reutilizar software que tenha qualidade reconhecida, tem-se algumas garantias, como a segurança de que o código já passou pelo processo de testes, que há conhecimentos de especialistas embutidos nele, que ele terá padrões específicos que devem ser seguidos e que o tempo de desenvolvimento será diminuído (SOMMERVILLE, 2010).

A produção de um sistema reutilizável foi um dos objetivos almejados ao longo do desenvolvimento deste trabalho. A intenção é fornecer um *software* que tenha os componentes necessários para avaliar a incisão, e que esse pacote possa ser futuramente utilizado para simular outros tipos de incisão, não apenas a submentoniana, ou até mesmo como componentes de uma avaliação mais abrangente, como a de um procedimento cirúrgico completo. Foi com este objetivo em mente que algumas das decisões sobre a arquitetura do sistema e seu funcionamento em geral foram tomadas.

As porções do sistema que lidam com a simulação da incisão e com a avaliação estão separadas e são independentes uma da outra. O código desenvolvido para lidar com a detecção de colisão, subdivisão de triângulos e todas as tarefas relacionadas à implementação computacional de incisões funciona de maneira independente, permitindo que se troque o modelo utilizado tanto para o órgão a ser cortado quanto para o interador, sendo os únicos pré-requisito para executá-lo a presença da biblioteca OpenGL e do dispositivo háptico PHANToM Omni (atual Geomagic Touch). De forma similar, o código relacionado à SVM, às regras de lógica clássica e outras atividades relacionadas à avaliação não apresentam dependência dos arquivos da outra porção do sistema. A única dependência aqui é da biblioteca Qt, para a geração da interface gráfica utilizada na simulação do prontuário, da escolha dos instrumentos, antissépticos, etc.

A comunicação entre estas duas partes do sistema se dá por meio de dois arquivos, um contendo estatísticas como o tempo gasto durante a incisão, o ponto inicial, final, e outros valores associados às variáveis de avaliação; e outro contendo o conjunto de pontos que forma o caminho de corte. Desta forma, percebe-se que desde que sejam fornecidos estes arquivos para o sistema de avaliação, a forma como a incisão cirúrgica é simulada não afetará a avaliação.

Entende-se essa divisão como algo benéfico, pois ela permite que outros sistemas possam ser combinados com o sistema de avaliação produzido, facilitando o reuso de *software*, e possibilitando a geração de simulações mais realistas para procedimentos cirúrgicos com incisão, com uma ferramenta que realize a avaliação desta tarefa de maneira especializada.

6.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento deste trabalho perpassou por variadas áreas do conhecimento. Trata-se de um trabalho evidentemente interdisciplinar e, por conta disso, era esperado que desafios surgissem quando se tentasse integrar e harmonizar estes conhecimentos.

O resultado final deste trabalho é um protótipo de um sistema de avaliação para incisões cirúrgicas em simulações com realidade virtual. Este sistema foi desenvolvido com o ideal de reuso, fazendo que seja possível adaptá-lo ou estendê-lo para outras situações. É importante observar que há oportunidades para crescimento e para novas pesquisas a partir deste sistema, como explorado ao longo deste capítulo. Existem, naturalmente, limitações deste trabalho, o que também era esperado, diante da complexidade do assunto abordado. A ausência de testes com usuários reais representa uma limitação, mas os resultados obtidos com os dados simulados neste trabalho poderão ser confirmados em trabalhos futuros, que envolvam este tipo de teste.

É importante observar também que existe uma carência de simuladores de procedimentos cirúrgicos com avaliação que se concentrem em abordar cirurgias de escopo odontológico ou de áreas correlatas (RHIENMORA et al., 2011; GOTTLIEB; VERVOORN; BUCHANAN, 2013). Assim, este trabalho traz como contribuição um sistema que aborde um destes procedimentos, a incisão submentoniana aplicada no contexto das fraturas mandibulares.

Mais do que trazer um produto terminado, espera-se que com a conclusão deste trabalho seja possível iniciar uma discussão sobre a avaliação das incisões cirúrgicas, não só no contexto dos simuladores, mas também na maneira tradicional de se ensinar. Com toda a tecnologia que temos disponível hoje, faz-se necessário buscar formas de integrá-la ao cotidiano e melhorar os processos que utilizamos em nossas vidas profissionais.

7 CONCLUSÕES

Como exposto ao longo deste trabalho, apesar de existir um grande número de simuladores de procedimentos cirúrgicos disponíveis atualmente, poucos deles trazem consigo a capacidade de avaliar o desempenho do usuário. Em especial, a avaliação das incisões cirúrgicas de maneira aprofundada, incluindo a definição de métricas e fornecimento de *feedback* específico ao usuário não foi incorporada a nenhum dos simuladores encontrados ao longo do levantamento bibliográfico realizado. Nota-se então a carência de um simulador que trate deste problema.

A construção de um simulador para a avaliação de incisões cirúrgicas requer a definição de métricas e, como discutido, as métricas de uma incisão dependem do procedimento e da região do corpo onde ele será realizado. Logo, o simulador deve apresentar um alto grau de customização, permitindo que diferentes órgãos sejam utilizados com diferentes tipos de incisões ou se concentrar em apenas um tipo específico de procedimento cirúrgico. Para oferecer alto grau de customização é necessário obter dados sobre os diferentes órgãos e tipos de incisão existentes, e esse tipo de valor não está necessariamente disponível, pois pode ser algo ainda não mensurado, de propriedade privada ou sigiloso, ou nem ser algo universalmente aceito pela comunidade científica. Isto significa que estudos prévios são necessários para realizar as mensurações necessárias, o que tornaria tal simulador um projeto de custo elevado, tanto financeiramente quanto em relação ao tempo.

O sistema proposto neste trabalho buscou lidar com todas essas questões levantadas. Foi construído um sistema com capacidade de simular incisões cirúrgicas e fornecer avaliação para elas, a partir de métricas extraídas do estudo da literatura da área e cujos valores podem ser customizados, dependendo do procedimento abordado e da técnica utilizada. A validação do sistema foi realizada com a simulação da incisão submentoniana, técnica que faz parte do procedimento de reconstrução mandibular, o qual, por sua vez, é do domínio da cirurgia bucomaxilar.

A simulação computacional de incisão implementada utilizou primitivas triangulares e técnicas de detecção de colisão apropriadas para este tipo de primitiva. Esta representação geométrica não traz o melhor grau de realismo gráfico possível, havendo outras que poderiam trazer benefícios neste quesito. Observou-se, no entanto, que no contexto da avaliação o uso de outras representações mais refinadas não traria contribuições relevantes, podendo até mesmo prejudicá-la, devido ao custo computacional mais elevado que os algoritmos associados a elas poderiam possuir.

Os modelos de decisão utilizados, a lógica clássica e a SVM, foram escolhidos com base na observação das características de cada variável do problema e, no caso da SVM e a variável trajetória, de experimentos comparando com outros modelos de decisão. É importante se observar também que estes modelos não são os únicos que poderiam ser utilizados neste contexto, existindo a possibilidade de emprego de outros e até mesmo da combinação deles.

As métricas para a avaliação da incisão submentoniana englobam diferentes variáveis físicas e biológicas, mas como discutido anteriormente, existem variáveis que foram excluídas do sistema, devido à subjetividade em sua avaliação, como é o caso da estética da incisão. O estudo de maneiras de incorporar variáveis deste tipo constitui uma oportunidade de pesquisa e aprofundamento do sistema.

A ausência de testes com usuários e de calibração do sistema por parte de profissionais constituem limitações do sistema. O uso de dados simulados fornece, no entanto, a oportunidade de verificar a usabilidade do sistema e a viabilidade dele como instrumento de avaliação para a tarefa de incisão. Espera-se que com trabalhos futuros possa-se suprir a necessidade de melhor validar o sistema, melhorando sua aplicabilidade no contexto do treinamento de futuros profissionais.

Têm-se como contribuições deste trabalho:

- A construção do sistema de avaliação específico para incisões cirúrgicas, que pode ser utilizado para a avaliação de diferentes tipos de incisões a partir da mudança dos parâmetros da avaliação internos e do treinamento apropriado da SVM.
- A construção dos mapas conceituais, sistematizando os conhecimentos sobre as incisões a partir de diferentes pontos de vista.
- A implementação da simulação de incisão.
- O levantamento das métricas para incisão submentoniana.
- A comparação e eventual constatação da qualidade da avaliação realizada pela SVM em comparação com as realizadas por diferentes modelos de decisão para a variável trajetória.

7.1 PRODUÇÃO CIENTÍFICA

Ao longo do desenvolvimento deste trabalho foram submetidos e publicados alguns trabalhos, tanto em congresso quanto em revistas. Obteve-se o aceite de um artigo de congresso, intitulado *Study of Cutting Techniques in Simulations with Virtual Reality*, publicado no Simpósio de Realidade Virtual e Aumentada de 2015 (MOURA; MACHADO, 2015).

Outro artigo foi aceito pela Revista de Informática Teórica e Aplicada, na edição 23, cujo título é *Assessment for Surgical Incision Trajectories with SVM* (MOURA; MORAES; MACHADO, 2016). Este artigo incluiu os experimentos realizados ao longo do trabalho que resultaram na escolha da SVM como modelo de decisão a ser utilizada na avaliação da trajetória de incisão.

Além destes 2 artigos, outros artigos estão em fase de escrita, abordando os outros resultados obtidos neste trabalho, isto é, o sistema de avaliação completo e a simulação com a incisão submentoniana.

REFERÊNCIAS

ALDER, H. et al. Computer-based diagnostic expert systems in rheumatology: where do we stand in 2014? **International journal of rheumatology**, v. 2014, 10 p., 2014. doi: 10.1155/2014/672714

ALLEN, B. et al. Support vector machines improve the accuracy of evaluation for the performance of laparoscopic training tasks. **Surgical endoscopy**, v. 24, n. 1, p. 170-178, 2010.

ANDO, Ryoichi; THÜREY, Nils; WOJTAN, Chris. Highly adaptive liquid simulations on tetrahedral meshes. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, v. 32, n. 4, p. 103, 2013.

AO Foundation. **Submental Skin incision**. Dec. 2008. Disponível em: https://www2.aofoundation.org/wps/portal/surgery?showPage=approach&contentUrl=srg/91/04-Approaches/A50_Submental.jsp&bone=CMF&segment=Mandible&approach=Submental.

BASTABLE, S. B. et al. **Health Professional as educator: Principles of teaching and learning**. Jones & Bartlett Publishers, 2011.

BOAS, Y. A. G. V. Overview of virtual reality technologies. In: **Interactive Multimedia Conference 2013**. 2013. Disponível em: <https://pdfs.semanticscholar.org/4214/cb09e29795f5363e5e3b545750dce027b668.pdf>.

BRADSHAW, G.; O'SULLIVAN, C. Adaptive medial-axis approximation for sphere-tree construction. **ACM Transactions on Graphics (TOG)**, v. 23, n. 1, p. 1-26, 2004.

BRUYNS, C. D. et al. A survey of interactive mesh-cutting techniques and a new method for implementing generalized interactive mesh cutting using virtual tools. **The journal of visualization and computer animation**, v. 13, n. 1, p. 21-42, 2002.

CAMPOS, S. F.; MACHADO, L. S. **Métodos de Deformação em Sistemas Interativos**. 2008. Dissertação de mestrado. Departamento de Matemática/Departamento de Informática. Universidade Federal da Paraíba. João Pessoa-PB, Brasil.

CGAL – The Computational Geometry Algorithms Library. **CGAL 4.7 – 3D Surface Mesh Generation User Manual**. Out. 2015. Disponível em: http://doc.cgal.org/latest/Surface_mesher/index.html. Acesso em: 15 fev. 2016.

CHANG, CC; LIN, CJ. LIBSVM: a library for support vector machines. **ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology**, v.2, n. 3, p. 27, 2011.

CHOI, KS. Interactive cutting of deformable objects using force propagation approach and digital design analogy. **Computers & Graphics**, v. 30, n. 2, p. 233-243, 2006.

COHEN, J. et al. A coefficient of agreement for nominal scales. **Educational and psychological measurement**, v. 20, n. 1, p. 37-46, 1960.

CORTESE, A. et al. Zygomatic fractures: Technical modifications for better aesthetic and functional results in older patients. **International Journal of Surgery**, v. 33, p. S9-S15, 2016.

COUTO, R. C.; PEDROSA, T. G. M.; ROSA, M. B. **Erros Acontecem: A Força da Transparência no Enfrentamento dos Eventos Adversos Assistenciais em Pacientes Hospitalizados**. Instituto de Estudos de Saúde Suplementar – IESS – UFMG. Belo Horizonte, 2016.

DE BERG, M. et al. **Computational Geometry: Algorithms and Applications**. 2ª edição. Springer. 2008. 360 p.

DE CARVALHO, M. V. H. et al. O ensino de introdução à cirurgia nos Estados Unidos da América (EUA): informações obtidas em sítios eletrônicos. **Perspectivas Médicas**, v. 20, n. 2, p. 45-50, 2009.

DUMVILLE, J. C. et al. Preoperative skin antiseptics for preventing surgical wound infections after clean surgery. **The Cochrane Library**, 2013.

EDWARDS, B.; BURKE, E.; FOWELL, C. The incidence and pattern of mandibular fractures in a United Kingdom Regional Trauma Unit. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 46, n. 1, p. 259-260, 2017.

ELLIS, E.; ZIDE M. F. **Acessos cirúrgicos ao esqueleto facial**. 2º Edição. Editora Santos, 2008.

ERICSON, C. **Real-time collision detection**. CRC Press, 2004.

EY, S. et al. Feasibility of a comprehensive wellness and suicide prevention program: a decade of caring for physicians in training and practice. **Journal of Graduate Medical Education**, v. 8, n. 5, p. 747-753, 2016.

FAN, RE; CHEN, PH; LIN, CJ. Working set selection using second order information for training support vector machines. **The Journal of Machine Learning Research**, v. 6, p. 1889-1918, 2005.

FERNANDO, Randima. **GPU Gems: Programming Techniques, Tips and Tricks for Real-Time Graphics**. Pearson Higher Education, 2004.

FERREIRA, J.A.; SOARES, E.A.M.G.; Machado, L.S.; Moraes, R.M. Assessment of Fuzzy Gaussian Naive Bayes for Classification Tasks. In: **7th International Conferences on Pervasive Patterns and Applications (PATTERNS 2015)**. Nice/France. p. 64-69. 2015.

Futuro Cirurgião Buco-Maxilo-Facial. **Princípios de Tratamento das Fraturas Mandibulares**. Fev. 2012. Disponível em:

<<http://fctbmf.blogspot.com.br/2012/02/principios-de-tratamento-das-fraturas.html>>. Acesso em: 06 jun. 2017.

- GEOMAGIC. **The Geomagic Haptic Device**. 2015. Disponível em: <<http://www.geomagic.com/pt/products/phantom-omni/overview>>. Acesso em: 03 mar. 2015.
- GIBSON, S. FF; MIRTICH, B. **A survey of deformable modeling in computer graphics**. Technical Report, Mitsubishi Electric Research Laboratories, 1997.
- GIVANT, Steven; HALMOS, Paul. **Introduction to Boolean algebras**. Springer Science & Business Media, 2008.
- GLIGOROV, V. V.; WILLIAMS, M. Efficient, reliable and fast high-level triggering using a bonsai boosted decision tree. **Journal of Instrumentation**, v. 8, n. 2, p. P02013, 2013.
- GOTTLIEB, R.; VERVOORN, J. M.; BUCHANAN, J. Simulation in dentistry and oral health. In: **The Comprehensive Textbook of Healthcare Simulation**. Springer New York, 2013. p. 329-340.
- HAMDORF, J. M.; HALL, J. C. Acquiring surgical skills. **British Journal of Surgery**, v. 87, n. 1, p. 28-37, 2000.
- HARRIS, C. M.; MITCHELL, A. O.; LAUGHLIN, R. M. Microvascular Principles. **Atlas of Operative Oral and Maxillofacial Surgery**, p. 103-104, 2015.
- HO, A. K. et al. Virtual reality myringotomy simulation with real- time deformation: Development and validity testing. **The Laryngoscope**, v. 122, n. 8, p. 1844-1851, 2012.
- HOFMANN, T.; SCHÖLKOPF, B.; SMOLA, A. J. Kernel methods in machine learning. **The annals of statistics**, v. 36, n. 3, p. 1171-1220, 2008.
- HCIL – Human Computer Interaction Lab. **User Interfaces for the Visible Human Project**. 2017. Disponível em: <<http://www.cs.umd.edu/hcil/visible-human/>>. Acesso em: 26 maio 2017.
- INCISION. **Dicionário online Merriam-Webster**, 21 maio 2017. Disponível em <<https://www.merriam-webster.com/dictionary/incision>>. Acesso em: 21 maio 2017.
- INOUE, Y. et al. Novel surgical incision for treatment of extensive aortic aneurysm: a case of straight incision with rib-cross (SIRC) approach. **General thoracic and cardiovascular surgery**, v. 64, n. 1, p. 55-57, 2016.
- JIA, S. et al. CPU–GPU mixed implementation of virtual node method for real-time interactive cutting of deformable objects using OpenCL. **International journal of computer assisted radiology and surgery**, v. 10, n. 9, p. 1477-1491, 2015.
- JIN, X. et al. Meshless algorithm for soft tissue cutting in surgical simulation. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 17, n. 7, p. 800-811, 2014.

KOSCHIER, D.; LIPPONER, S.; BENDER, J. Adaptive tetrahedral meshes for brittle fracture simulation. In: **Proceedings of the ACM SIGGRAPH/eurographics symposium on computer animation**. Eurographics Association, 2014. p. 57-66.

KOT, M. **Mass Spring Models for the Simulation of Deformable Objects**. 2014. 103 f. Tese de Doutorado – Departamento de processamento de informações, Instituto de Tecnologia de Tóquio. Tóquio. 2014.

LIU, David JT; DU, Qiang. Optimization of subdivision invariant tetrahedra. **International Journal of Computational Geometry & Applications**, v. 25, n. 01, p. 37-56, 2015.

MACEDO, E. R. **Um Simulador Baseado em Realidade Virtual para o Treinamento de Estudantes na Administração de Medicamentos Injetáveis**. 2015. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal da Paraíba.

MACHADO, L. S. **A realidade virtual no modelamento e simulação de procedimentos invasivos em oncologia pediátrica: um estudo de caso no transplante de medula óssea**. 2003. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

MACHADO, L.S.; MORAES, R.M. **A Fuzzy Poisson Naive Bayes Classifier for Epidemiological Purposes**. In: Proc. 7th International Conference on Fuzzy Computation Theory and Applications, Lisbon. v.2. p. 193-198. 2015.

MAKARY, M. A.; DANIEL, M. Medical error—the third leading cause of death in the US. **The British Medical Journal** (online), v. 353, p. 21-39, 2016.

MANTEAUX, P. L. et al. Adaptive physically based models in computer graphics. In: **Computer Graphics Forum**. 2016. doi:10.1111/cgf.12941

MCGAGHIE, W. C. et al. Does simulation-based medical education with deliberate practice yield better results than traditional clinical education? A meta-analytic comparative review of the evidence. **Academic medicine: journal of the Association of American Medical Colleges**, v. 86, n. 6, p. 706-711, 2011.

MCHUGH, M. Interrater reliability: the kappa statistic. **Biochemia medica**, v. 22, n. 3, p. 276-282, 2012.

MIRTICH, B. Efficient algorithms for two-phase collision detection. **Practical motion planning in robotics: current approaches and future directions**, p. 203-223. John Wiley & Sons, Inc., 1998.

MÖLLER, T.; TRUMBORE, B. Fast, minimum storage ray/triangle intersection. Em: **ACM SIGGRAPH 2005 Courses**. ACM, 2005. p. 7.

MONGA, A.; SINGH, B. Finite State Machine based Vending Machine Controller with Auto-Billing Features. **International Journal of VLSI Design & Communication Systems**, v. 3, n. 2, p. 19-28, 2012.

- MORAES, R. M.; ROCHA, A. V.; MACHADO, L. S. Intelligent assessment based on Beta Regression for realistic training on medical simulators. **Knowledge-Based Systems**, v. 32, p. 3-8, 2012.
- MORAES, R. M.; MACHADO, L. S. Psychomotor skills assessment in medical training based on virtual reality using a Weighted Possibilistic approach. **Knowledge-Based Systems**, v. 70, p. 97-102, 2014.
- MORAIS, A. M. de. **Planejamento e desenvolvimento de um serious game voltado ao ensino de saúde bucal em bebês**. 2011. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal da Paraíba.
- MORRIS, C. et al. Mandibular fractures: an analysis of the epidemiology and patterns of injury in 4,143 fractures. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 73, n. 5, p. 951. e1-951. e12, 2015.
- MOTAMEDI, Mohammad Hosein Kalantar et al. Pattern of maxillofacial fractures: a 5-year analysis of 8,818 patients. **Journal of trauma and acute care surgery**, v. 77, n. 4, p. 630-634, 2014.
- MOURA, I.F.M.S.; MACHADO, L.S. Study of Cutting Techniques in Simulations with Virtual Reality. In: **Proc. Symposium on Virtual and Augmented Reality 2015**. Sao Paulo/SP - Brazil. p. 107-111. 2015. DOI: 10.1109/SVR.2015.22
- MOURA, I.F.M.S.; MORAES, R.M.; MACHADO, L.S. Assessment for Surgical Incision Trajectories with SVM. **Revista de Informática Teórica e Aplicada (RITA)**, v. 23, n. 1, p. 212-230, 2016.
- MÜLLER, M.; SCHIRM, S.; TESCHNER, M. Interactive blood simulation for virtual surgery based on smoothed particle hydrodynamics. **Technology and Health Care**, v. 12, n. 1, p. 25-31, 2004.
- NETTER, F. H. **Netter-Atlas de Anatomia Humana**. Elsevier Brasil, 2008.
- NG, D. S. et al. Aesthetic assessment in periciliary “v-incision” versus conventional external dacryocystorhinostomy in Asians. **Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology**, v. 253, n. 10, p. 1783-1790, 2015.
- OLSEN, D. et al. Evaluation of a hemostasis model for teaching basic surgical skills. **Veterinary Surgery**, v. 25, n. 1, p. 49-58, 1996.
- OROPESA, I. et al. Methods and tools for objective assessment of psychomotor skills in laparoscopic surgery. **Journal of Surgical Research**, v. 171, n. 1, p. e81-e95, 2011.
- PAIVA, P. V. F. **Um ambiente virtual colaborativo para educação de equipes cirúrgicas**. 2014. 102 f. Dissertação (Mestrado em Modelos de Decisão e Saúde) – Departamento de Estatística, Universidade Federal da Paraíba. João Pessoa.

PAIVA, P. V. F.; MACHADO, L. S.; VALENÇA, A. M. G. A Virtual Environment for Training and Assessment of Surgical Teams. In: **Virtual and Augmented Reality (SVR), 2013 XV Symposium** on. IEEE, 2013. p. 17-26.

PAN, J. J. et al. Virtual reality training and assessment in laparoscopic rectum surgery. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 11, n. 2, p. 194-209, 2015.

PAN, J. J. et al. Real- time haptic manipulation and cutting of hybrid soft tissue models by extended position- based dynamics. **Computer Animation and Virtual Worlds**, v. 26, n. 3-4, p. 321-335, 2015.

PATNAIK, V. V. G.; SINGLA, R. K.; BANSAL, V. K. Surgical incisions—their anatomical basis. Part IV-abdomen. **Journal of the Anatomical Society of India**, v. 50, n. 2, p. 170-178, 2001.

POOLE, David. **Linear algebra: A modern introduction**. Cengage Learning, 2014.

RAMIREZ, Oscar M. Advanced considerations determining procedure selection in cervicoplasty; part two: surgery. **Clinics in plastic surgery**, v. 35, n. 4, p. 691-709, 2008.

RHIENMORA, P. et al. Intelligent dental training simulator with objective skill assessment and feedback. **Artificial intelligence in medicine**, v. 52, n. 2, p. 115-121, 2011.

RIBEIRO, F. F. et al. Estudo da prevalência de fraturas mandibulares em Joinville-SC. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial**, v. 12, n. 3, p. 79-84, 2012.

RUTHENBECK, G. S. et al. Toward photorealism in endoscopic sinus surgery simulation. **American journal of rhinology & allergy**, v. 27, n. 2, p. 138-143, 2013.

SALLUM, A. M. C.; GARCIA, D. M.; SANCHES, M.. Dor aguda e crônica: revisão narrativa da literatura. **Acta Paulista de Enfermagem**, v. 25, n. 1, p. 150-154, 2012.

SANTOS, A. D. et al. Avaliação baseada em Lógica Fuzzy para um Framework voltado a construção de simuladores baseados em RV. Em: **Anais do XII Symposium on Virtual and Augmented Reality. Natal: Sociedade Brasileira de Computação**. 2010. p. 194-202.

SARMENTO, D. J. de S.; CAVALCANTI, A. L.; DOS SANTOS, J. A. Características e distribuição das fraturas mandibulares por causas externas: estudo retrospectivo. **Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada**, v. 7, n. 2, p. 139-144, 2008.

SCARPINO, M. **OpenCL in action**. Westampton: Manning Publications, 2011.

SCHERER, Stefan et al. Investigating fuzzy-input fuzzy-output support vector machines for robust voice quality classification. **Computer Speech & Language**, v. 27, n. 1, p. 263-287, 2013.

- SCIKIT LEARN. **SVM: Maximum margin separating hyperplane**. 2016. Disponível em: <http://scikit-learn.org/stable/auto_examples/svm/plot_separating_hyperplane.html>. Acesso em: 24 maio 2017.
- SEDERBERG, T. W.; PARRY, S. R. Free-form deformation of solid geometric models. **ACM SIGGRAPH computer graphics**, v. 20, n. 4, p. 151-160, 1986.
- SELLERS, G.; WRIGHT JR, R. S.; HAEMEL, N. **OpenGL SuperBible: Comprehensive Tutorial and Reference**. Addison-Wesley, 2013.
- SILVA, J. J.L. et al. Fratura de mandíbula: estudo epidemiológico de 70 casos. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, v. 26, n. 4, p. 645-648, 2011.
- SLAVÍČEK, V. **Fuzzy Framework**. Jan 2011. Disponível em: <<https://www.codeproject.com/Articles/151161/Fuzzy-Framework>>. Acesso em: 28 maio 2017.
- SOMMERVILLE, Ian. **Software engineering**. Pearson, 2010.
- SPITZER, V. et al. The visible human male: a technical report. **Journal of the American Medical Informatics Association**, v. 3, n. 2, p. 118-130, 1996.
- TANG, M. et al. Collision-streams: fast gpu-based collision detection for deformable models. Em: **Symposium on interactive 3D graphics and games**. ACM, 2011. p. 63-70.
- TAVARES, D. L. M. **Collision Detection Engine**. 2006. Disponível em: <<http://www.inf.ufrgs.br/~dlmtavares/portfolio.html>>. Acesso em: 09 dez. 2016.
- TERCERO, Carlos et al. Technical skills measurement based on a cyber- physical system for endovascular surgery simulation. **The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery**, v. 9, n. 3, 2013.
- TUBACHI, J. et al. Surgical Incisions: Balancing Surgical and Cosmetic Outcomes in Head and Neck Oncosurgery. **Otorhinolaryngology Clinics: An International Journal**, v. 5, n. 2, p. 47-50, 2013.
- UNDERWOOD, C. **Electrocauterization**. 2015. Disponível em: <<http://www.healthline.com/health/electrocauterization#Overview1>>. Acesso em: 09 dez. 2016.
- USÓN GARGALLO, Jesús et al. Modelo de formación piramidal para la enseñanza de cirugía laparoscópica. **Cirugia Y Cirujanos**, v. 81, n. 5, p. 420-430, 2013.
- ÜSTÜN, B; MELSSSEN, W. J.; BUYDENS, L. MC. Facilitating the application of Support Vector Regression by using a universal Pearson VII function based kernel. **Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems**, v. 81, n. 1, p. 29-40, 2006.

WAHL, S. E.; THOMPSON, A. M. Concept mapping in a critical care orientation program: A pilot study to develop critical thinking and decision-making skills in novice nurses. **The Journal of Continuing Education in Nursing**, v. 44, n. 10, p. 455-460, 2013.

WEI, S.; WEN-QI, Z. Virtual Reality technology in modern medicine. In: **2010 International Conference on Audio, Language and Image Processing**. 2010.

WHO – World Health Organization. **Orientações da OMS para a Cirurgia Segura 2009**. 2009. Disponível em: <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/44185/8/9789241598552_por.pdf>. Acesso em: 09 dez. 2016.

WHO – World Health Organization. **Surgical Safety Checklist**. Jun. 2008. Disponível em: <http://www.who.int/patientsafety/safesurgery/tools_resources/SSSL_Checklist_finalJun08.pdf>. Acesso em: 09 dez. 2016.

WIET, G. et al. Translating surgical metrics into automated assessments. In: **MEDICINE MEETS VIRTUAL REALITY, 2012**, California/USA. **Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2012**, p. 543-548.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. Physically-based Simulation of Cuts in Deformable Bodies: A Survey. In: **Eurographics (State of the Art Reports)**. 2014. p. 1-19.

WU, J.; WESTERMANN, R.; DICK, C. Real-time haptic cutting of high resolution soft tissues. In: **MEDICINE MEETS VIRTUAL REALITY, 2014**, California/USA. **Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2014**, p. 469-475.

ZARPELLON, A. T. et al. Revisão de 150 casos de fratura de mandíbula entre os anos de 2010 e 2013 no Hospital Universitário Cajuru-Curitiba, PR. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, v. 30, n. 4, p. 609-614, 2015.

ZÁTONYI, J. et al. Real-time synthesis of bleeding for virtual hysteroscopy. **Medical image analysis**, v. 9, n. 3, p. 255-266, 2005.

ZHANG, J. et al. An advanced hybrid cutting method with an improved state machine for surgical simulation. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 33, n. 1, p. 63-71, 2009.

ZHANG, Y. et al. Real Time Simulation of Tissue Cutting Based on GPU and CUDA for Surgical Training. Em: **Biomedical Engineering and Computer Science (ICBECS)**, 2010 International Conference on. IEEE, 2010. p. 1-4.