

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA DE PRODUÇÃO E SISTEMAS - PPGEPS**

ANDERSON LUIS SZEJKA

**PROPOSTA CONCEITUAL DE UM SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO
ORIENTADO AO PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO**

**CURITIBA
2012**

ANDERSON LUIS SZEJKA

**PROPOSTA CONCEITUAL DE UM SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO
ORIENTADO AO PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

Orientador: Prof. Osiris Canciglieri Júnior
Coorientador: Prof. Marcelo Rudek

**CURITIBA
2012**

ANDERSON LUIS SZEJKA

**PROPOSTA CONCEITUAL DE UM SISTEMA DE PROJETO ORIENTADO AO
PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção e Sistemas, Área de concentração: Desenvolvimento de Produto, da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia de Produção e Sistemas.

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof. Osiris Canciglieri Júnior, Ph.D – PPGEPS/PUC PR
Orientador

Prof. Agnelo Denis Vieira, Dr. – PPGTS/PUC PR
Membro Externo

Prof. Gerson Linck Bichinho, Dr. – PPGTS/PUC PR
Membro Externo

Prof. Teófilo Miguel de Souza, Dr. – UNESP-Guaratinguetá-SP
Membro Externo

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que contribuíram para realizar a minha pesquisa, seja no momento de incentivo ou de colaboração. Meus sinceros agradecimentos:

- a Deus, meu Senhor que sempre esteve ao meu lado nas horas difíceis;
- a minha esposa Ana Paula, que esteve ao meu lado e me suportou nas horas mais difíceis do desenvolvimento desta pesquisa não me deixando desanimar;
- ao meu pai Vicente e a minha mãe Agata, que sempre me incentivaram nos estudos e nunca me deixaram desistir;
- ao Professor Marcelo Rudek, meu coorientador que ajudou e me instruiu nesta pesquisa;
- aos meus familiares e amigos, pelo apoio e incentivo;
- ao Dr. José Maurício Perussolo que me forneceu subsídios técnicos para o desenvolvimento desta pesquisa;
- aos amigos da Módulo Projetos, e em especial ao Laertes que compreendeu as minhas dificuldades e me ajudou no momentos difíceis;
- aos professores e colegas do PPGEPS e da Escola Politécnica;
- a Pontifícia Universidade Católica do Paraná pelo apoio financeiro;

E em especial meus sinceros agradecimentos:

- ao Professor Osiris Canciglieri Jr, meu orientador, mestre e amigo que nos momentos de dificuldade nunca se negou a me ajudar e me fez crescer tanto profissionalmente, com a sua experiência e pessoalmente com a sabedoria de uma vida;
- a Rosana, que me acolheu em sua casa e me ajudou imensamente na revisão e finalização desta pesquisa;

“Se eu soubesse o que estou fazendo,
não seria pesquisa.”
(ALBERT EINSTEIN, 1925).

“As pessoas que são loucas o suficiente
para achar que podem mudar o mundo
são aquelas que o mudam.”
(STEVE JOBS, 1997).

RESUMO

A contínua evolução tecnológica tem forçado a integração entre diferentes áreas do conhecimento e um exemplo disso pode ser evidenciado entre a área de odontologia e a de engenharia de produto. Esta integração foi beneficiada pelo aumento significativo da capacidade de processamento dos sistemas computadorizados que permitem a simulação de modelos matemáticos que traduzem a realidade humana, buscando soluções que melhorem a qualidade de vida da sociedade. Nesse sentido, as técnicas assistidas por computador, como ferramentas de diagnósticos de doenças e procedimentos cirúrgicos estão sendo amplamente utilizadas. Contudo, existem áreas, como a implantodontia, onde o dentista cirurgião buco facial determina um conjunto de parâmetros para a realização do implante dentário somente através da visualização de imagens tomográficas tradicionais que não fornecem todas as informações necessárias ao planejamento do processo de implante. Este processo fica a critério da experiência do dentista cirurgião em tomar a decisão correta, uma vez que somente a análise por imagens não é determinística. Dessa forma, esta pesquisa propõe o desenvolvimento de um sistema de projeto orientado ao processo de implante dentário, baseado nos conceitos e técnicas da área de desenvolvimento integrado de produtos, processamento de imagens e implantodontia, que sistematiza a determinação do implante utilizando uma abordagem de modelagem baseada em modelos de produto e desenvolvimento de projeto orientado ao objeto proporcionando suporte à tomada de decisão por meio de um sistema computacional especialista. Este sistema apresenta uma interface que interage com o usuário e que é constituída por uma base de conhecimentos na forma de mecanismos de inferência que possibilitam a tradução, conversão e compartilhamento de informações para o suporte do planejamento do processo de implante dentário. A implementação do sistema foi feita utilizando a ferramenta *Matlab* da *Mathworks*, permitindo a validação desta pesquisa com casos experimentais de edêntulos parciais. Os resultados obtidos mostraram que a decisão do cirurgião, ao final do processo, será fundamentada em dados concretos e mensuráveis gerados pelo sistema através da análise das imagens tomográficas e das informações dos implantes, tornando o procedimento do implante dentário mais seguro bem como reduz os níveis de rejeição e falha dos implantes ao longo da vida do paciente.

Palavras-chave: Desenvolvimento integrado de produtos, projeto de próteses humanas, processamento de imagens tomográficas e processo de Implante Dentário.

ABSTRACT

The continuous technological evolution has forced the integration between different areas of knowledge and an example that can be highlighted is the integration between the area of dentistry and product engineering. This integration has been favored by a significant increase in the processing power of computer systems allowing the simulation of mathematical models that translate the human reality and seeks solutions to improve the quality of life of the society. Thus, the computer-assisted techniques are being widely used as tools for disease diagnosis and surgical procedures. However, there are areas such as the dental implantology, where the oral and maxillofacial surgeon determines a set of parameters to perform the dental implant only through the traditional display of tomographic images which do not provide all the necessary information for planning the dental implant process. This process depends on the surgeon expertise in making the correct decision since only the images analysis is not deterministic. Thereby, this research proposes the development of an oriented design system to the dental implant process based on the concepts and techniques of the knowledge areas of the integrated product development, imaging processing and dental implantology which systematizes the determination of the implant using a modeling approach based on product models and development of object-oriented design providing support to the decision making via a specialist computer system. This system presents an interface that interacts with the user and it is consisted by a knowledge base in the format of inference mechanisms that enable the translation, conversion and information sharing to support the planning of the dental implant process. The system was implemented using the Mathworks Matlab tool allowing the validation of this research through experimental cases of partial edentulous. The obtained results showed that the surgeon's decision at the end of the process will be founded on tangible and measurable data which are generated by the system through the analysis of the tomographic images and information of the implants what makes the dental implant procedure safer as well as the levels of rejection and failure of the implants are reduced during the patient's lifetime.

Keywords: Integrated product development, human prostheses design, Tomographic Imaging process and Dental Implants process.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Procedimentos Técnicos da pesquisa.	25
Figura 2 – Estrutura do <i>voxel</i>	29
Figura 3 - Degradação de uma imagem por compressões.	34
Figura 4 – Representação de uma imagem digital.	35
Figura 5 – Estrutura funcional de um sistema de processamento de imagens.	37
Figura 6 - Imagem e seu respectivo histograma.	40
Figura 7 – Representação esquemática da classificação das próteses.	43
Figura 8 – Prótese múltipla.	45
Figura 9 – Divisão dos pilares.	45
Figura 10 - Sete passos para o desenvolvimento de uma ferramenta usando o DFX	54
Figura 11 – Modelo de entidade e relacionamento.	56
Figura 12 - Arquitetura do sistema para o projeto do implante dentário.	58
Figura 13 – Estrutura geral do modelo do produto.	60
Figura 14 - Representação geral do aplicativo POID (Diagrama de atividades em UML).	62
Figura 15 - Representação do processo de implante unitário.	64
Figura 16 - Representação do processo de implante múltiplo.	65
Figura 17 – Representação DICOM e Representação do Implante Dentário.	67
Figura 18 – Detalhamento da representação do DICOM.	68
Figura 19 – Exemplo da variação dos cortes axiais.	69
Figura 18 – Dados contidos no cabeçalho do arquivo DICOM.	70
Figura 21 – Exemplos de cortes axiais da região da mandíbula.	71
Figura 22 – Detalhe da borda do osso e dentes no corte axial.	72
Figura 23 – Detalhe do corte transversal.	73
Figura 24 – Estrutura da representação do implante.	74
Figura 25 – Informações contidas na representação do implante dentário.	75
Figura 26 – Detalhe do condicionamento do pilar do implante.	79
Figura 27 – Mecanismos de inferência do modelo conceitual.	81
Figura 28 – Exemplificação da função 01.	83
Figura 29 – Exemplificação da função 02.	83

Figura 30 – Exemplificação da função 03.	84
Figura 31 – Delineamento da região de interesse.....	85
Figura 32 – Identificação de osso e dente.....	86
Figura 33 – Detecção de borda do osso no corte axial.....	87
Figura 32 – Delineamento dos planos de referência do eixo de simetria.....	88
Figura 35 - Pontos medianos de $PR1(x)$ e $PR2(x)$	89
Figura 36 – Eixo de simetria calculado a partir dos planos de referência.....	89
Figura 37 – Cálculo da espessura do osso.....	90
Figura 38 – Cálculo da distância entre os dentes.....	91
Figura 39 – Reta perpendicular ao eixo de simetria.....	92
Figura 41 – Conversão do corte axial em corte transversal.....	94
Figura 42 – Identificação óssea no corte transversal.....	95
Figura 43 – Identificação de nervos na área óssea.....	96
Figura 44 – Identificação do contorno do osso no corte transversal.....	96
Figura 45 – Delineamento do eixo de inclinação.....	97
Figura 46 – Identificação do comprimento do implante.....	98
Figura 47 – Histograma do osso	99
Figura 48 – Delineamento do histograma conforme a densidade óssea.....	100
Figura 49 – Requisitos de seleção do pilar.....	101
Figure 50 – Diagrama de classe do sistema.....	103
Figure 51 – Diagrama de subclasse da Representação do DICOM.....	103
Figura 52 – Diagrama de subclasse da Representação do Implante Dentário	105
Figura 53 – Diagrama entidade relacionamento da Representação do Implante Dentário.....	105
Figura 54 – Função 01 - Determinação do Implante Dentário.....	107
Figura 55 – Diagrama de atividade para determinação da região de interesse.....	108
Figura 56 – Diagrama de atividade para determinação do eixo de simetria.....	109
Figura 57 – Diagrama de atividade para o cálculo do diâmetro do corpo do implante.....	110
Figura 58 – Diagrama de atividade para determinação do corte transversal.....	112
Figura 59 – Diagrama de atividade para cálculo do comprimento do implante.....	113
Figura 60 – Diagrama de atividade para cálculo da densidade óssea.....	114

Figura 61 – Tela principal da interface do sistema.....	115
Figura 62 – Detalhe dos parâmetros do paciente.	116
Figura 63 – Detalhe dos parâmetros iniciais.	117
Figura 64 – Detalhe do status do banco de dados.....	117
Figura 65 – Detalhe da barra de visualização.	118
Figura 66 – Área dos valores teóricos do implante.	118
Figura 67 – Área de apresentação dos implantes selecionados pelo sistema.....	119
Figura 68 – Detalhe da interface abrindo o arquivo DICOM.	119
Figura 69 - Falha dentária do primeiro caso experimental.	120
Figura 70 – Seleção do corte da região de interesse.....	121
Figura 71 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.	122
Figura 72 – Análise da espessura óssea e da distância entre dentes.	123
Figura 73 – Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 01.	123
Figura 74 – Visualização do corte transversal.....	124
Figura 75 – Apresentação do comprimento do corpo do implante do caso 01.	125
Figura 76 – Apresentação da densidade do corpo do implante do caso 01.	125
Figura 77 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 01.	126
Figura 78 – Falha dentária do segundo caso experimental.	128
Figura 79 – Seleção do corte da região de interesse.....	129
Figura 80 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.	129
Figura 81 – Análise da espessura óssea e da distância entre as retas.	130
Figura 82 – Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 02.	131
Figura 83 – Visualização do corte transversal.....	131
Figura 84 – Apresentação do comprimento do corpo do implante do caso 02.	132
Figura 85 – Apresentação da densidade do corpo do implante do caso 02.	133
Figura 86 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 02.	133
Figura 87 – Falha dentária do segundo caso experimental.	135
Figura 88 – Seleção do corte da região de interesse.....	135
Figura 89 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.	136

Figura 90 – Análise da espessura óssea e da distância entre as retas.	137
Figura 91 - Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 03.	137
Figura 92 – Visualização do corte transversal.....	138
Figura 93 – Apresentação do comprimento do corpo do implante do caso 03.	139
Figura 94 – Apresentação da densidade do corpo do implante do caso 03.	139
Figure 95 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 03.	140

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Normas do padrão DICOM.....	32
Tabela 2 – Escala de Hounsfield da TC para feixe de 120 KVp.	41
Tabela 3 - Classificação dos implantes pela interface de conexão e a geometria do corpo.....	44
Tabela 4 – Dados dos implantes do tipo Hexágono Interno.....	76
Tabela 5 – Dados dos implantes do tipo Hexágono Externo.	77
Tabela 6 – Dados dos implantes do tipo Cone Morse.....	78
Tabela 7 – Dados dos modelos de pilares.	80
Tabela 8 – Classificação da densidade óssea.	98
Tabela 9 – Conjunto de corpo e pilares de implantes selecionados pelo sistema POID.....	127
Tabela 10 – Conjunto de corpo e pilares de implantes selecionados pelo sistema POID.....	134

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACR	- <i>American College of Radiology</i>
CAD	- <i>Computer Aided Design</i>
CAE	- <i>Computer Aided Engineering</i>
CAM	- <i>Computer Aided Manufacturing</i>
CAPP	- <i>Computer Aided Process Planning</i>
DICOM	- <i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
EI	- Eixo de Inclinação
FMEA	- <i>Failure Mode and Effects Analysis</i>
HU	- <i>Hounsfield Unit</i>
IA	- Inteligência artificial
OMT	- <i>Object Modeling Technique</i>
OO	- Orientado ao Objeto
OOA	- <i>Object-Oriented Analysis</i>
OOD	- <i>Object Modeling Oriented Design</i>
OOSE	- <i>Object Oriented Software engineering</i>
PDI	- Processamento Digital de Imagens
PDM	- <i>Product Data Management</i>
PI	- Ponto de intersecção
<i>Pixel</i>	- <i>Picture Element</i>
PM	- Pontos Médios
POID	- Projeto Orientado ao Implante Dentário
PR	- Reta de Referência
QFD	- <i>Quality function deployment</i>
SP	- Eixo de Simetria Perpendicular

TC	- Tomografia Computadorizada
TCFC	- Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCM	- Tomografia Computadorizada <i>Multislice</i>
TCS	- Tomografia Computadorizada <i>Single</i>
<i>Voxel</i>	- <i>Volume Element</i>
UML	- <i>Unified Modeling Language</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	20
1.2 PROBLEMA DE PESQUISA	21
1.3 OBJETIVOS	22
1.4 JUSTIFICATIVA.....	23
1.5 METODOLOGIA DA PESQUISA.....	24
1.6 ESTRUTURA DO DOCUMENTO	25
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	27
2.1 PROCESSAMENTO DE IMAGENS DE ARQUIVOS TOMOGRÁFICO	27
2.1.1 Tomografia computadorizada.....	28
2.1.1.1 Representação da imagem tomográfica	29
2.1.1.2 Características técnicas dos tomógrafos	30
2.1.2 Padrão de formatação de imagens médicas digitais	31
2.1.3 Processamento digital de imagens.....	35
2.1.3.1 Fundamentos das imagens digitais	35
2.1.3.2 Etapas do processamento de imagens.....	36
2.1.4 Considerações sobre técnicas de processamento de imagem	38
2.1.4.1 Limiarização	38
2.1.4.2 Detecção de bordas	38
2.1.4.3 Dilatação binária	39
2.1.4.4 Erosão binária.....	39
2.1.4.5 Histograma.....	40
2.1.4.6 Escala de Hounsfield	41
2.2 IMPLANTES DENTÁRIOS.....	42
2.2.1 Características dos implantes dentários.....	44
2.2.2 Osseointegração.....	46
2.2.3 Seleção de implantes dentários	47
2.2.3.1 Classificação do osso	47
2.2.3.2 Inclinação do implante dentário	49
2.2.3.3 Tipos de conexão do implante dentário	50
2.2.3.4 Diâmetro e comprimento do implante dentário	51

2.3 ENGENHARIA SIMULTÂNEA	52
2.3.1 Diagnóstico assistido por computador	52
2.3.2 Design for X (DFX)	53
2.4 PROJETO ORIENTADO AO OBJETO	54
2.4.1 Métodos orientado ao objeto.....	55
3 MODELO CONCEITUAL DO SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO	
ORIENTADO AO PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO	57
3.1 MODELO DE PRODUTO	60
3.2 DEFINIÇÃO DO RELACIONAMENTO DE INFORMAÇÕES	62
4 REPRESENTAÇÃO DO MODELO DE PRODUTO.....	67
4.1 REPRESENTAÇÃO DO DICOM	67
4.1.1 Informações requisitadas à representação do DICOM	68
4.1.2 Parâmetros de controle utilizados na pesquisa	69
4.1.3 Informações contidas nos cortes axiais	71
4.1.4 Informações contidas nos cortes transversais	73
4.2 REPRESENTAÇÃO DO IMPLANTE DENTÁRIO	74
4.2.1 Informações requisitadas à representação do implante dentário ..	74
4.2.2 Tipos de implantes	76
4.2.3 Pilar parafusado.....	78
5 MECANISMOS DE INFERÊNCIA ENTRE REPRESENTAÇÕES.....	81
5.1 MECANISMOS DE INFERÊNCIA.....	81
5.2 MECANISMOS DE INFERÊNCIA ENTRE AS REPRESENTAÇÕES DO	
DICOM E DO IMPLANTE DENTÁRIO	82
5.2.1 Determinação do implante dentário (Função 01)	82
5.2.2 Planejamento do processo de implante dentário (Função 02).....	83
5.2.3 Projeto da máscara guia (Função 03)	84
5.2.4 Determinação das Inferências da Função 01	84
5.2.4.1 Cálculo dos parâmetros do corpo do implante	85
5.2.4.1.1 Mecanismo de inferência da região de interesse e do eixo	
de simetria	84
5.2.4.1.2 Mecanismo de inferência para o cálculo do diâmetro do	
implante	89
5.2.4.1.3 Mecanismo de inferência para a determinação do corte	
transversal	93

5.2.4.1.4 Mecanismo de inferência para o cálculo do comprimento do implante	94
5.2.4.1.5 Mecanismo de inferência para o cálculo da densidade óssea	97
5.2.4.2 Determinação do pilar do implante	100
6 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO ORIENTADO PARA O PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO	102
6.1 DIAGRAMA DE CLASSES DO SISTEMA POID	102
6.1.1 Diagrama de classe da Representação do DICOM.....	103
6.1.2 Diagrama de classe da Representação do Implante Dentário	104
6.1.3 Diagrama de classe da função 01 – Determinação do implante dentário.....	106
6.2 DIAGRAMA DE ATIVIDADES DO SISTEMA POID.....	107
6.2.1 Implementação do mecanismo de inferência da região de interesse e eixo de simetria.....	107
6.2.2 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo do diâmetro do corpo do implante	110
6.2.3 Implementação do mecanismo de inferência da determinação do corte transversal.....	111
6.2.4 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo do comprimento do implante.....	112
6.2.5 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo da densidade óssea.....	114
6.3 INTERFACE DO SISTEMA.....	115
7 TESTES E VALIDAÇÃO DO SISTEMA ESPECIALISTA	120
7.1 CASO EXPERIMENTAL 1 – IMPLANTE DENTÁRIO NA MANDÍBULA (REGIÃO DO CANINO ESQUERDO)	120
7.1.1 Determinação do diâmetro do corpo do implante.....	121
7.1.2 Determinação do comprimento do implante dentário	124
7.1.3 Cálculo da densidade óssea.....	125
7.1.4 Seleção do implante dentário.....	126
7.1.5 Discussão dos resultados obtidos	127
7.2 CASO EXPERIMENTAL 2 – IMPLANTE DENTÁRIO NO MAXILAR (REGIÃO DO INCISIVO LATERAL ESQUERDO).....	128

7.2.1 Determinação do implante dentário.....	128
7.2.2 Determinação do comprimento do implante dentário	131
7.2.3 Cálculo da densidade óssea.....	132
7.2.4 Seleção do implante dentário.....	133
7.2.5 Discussão dos resultados obtidos	134
7.3 CASO EXPERIMENTAL 3 – IMPLANTE DENTÁRIO NA MANDÍBULA (REGIÃO DO INCISIVO CENTRAL)	134
7.3.1 Determinação do implante dentário.....	135
7.3.2 Determinação do comprimento do implante dentário	138
7.3.3 Cálculo da densidade óssea.....	139
7.3.4 Seleção do implante dentário.....	140
7.3.5 Discussão dos resultados obtidos	140
8 CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES	141
8.1 CONCLUSÃO	141
8.2 RECOMENDAÇÕES PARA PESQUISA FUTURAS	143
REFERÊNCIAS.....	143

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A evolução contínua da capacidade de processamento dos sistemas computadorizados aliada a técnicas de processamento de imagens, inteligência artificial e reengenharia tem possibilitado a concepção de sistemas inteligentes capazes de desenvolver atividades de forma automática, auxiliando as pessoas em tarefas complexas ou fornecendo suporte às tomadas de decisão.

O desenvolvimento de sistemas computadorizados inteligentes baseou-se, inicialmente, na premissa de que esses sistemas poderiam repetir comportamentos e raciocínios humanos. Posteriormente, em meados da década de 70, esses sistemas foram introduzidos na medicina por Shortliffe com o programa Mycin, que auxiliava na escolha de antibióticos. As técnicas assistidas por computador têm sido amplamente utilizadas como ferramentas de suporte ao diagnóstico de doenças e procedimentos cirúrgicos (GALANIS *et al.*, 2006).

Fornecer inteligência a um sistema para que este desenvolva e opere de forma automática é uma tarefa da inteligência artificial (IA). Esta é uma área de pesquisa que estuda a representação do conhecimento e a capacidade do desenvolvimento de mecanismos de inferência para sistemas computadorizados, de forma que estas resolvam problemas de maneira lógica (FERNANDES, 2003).

Muitas tarefas realizadas pelo homem requerem além da inteligência o sentido da visão, sendo então possível identificar, classificar e compreender o meio que o cerca. As técnicas disponíveis para o tratamento e análise de imagens têm colaborado no desenvolvimento de dispositivos que melhoram a capacidade da visão humana, produzindo ferramentas que suportem à tomada de decisão, ou mesmo, em tarefas repetitivas (RUDEK, 2006).

A tomografia computadorizada, criada na década de 70 por Hounsfield e Comark (1973), revolucionou o diagnóstico por imagens, pois possibilitou a utilização de algoritmos de processamento de imagens na extração de dados, na reconstrução tridimensional e atualmente nos sistemas inteligentes de reconstrução de falhas ósseas (CANCIGLIERI JR., RUDEK, FRANCESCONI, 2010).

Apesar da evolução do diagnóstico por imagens, áreas como a implantodontia utiliza a experiência do dentista cirurgião na definição do implante e da prótese a ser usada pelo paciente. Esta definição ocorre pela análise de tomografias computadorizadas ou ressonância magnética, onde o dentista localiza a falha dentária e analisa a região a ser implantada, verificando a capacidade do osso em receber o implante. Nesta análise verifica-se o volume ósseo, localização de nervos, limites ósseos e de dente possibilitando a definição do implante que melhor se adéque ao paciente (HADDAD *et al.*, 2008, NATALI *et al.*, 1997).

Um dos problemas graves na implantodontia é a falha prematura do implante dentário devido a uma má seleção do implante (LI *et al.*, 2010; DIAS, 2007) e infecções (PYE *et al.*, 2009). Pode também ocorrer problemas durante a inserção do implante, pois se o cirurgião buco facial não executar o planejamento correto do procedimento cirúrgico e interceptar um nervo ou desviar do eixo de orientação previsto, o dano poderá ser desde uma paralisação parcial até a perda total dos movimentos faciais.

A etapa de planejamento e definição do implante dentário é importante no processo de implantodontia, no entanto os recursos atuais disponíveis para fundamentar a seleção dos implantes e o planejamento não fornecem subsídios suficientes ao cirurgião, pois apesar de disponibilizarem imagens tomográficas possíveis de serem reconstruídas tridimensionalmente via software, não é possível extrair dados e informações sobre a estrutura e/ou geometria óssea do paciente. Assim, esta pesquisa pretende desenvolver um sistema especialista de projeto orientado ao processo de implante dentário que subsidie o cirurgião buco facial na seleção de implantes e no planejamento do processo de implante dentário, com intuito de reduzir os traumas causados pela rejeição, falha na seleção do implante ou pelo período longo do procedimento cirúrgico.

1.2 PROBLEMA DE PESQUISA

Com o desenvolvimento tecnológico, o processo de implante dentário tem proporcionado uma melhora na qualidade de vida de muitos edêntulos. No entanto. O número de implantes que falham prematuramente ainda é elevado e podem estar relacionados ao difícil problema da compreensão da interface entre o implante e o

osso (GENNA, 2003), ou seja, falhas na escolha do modelo de implante ou no correto dimensionamento.

O processo cirúrgico de implante dentário é complexo, exigindo do cirurgião buco facial um planejamento anterior ao processo, porém na definição do implante, com imagens tomográficas tradicionais não é possível realizar a medição do osso, analisar a densidade óssea ou localizar precisamente os nervos, ficando a critério do dentista cirurgião tomar a decisão correta com base em poucas informações. Com base neste contexto, apresenta-se o seguinte problema a ser explorado neste trabalho:

“A partir das imagens tomográficas e de técnicas de implante dentário, é possível obter subsídios suficientes para a tomada de decisão na escolha do implante dentário?”.

1.3 OBJETIVOS

Como objetivo geral, busca-se, a partir dos conceitos e técnicas na área de processamento de imagens e implante dentário, formular um modelo conceitual que proporcione suporte à tomada de decisão no processo de implante dentário por meio de um sistema especialista. Este modelo deve possuir mecanismos de inferência que sejam capazes de capturar informações contidas em uma representação, convertê-las, traduzi-las e/ou compartilhá-las com outras representações, oferecendo subsídios suficientes ao dentista na escolha do implante dentário mais adequado. Para alcançar este objetivo geral a pesquisa propõe alguns objetivos específicos:

- Estudo das imagens tomográficas para a aquisição das informações específicas necessárias ao sistema especialista de projeto orientado ao processo de implante dentário;
- Estudo das características necessárias dos implantes dentários para a determinação de suas aplicabilidades nos pacientes;

- Proposta conceitual de um modelo de sistema especialista de projeto orientado ao processo de implante dentário, baseado em imagens tomográficas, para o suporte à tomada de decisão no processo de definição do implante;
- Implementação e validação do sistema especialista proposto por meio de casos experimentais;
- Avaliação dos resultados obtidos.

1.4 JUSTIFICATIVA

Segundo o censo do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) de 2010, a população brasileira está envelhecendo, atualmente 7,4% da população brasileira tem acima de 65 anos, e pesquisas comprovam que parte desta população apresenta problemas de edêntulos tanto parciais como totais, dessa forma a utilização das técnicas de implante dentário aliado a sistemas computacionais modernos torna-se primordial para melhorar a qualidade de vida desta população.

Neste contexto, com as técnicas de processamento de imagens é possível extrair características da imagem tomográfica como densidade e volume ósseo e localização de nervos, o que possibilita a definição dos implantes mais adequados para o paciente e auxiliando o planejamento estratégico de todo o processo de implante dentário. Assim, a decisão do dentista ao final do processo será fundamentada em dados concretos e mensuráveis, tornando o procedimento mais seguro e reduzindo os níveis de rejeição e falha dos implantes ao longo da vida do paciente. Para isso é necessário o desenvolvimento de uma ferramenta computacional que seja capaz de assistir o dentista cirurgião buco facial no planejamento e execução do processo de implante dentário.

1.5 METODOLOGIA DA PESQUISA

Esta pesquisa é considerada de natureza aplicada, pois segundo Lacerda (2007) busca entender, explicar e produzir conhecimentos para aplicação prática, dirigida à solução de problemas específicos, por meio de teorias já formuladas.

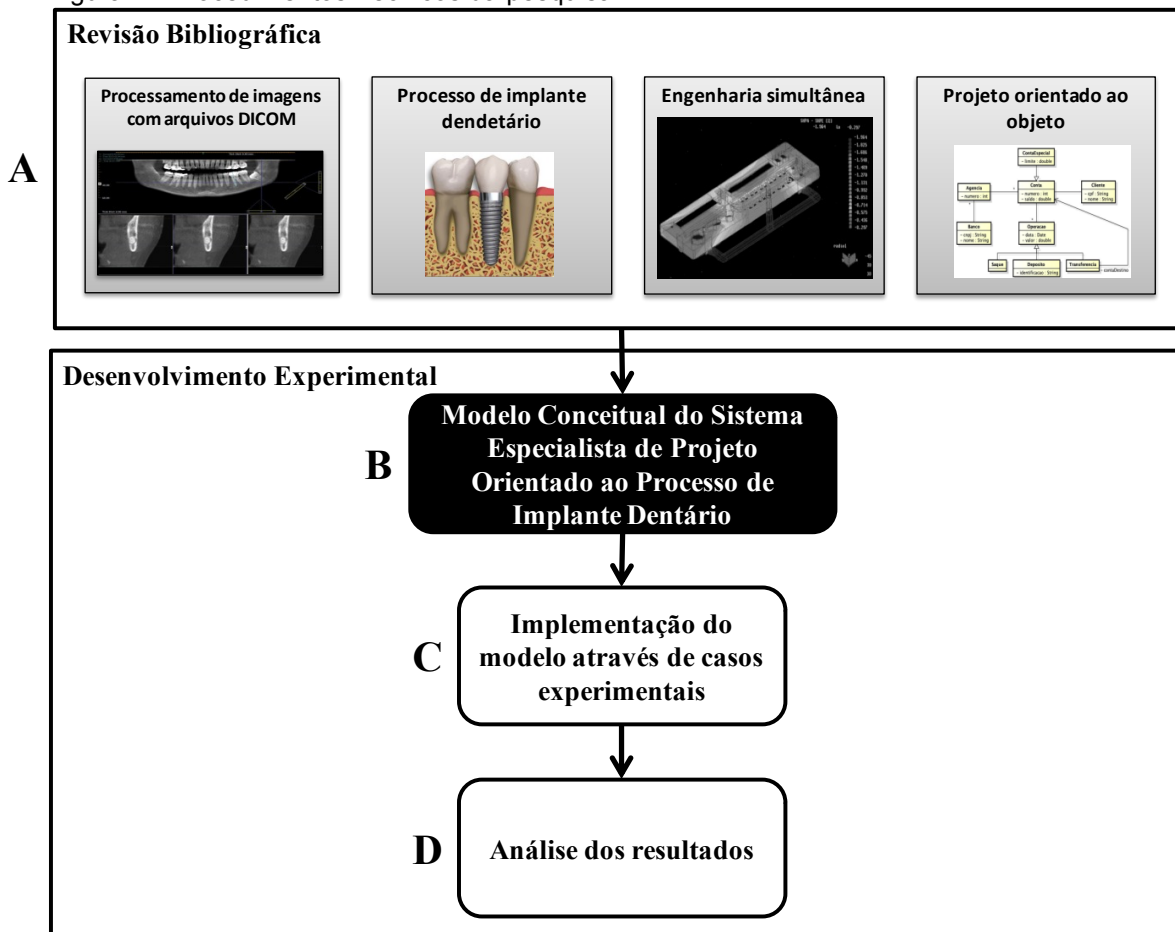
Com relação à abordagem, é qualitativa, pois busca uma compreensão profunda de um fenômeno específico através de descrições, comparações e interpretações exploratórias, a fim de proporcionar maior familiaridade com o problema. Esta abordagem, segundo Miguel *et al.* (2010), abriga uma série de técnicas de interpretação que procuram descrever, decodificar, traduzir qualquer outro termo relacionado com o entendimento e não com a frequência de ocorrência das variáveis de determinado fenômeno.

Os objetivos científicos desta pesquisa são exploratórios, pois proporcionam um maior conhecimento do fenômeno cuja definição ou problemática ainda não estejam completamente explícitos, pois variáveis novas precisam ser avaliadas a fim de compreender o impacto que causam na solução do problema.

Os procedimentos técnicos adotados nesta pesquisa são bibliográficos e experimentais. Bibliográfico, pois com base na revisão bibliográfica foram construídos os conhecimentos para desenvolver o modelo conceitual do sistema especialista de projeto orientado ao processo de implante dentário. É experimental, pois inicialmente precisa-se determinar o objeto de estudo e definir as variáveis que influenciam o processo, sendo possível, desta forma, controlar o objeto em estudo, diferindo de um estudo de caso, onde segundo YIN (2009) não há controle sobre as variáveis que influenciam no sistema. A figura 1 apresenta as fases do procedimento técnico. O *detalhe “A”*, propõe uma análise da literatura, com intuito de investigar técnicas de processamento de imagens em arquivos do formato DICOM, protocolo utilizado na área médica; técnicas do processo de implante dentário; engenharia simultânea e projeto orientado ao objeto. Após esta revisão bibliográfica, no *detalhe “B”* é proposto um modelo conceitual de um sistema especialista que dê suporte ao processo de implante dentário que será implementado e validado por meio de testes experimentais, conforme o *detalhe “C”*. Esta implementação ocorrerá utilizando a plataforma *Matlab da Mathworks*, pois esta propicia o desenvolvimento de algoritmos de processamento de imagens em etapas experimentais, possibilitando o foco na

análise e manipulação das variáveis que influenciam no processo. Finalizando a pesquisa, o *detalhe “D”* é uma análise dos resultados obtidos com os experimentos.

Figura 1 - Procedimentos Técnicos da pesquisa.



Fonte: o autor (2012).

1.6 ESTRUTURA DO DOCUMENTO

A estrutura da Dissertação é apresentada em 8 capítulos. Este primeiro capítulo compreende a contextualização, problema de pesquisa, objetivos, justificativa e metodologia de pesquisa. No capítulo 2 são apresentados os conceitos sobre o processamento de imagens com arquivos no formato DICOM, que é o padrão das imagens obtidas pela tomografia computadorizada, o processo de implante dentário, técnicas de engenharia simultânea e técnicas de projeto orientado ao objeto proporcionando suporte ao capítulo 3, que propõe um modelo conceitual de um sistema raciocínio para o planejamento do processo de implante dentário

sobre o conceito de múltiplas representações. O capítulo 4 apresenta a etapa do modelo de produto proposto no capítulo 3, que visa as representações necessárias para suportar o projeto de implante dentário. O capítulo 5 apresenta os mecanismos de inferência responsáveis por converter, traduzir e compartilhar informações entre representações. O capítulo 6 apresenta conceitualmente os diagramas UML de classe e atividade que compõe o aplicativo do projeto de implante dentário. No capítulo 7, explora os experimentos para validação do sistema especialista, e no capítulo 8 são apresentadas as principais conclusões e recomendações para pesquisas futuras.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O presente capítulo apresenta as revisões bibliográficas para perfazer a estrutura teórica conceitual, com o intuito de avaliar o estado da arte e adquirir conhecimentos que subsidiem o desenvolvimento do modelo. Desta forma, para concepção da pesquisa, foram abordados os seguintes temas: conceitos e definição de processamento de imagens com arquivos DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*), conceitos e seleção de implantes dentários, falhas de implantes dentários, técnicas de modelagem de sistemas com os conceitos de UML (*Unified Modeling Language*), engenharia simultânea e desenvolvimento de projeto orientado ao objeto.

2.1 PROCESSAMENTO DE IMAGENS DE ARQUIVOS TOMOGRÁFICOS

O progresso tecnológico e consequentemente a rápida evolução dos processadores, a partir de 1960, possibilitou o trabalho com o tratamento de imagens digitais (IYOMASSA, 2010). O Processamento Digital de Imagens (PDI) pode ser dividido em dois propósitos: o primeiro é aprimorar o aspecto visual da imagem de forma a melhorar a percepção dos detalhes pelo olho humano, incluindo também a impressão e transmissão destas imagens e o segundo é a preparação desta imagem para medição ou extração de características contidas nesta imagem, com intuito de subsidiar ações posteriores. (RUSS, 2011).

A tomografia computadorizada, é uma técnica radiográfica que consiste na aquisição de imagens possibilitando a interpretação tridimensional da região de interesse por meio de conjuntos de cortes (DUFF *et al.*, 2006), e possibilitou avanços no diagnóstico por imagens, revolucionando não só a prática da radiologia, como também o campo da medicina e odontologia, aliando técnicas de processamento de imagens no desenvolvimento de ferramentas que fornecem dados médicos para auxiliar nos processos decisórios (JIVRAJ e CHEE, 2006).

2.1.1 Tomografia computadorizada

A Tomografia computadorizada (TC) trata-se de um método de diagnóstico por imagem que utiliza a radiação X e permite obter a reprodução de uma secção do corpo humano em qualquer um dos três planos do espaço, evidenciando as relações estruturais em profundidade, mostrando imagens em “fatias” do corpo humano (NITHIANANTHAN *et al.*, 2008). Esta técnica foi introduzida por Hounsfield na década de 70, no entanto apresentava diversas limitações como o grande tempo de aquisição e processamento destas imagens, elevada exposição do paciente à radiação. Todavia, houve um avanço com a diminuição da quantidade de contraste endovenoso administrados nos exames (WHITE *et al.*, 2001).

Segundo Garib *et al.* (2007) o aparelho de tomografia computadorizada é composto de 3 componentes fundamentais:

- **Gantry** – é no interior dele que estão localizados os tubo de raios-x e os anéis detectores de radiação, constituído de cintilação;
- **Mesa** – O paciente é acomodado e deitado sobre a mesa e durante o exame, esta se movimenta em direção ao interior do gantry;
- **Computador** – é o computador que reconstrói a imagem tomográfica a partir das informações adquiridas no gantry, obtidas pela passagem de raios-X através de uma área anatômica.

O computador é a base do processamento dos dados, pois nele é reconstruído a imagem adquirida a partir da reformatação das informações obtidas pelos detectores localizados no anel do tomógrafo, em tonalidades variadas para posteriormente serem convertidos em imagem digital.

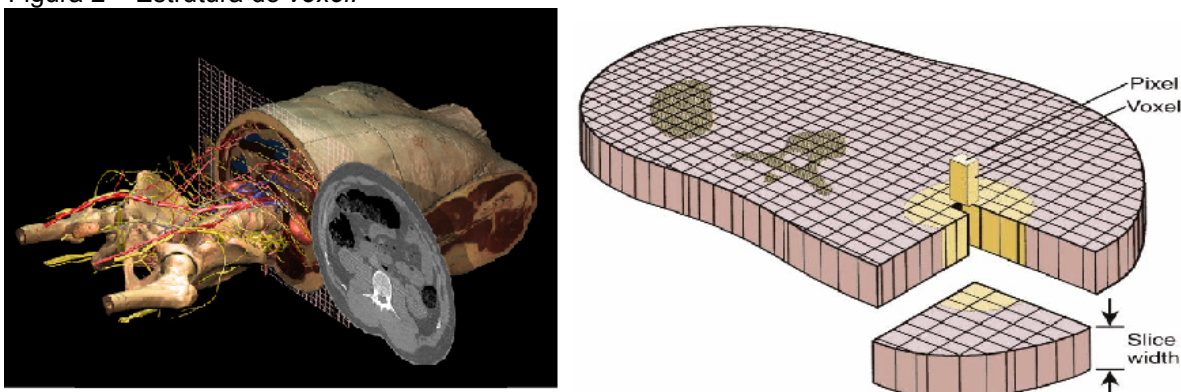
Segundo o Instituto Brasileiro de Radiologia (IBR, 2012), a principal vantagem da tomografia computadorizada é proporcionar o estudo de secções transversais (fatias) do corpo humano vivo. Isto é uma evolução sem comparação em relação aos recursos da radiografia convencional, pois permite a análise e/ou estudo de

problemas que de outra forma só poderiam ser estudados caso fossem utilizados métodos invasivos.

2.1.1.1 Representação da imagem tomográfica

A imagem adquirida pela tomografia de feixe cônico, por exemplo, é composta de *voxels* (*volumetric pixel*) que determinam a resolução da imagem. Os *voxels* são unidades ditas isotrópicas, isto é, têm bordas de dimensões idênticas ao longo dos eixos *x*, *y* e *z*, assim, as fatias reconstruídas a partir desses *voxels* terão a mesma resolução espacial seja qual for sua orientação (KHAYAT; MICHONNEAU, 2009). Após a emissão de raios-X, a estrutura reconstruída pode ser analisada como a composição de um grande número de pequenos blocos (*voxel*), sendo que cada um desses blocos representa um volume de tecido, como representado na figura 2.

Figura 2 – Estrutura do *voxel*.



Fonte: Adaptado de Khayat e Michonneau (2009).

O grau de atenuação de cada *voxel* é a intensidade de raios-X que são refletidos pelos tecidos que estão sendo submetidos ao exame tomográfico. Quando o grau de atenuação de cada *voxel* for determinado, cada corte do tecido tridimensional será projetado como sendo uma imagem bidimensional, neste caso no formato DICOM, de dimensões em *pixel* (*x*, *y*) e a profundidade do *voxel* é o comprimento entre os cortes tomográficos (PANELLA, 2006; QUESADA *et al.*, 2001). O número de pixels (*picture element*) que compõe a matriz de exibição é definido pelo fabricante do tomógrafo.

2.1.1.2 Características técnicas dos tomógrafos

Quanto às diretrizes técnicas podem-se classificar os tomógrafos computadorizados como: técnica convencional, técnica espiral (helicoidal) e mais recentemente as técnicas *multislice* (TCM) e de feixe cônico (TCFC) (PANELLA, 2006)

Graças ao constante desenvolvimento tecnológico, os tomógrafos em espiral surgiram na década de 90 e partir de 1998 foram desenvolvidos os tomógrafos em múltiplos anéis com detectores pareados, conhecidos como *multislice* (TCM), que permitem escaneamento rápido e reconstrução de imagem de alta resolução, aprimorando a precisão dos dados extraídos destas imagens. Em paralelo, desenvolveu-se a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) que possibilita também a obtenção de imagens volumétricas, porém com uma emissão menor de radiação (MILES, 2008).

A tomografia computadorizada *multislice* (TCM) utiliza entre 4, 8, 16, 64 e atualmente até 320 detectores, permitindo cortes de 0,1 mm com intervalo de reconstrução de 0,1 mm em apenas 0,4 segundos. Além de possibilitar imagens com estes parâmetros de aquisição, o desenvolvimento de equipamentos cada vez mais rápidos e versáteis, possibilita que as reconstruções destas imagens ocorram em tempo real, isto é, a reconstrução ocorre ao mesmo tempo em que o paciente é submetido ao exame (PERELLA, 2009). A aplicabilidade da tomografia computadorizada *single slice* (TCS) e *multislice* (TCM) foi amplamente demonstrada para diversos fins, como medidas craniométricas, deformidades craniofaciais, identificação forense e para o diagnóstico e planejamento cirúrgico de fraturas, implantes e lesões maxilofaciais (LOPES *et al.*, 2008; PAES *et al.*, 2007). Segundo Sales e Cavalcanti (2009), esta técnica de aquisição de imagens tornou-se o padrão para avaliação de lesões ósseas dos maxilares, permitindo, adicionalmente, a diferenciação entre tecidos com diferentes coeficientes de atenuação.

Apesar da TCM apresentar alta precisão, a TCFC tem obtido um relevante papel na aquisição de imagens radiográficas para a odontologia atual (MILES, 2008), principalmente por meio da aquisição em alta resolução e com *voxel/s* submilimétricos, as imagens possuem alto grau de sensibilidade e especificidade para detecção de lesões ósseas (SCARFE e FORMAN, 2006). No entanto, a

precisão obtida pela TCFC em comparação às tomografias espirais (TCE) está sendo testada em pesquisas (DRAENERT *et al.*, 2007; KOBAYASHI *et al.*, 2004) e segundo Farman e Scarfe (2006), deve-se ressaltar que devido ao princípio de aquisição das imagens (por projeção e posteriormente obtenção dos cortes) sua resolução ainda é inferior ao da TCE, e suas propriedades qualitativas e quantitativas ainda merecem estudos mais aprofundados.

No estudo de Loubele *et al.* (2007), é comparado a validade da avaliação e delimitação da largura mandibular por meio de TCFC e TCM em mandíbula seca. Os resultados do estudo indicam que, em mandíbulas secas, medições de largura por meio de TCFC e TCM são confiáveis, mesmo que, em média subestimem ligeiramente a largura óssea, no entanto a TCFC ofereceu melhor visualização de detalhes das estruturas ósseas pequenas e a TCM ofereceu uma melhor visualização da cortical óssea (camada mais externa do osso) e da gengiva.

Para Mischkowski *et al.* (2007), os resultados do seu estudo indicam que a TCFC avaliada fornece informações satisfatórias sobre distâncias lineares e volumes. A TCM apresentou valores acurados para ambas as variáveis, porém a diferença pode ser considerada como não relevante para a maioria das aplicações clínicas.

2.1.2 Padrão de formatação de imagens médicas digitais

As imagens digitais obtidas na tomografia computadorizada são geradas por diferentes modelos de equipamentos, com diferentes codificações conforme cada fabricante. Até a década de 80 não havia padronização para a aquisição das imagens tomográficas, assim, para cada fabricante existia um aplicativo computacional específico para a visualização das imagens (GRAHAM; PERRISS; SCARSBROOK, 2005). Este fato mudou com o aumento significativo de imagens digitais na radiologia e a *American College of Radiology (ACR)* juntamente com a *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)* formaram uma comissão em 1983 para criar um padrão de formatação para armazenagem e transmissão de imagens médicas. O comite publicou em 1985 o padrão *ACR-NEMA 300-1985* (ou *ACR-NEMA Version 1.0*), que subseqüentemente sofreu revisões e em 1993 o padrão foi renomeado DICOM. Mais recentemente, melhorias no DICOM (versão

3.0) têm permitido a transferência de imagens médicas em um ambiente *multi-vendor*, isto é, um único desenvolvedor de software pode atender a diferentes tipos de hardware, fato importante, pois têm facilitado o desenvolvimento de PACS (*Picture Archiving and Communication System*) e interfaces digitais com sistemas de informação médica. Os principais objetivos do DICOM 3.0, segundo o NEMA (2003), são:

- Facilitar o armazenamento das imagens em ambientes de rede sem a necessidade de um sistema de gerenciamento de arquivo;
- Endereçar a semântica de comandos e os dados relacionados para que os equipamentos possam atuar sobre os outros;
- Fazer uso de padrões internacionais existentes sempre que aplicável, adequando a documentação imposta para padrões internacionais;
- Acomodar o acréscimo de novos serviços e informações, facilitando assim suporte para futuras aplicações em imagens médicas.

Atualmente o DICOM é administrado pela divisão *NEMA Diagnostic Imaging and Therapy Systems* e as normas que compõe este padrão apresentam 16 partes, conforme apresentado na tabela 1, sendo o padrão atualizado anualmente. (MILDENBERGER; EICHELBERG; MARTIN; 2001).

Tabela 1 - Normas do padrão DICOM.

Partes do Padrão DICOM	
Parte 1	Introdução e visão geral
Parte 2	Conformidades
Parte 3	Definição dos objetos de informação
Parte 4	Especificação da classe de serviço
Parte 5	Estrutura de dados e semântica
Parte 6	Dicionário de dados
Parte 7	Troca de mensagens
Parte 8	Rede de suporte de comunicação para troca de mensagens
Parte 9	Suporte a troca de mensagens em comunicação ponto-a-ponto
Parte 10	Armazenagem em mídia e formato de arquivo para mídia intercambiável
Parte 11	Perfis de aplicativos para armazenagem em mídia
Parte 12	Formatos de mídia e mídia física para mídia intercambiável
Parte 13	Suporte a comunicação ponto-a-ponto para o gerenciamento de impressão
Parte 14	Funções padrões para apresentação da escala de cinza
Parte 15	Perfis de segurança
Parte 16	Mapeamento dos recursos do conteúdo

Fonte: Flanders e Carrino (2003).

Como apresentado, o DICOM é um padrão de formatação de dados desenvolvido para facilitar o intercâmbio de dados entre equipamentos distintos, independentemente do fabricante, onde os dispositivos coletam os dados, codificam e armazenam no padrão DICOM. Além disso, já existe o padrão DICOM 2000 que padroniza a troca de informações por meio de uma comunicação cabeada ou via ar, entre diferentes dispositivos, independentemente se este é estacionário (estações dedicadas), móvel (*laptop*) ou portátil (*celular ou tablets*) (DRAGAN; IVETIC; 2011).

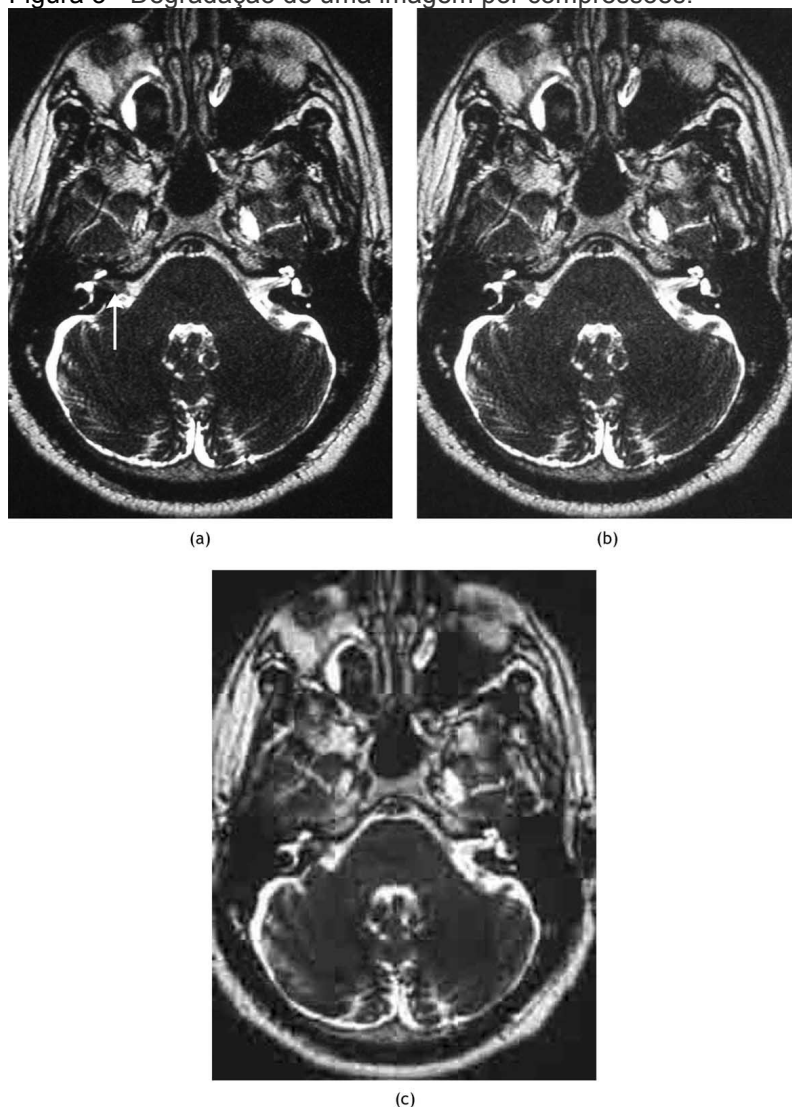
Os arquivos de imagem que utilizam o padrão DICOM, segundo Carrino e Flanders (2003), são compostos de 2 partes: o cabeçalho e o conteúdo. O conteúdo pode ser uma imagem, forma de onda, texto, discurso, ou outras formas de mídia. O cabeçalho contém um longo fluxo de informações textuais que é específico para o tipo de conteúdo, conhecido como metadados, e este tipo de arquivo é único para o DICOM. O cabeçalho do DICOM apresenta informações, tais como dados demográficos (nome, sexo, idade, nome de remédios que o paciente utiliza, doenças que este apresentou), modelo do dispositivo que adquiriu os dados, especificação da técnica e dos parâmetros utilizados (*Coronal, PA, TR, MAs, KvP, Slice thickness, matrix resolution*) e especificação dos parâmetros da imagem (tipo de dados, profundidade do pixel, informações de cor e as relações do pixel com a imagem real) (DRAGAN; IVETIC; 2011). Esses atributos ou *tags* contêm dados informativos ou valores relevantes para a imagem.

Os arquivos de imagem DICOM podem ser convertidos em diferentes formatos, possibilitando a sua visualização em computadores sem aplicativos dedicados e com o intuito de compactar o tamanho do arquivo de imagem, proporcionando o envio destes pela rede para computadores remotos. No entanto, dependendo da escolha do formato pode haver uma perda considerável de informações importantes para análise desta imagem. Wiggings *et al.* (2001), propõem uma divisão em arquivos com perdas, como por exemplo o formato *Joint Photographic Experts Group (JPEG)* e arquivos sem perda como por exemplo o *Tagged Image File Format (TIFF)*, *Portable Network Graphic format (PNG)*, *Graphic Interchange Format (GIF)* and *Joint Photographic Experts Group 2000 format (JPEG 2000)*.

Na figura 3 é apresentado a degradação que pode ocorrer numa imagem quando submetida a compressões com perdas de dados: (a) Imagem JPEG de alta resolução (144kb) de uma imagem axial T2-pondenrada obtida através da

ressonância magnética do cérebro mostrando um neuroma acústico do lado direito (seta branca); (b) Imagem JPEG com uma compressão moderada (64kb) mostrando uma degradação não significativa; (c) Imagem JPEG com alta compressão (32kb), apresentando uma degradação com marcas acentuadas.

Figura 3 - Degradação de uma imagem por compressões.



Fonte: Graham; Perriss; Scarsbrok (2005).

Em contraste às imagens JPEG, as imagens DICOM exigem um aplicativo específico que processe esta imagem e realize ações com os dados obtidos, que é o caso desta pesquisa que se utiliza dos dados coletados na imagem como requisitos para outras ações.

2.1.3 Processamento digital de imagens

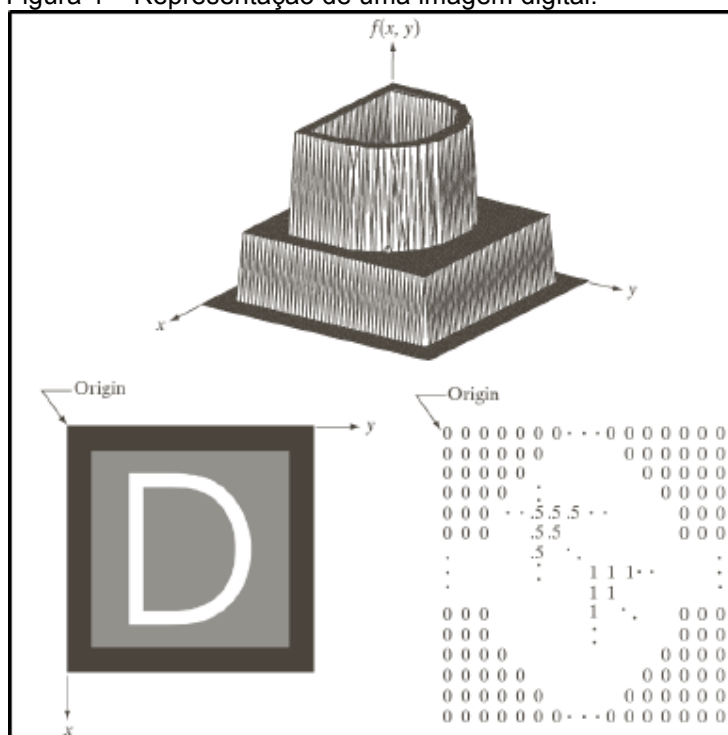
As imagens obtidas pela tomografia computadorizada no formato DICOM, devem passar por um processamento que extrairá características que subsidiem outras análises.

2.1.3.1 Fundamentos das imagens digitais

As imagens digitais são armazenadas no computador como uma matriz bidimensional $I(m,n)$, onde cada elemento (m,n) da matriz corresponde a um pixel da imagem e cujo valor de intensidade está armazenado nesse elemento. Para imagens monocromáticas, a intensidade de cada pixel é representada por valores discretos de níveis de cinza, normalmente 256 bits (8 bits de profundidade) para armazenamento digital (SILVA, 2009).

A menor unidade que compõe uma imagem digital é denominada *Picture Element (pixel)*, onde este é a representação numérica da intensidade de luminosidade de um ponto da imagem, como apresentado na figura 4.

Figura 4 – Representação de uma imagem digital.



Fonte: Russ (2008).

Para se gerar uma imagem digital, $f(x,y)$ deve ser digitalizada ao longo de x e y , e na amplitude $z=f(x,y)$. Para tanto é feito uma amostragem (normalmente uniforme) de $f(x,y)$ nas direções x e y , gerando uma matriz de $M \times N$ amostras, seguindo de uma quantização do valor de $f(x,y)$ em L níveis inteiros de cinza, isto para uma imagem monocromática. Então a imagem digital pode ser representada pela expressão (2.1)

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \cdots & f(0,N-1) \\ f(1,0) & f(1,1) & \cdots & f(1,N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(M-1,0) & f(M-1,1) & \cdots & f(M-1,N-1) \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

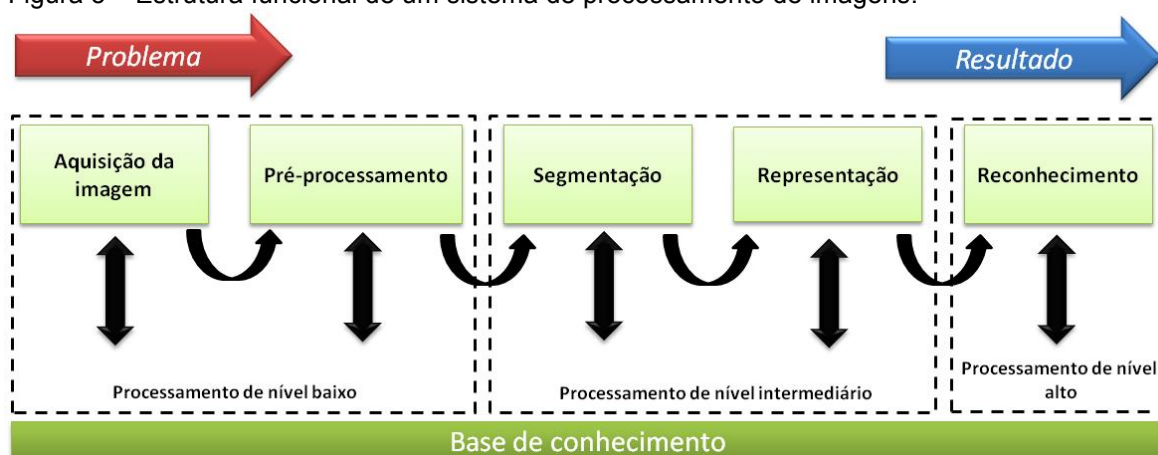
Nesta matriz, cada elemento $f(x,y)$, onde $x=0,1,\dots,M-1$ e $y=0,1,\dots,N-1$ é chamado de pixel e dizemos que a imagem tem dimensão M pixels na horizontal (eixo x) e N pixels na vertical (eixo y). O conceito de dimensão de um pixel ao longo do eixo x ou do eixo y está relacionado com o espaçamento físico das amostras (RUSS, 2008). A quantização faz com que cada pixel assuma um valor inteiro de intensidade luminosa, na faixa de 0 a 2^n-1 . Quanto maior o valor n , maior o número de níveis de cinza presentes na imagem digitalizada.

Uma amostragem inadequada resulta na impossibilidade de se distinguir estruturas e uma baixa quantização não consegue representar limites precisos. Segundo Morales (2003), ao se trabalhar com imagens digitais, principalmente de origens médicas, deve-se ter em mente o compromisso entre a qualidade e o tamanho destas imagens, sendo escolhida uma resolução adequada para a digitalização, de acordo com o nível de exigência de aplicação.

2.1.3.2 Etapas do processamento de imagens

Uma imagem pode ser considerada como uma representação compacta de informações do mundo real, possível de ser analisada por sistemas computacionais, assim em um sistema de processamento de imagens estas informações passam por diversas etapas, descrevendo um fluxo de informação com um dado objetivo definido pela aplicação (GONZALEZ e WOODS, 2008). Estas etapas são apresentadas na figura 5.

Figura 5 – Estrutura funcional de um sistema de processamento de imagens.



Fonte: Adaptado de Augusto (2002).

- **Aquisição da imagem** – consiste em adquirir uma imagem por meio de um sensor e digitalizá-la (FLORCZYK, 2005). No caso desta pesquisa, a imagem será adquirida pela tomografia computadorizada.
- **Pré-processamento** – a imagem obtida anteriormente pode apresentar diversos problemas, como presença de ruído, contraste e brilho inadequado, regiões interrompidas ou indevidamente conectadas, assim esta etapa qualifica a imagem para aumentar as chances de sucesso dos processos subsequentes (GONZALEZ e WOODS, 2008).
- **Segmentação** – é uma etapa que une operações de processamento, como a redução de ruídos e extração de bordas das regiões de interesse dentro da imagem, e o reconhecimento de padrões para a interpretação de cenas (FORSYTH e PONCE; 2011; GONZALEZ e WOODS, 2008).
- **Representação** – o seu alvo é elaborar uma estrutura adequada, agrupando os resultados das etapas precedentes. A representação pode ser por fronteira e/ou regiões. A primeira aplica-se quando o interesse concentra-se nas características externas (cantos ou pontos de inflexão), já a segunda é adequada quando o interesse se concentra nas propriedades internas (textura ou forma do esqueleto) (FLORCZYK, 2005).

- **Reconhecimento** – é nesta etapa do processo que é atribuído um rótulo a um objeto baseado na informação fornecida pelo descritor (GONZALEZ e WOODS, 2008). A interpretação envolve a atribuição de significado a um conjunto de objetos reconhecidos.

2.1.4 Considerações sobre técnicas de processamento de imagem

Nesta seção serão abordadas algumas técnicas de processamento de imagens, que visam melhorar a qualidade da imagem e reduzir informações que sejam desnecessárias.

2.1.4.1 Limiarização

Segundo Gonzalez e Woods (2008), esta técnica tem como objetivo a conversão da imagem em escala de níveis de cinza para uma imagem binária, ou seja, preta e branca. A limiarização também conhecida como binarização, compara os níveis de cinza a um valor referencial, pré-estabelecido, classificando os pixels com valor superior ao limiar T como branco e o restante como preto. De forma matemática, a limiarização tem a seguinte representação conforme apresentado na equação 2.2, tal que

$$f(x,y) = \begin{cases} 1 & \rightarrow \text{se } r(x,y) > T \text{ (limiar)} \\ 0 & \rightarrow \text{se } r(x,y) \leq T \text{ (limiar)} \end{cases} \quad (2.2)$$

Sendo que $f(x,y)$ é a imagem a ser limiarizada, T é o do pixel do limiar e $r(x,y)$ é a imagem preta e branca resultante do processo de limiarização.

2.1.4.2 Detecção de bordas

A detecção de bordas é um processo comum na análise de imagens digitais, onde as bordas são as regiões de transição de uma imagem digital e geralmente

definem fronteiras entre um objeto e o fundo ou os contornos dos objetos que se sobrepõem ou se tocam (MIRANDA e NETO, 2007). Esta técnica propicia a obtenção de informações básicas como área, perímetro, forma e medidas.

Uma técnica utilizada para realizar a detecção de bordas é baseada na derivação de imagens. Derivar uma imagem ocasiona a mudança na taxa de níveis de cinza, sendo que esta mudança é maior próximo a bordas e menor em áreas constantes, como no centro da imagem, assim os pontos que apresentam maior intensidade após a derivação definem as bordas de uma imagem.

Sabe-se que as imagens são bidimensionais, assim é importante considerar que as mudanças nos níveis de cinza ocorrem em diversas direções. Por esta razão, derivadas parciais das imagens são usadas nas respectivas direções X e Y , conforme apresentado na equação (2.3) (FRANCESCONI, 2008).

$$I = \Delta I = \frac{\partial f(x,y)^2}{\partial x^2} + \frac{\partial f(x,y)^2}{\partial y^2} \quad (2.3)$$

onde $f(x,y)$ é o valor da matriz bidimensional da imagem, sendo que x e y são as linhas e as colunas respectivamente da imagem.

2.1.4.3 Dilatação binária

A dilatação binária é uma transformação morfológica que combina dois conjuntos utilizando uma adição vetorial, tendo como resultado uma imagem maior que a original (GONZALEZ e WOODS, 2008). A dilatação de um conjunto A pelo conjunto B , pode ser definida pela equação 2.4, tal que

$$A \oplus B = \{c | c = a + b\}, a \in A, b \in B \quad (2.4)$$

2.1.4.4 Erosão binária

A erosão binária é uma técnica com o intuito de reduzir a imagem, isto é, compactar a imagem. Esta técnica combina dois conjuntos utilizando vetores de

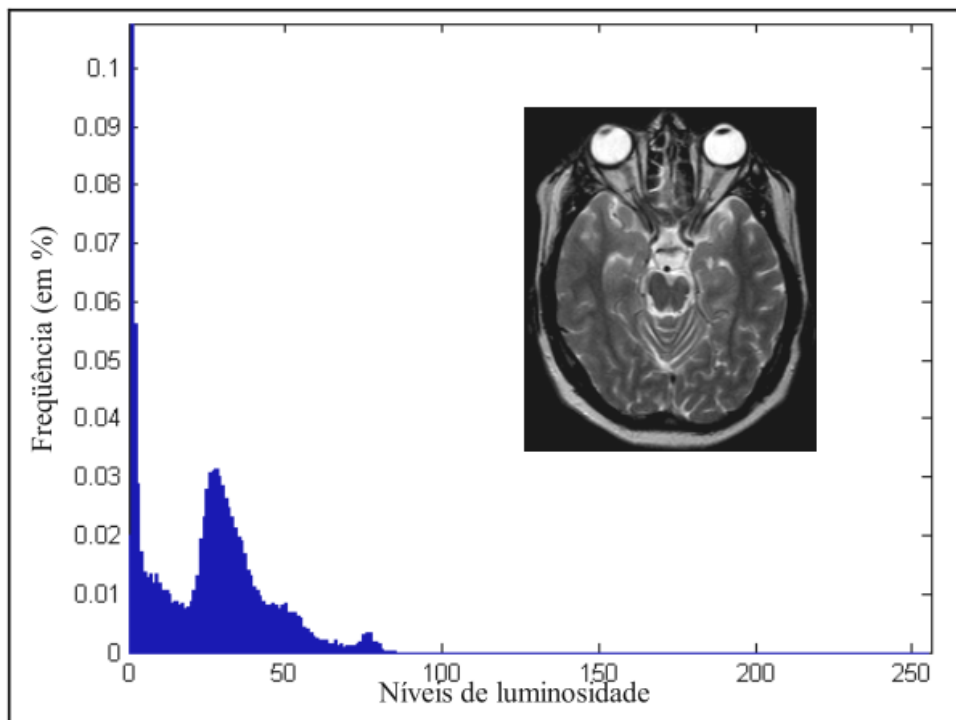
subtração, sendo expressa pela intersecção de dois conjuntos, A e B como apresentado na equação 2.5, tal que

$$A \cap B = \{x | x + b\} \in A \quad \text{para todo } b \in B \quad (2.5)$$

2.1.4.5 Histograma

O histograma de uma imagem A fornece a frequência de cada valor de luminosidade $f(x,y)$ na imagem. O histograma de uma imagem com t níveis de luminosidade é representado por um vetor com t elementos, denominado *bins*. Realizando a contagem do número de cinzas em uma determinada região, com esta técnica é possível se obter a concentração dos níveis de cinza, ou seja, a densidade de uma determinada região. A figura 6 ilustra um histograma aplicado a uma imagem DICOM.

Figura 6 - Imagem e seu respectivo histograma.



Fonte: Bueno (2001).

2.1.4.6 Escala de Hounsfield

O coeficiente de atenuação depende de dois elementos: a energia do feixe de raios-X incidente e do material que este feixe atravessa, sendo que na tomografia computadorizada normalmente utiliza-se feixes de raios-X de 120 a 140 KVp, com energia efetiva de 70 a 80 KVp, que interagem com os tecidos moles por meio dos efeitos fotoelétrico e Compton. Dessa maneira, a tomografia computadorizada obtém as informações da densidade eletrônica e do número atômico efetivo dos tecidos (ASSENCIROS, 2006). O valor da intensidade ou número TC do tecido em um voxel é definido por

$$\text{Número TC} = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \right) \quad (2.6)$$

Onde μ_{H_2O} é o coeficiente de atenuação da água para a energia efetiva do feixe e μ é o coeficiente de atenuação linear do voxel.

A imagem formada consiste em um mapa de valores de intensidade em uma escala de níveis de cinza, normalizada em 1000, expressa em unidades de Hounsfield (HU – *Hounsfield Units*), conforme apresentado na tabela 2.

Tabela 2 – Escala de Hounsfield da TC para feixe de 120 KVp.

TECIDO	UNIDADE HOUNSFIELD	TOM DE CINZA
Osso Denso	501 a 1600	Cinza Muito Claro
Osso Normal	100 a 500	Cinza Claro
Fígado	60	Cinza Claro
Nervo	20 a 40	Cinza Claro
Parênquima Cerebral	35	Cinza Claro
Água	0	Cinza Escuro
Gordura	-20 a 80	Cinza Escuro
Pulmão	-500 a -800	Cinza Muito Escuro
Ar	-1000	Preto

Fonte: Adaptado de Misch (2000).

Para um feixe de raios-X de 120 KVp, os valores positivos e negativos de HU correspondem a coeficientes de atenuação do tecido maior ou menor do que o produzido pela água.

2.2 IMPLANTES DENTÁRIOS

A odontologia moderna tem como objetivo restaurar a função, o conforto, a estética, a fala e a saúde bucal independente da atrofia, doença ou lesão que tenha ocorrido na boca do paciente. A evolução das pesquisas no projeto de implantes dentários, materiais e técnicas têm elevado o sucesso desses procedimentos utilizados na recuperação de diferentes problemas clínicos, viabilizando a sua utilização (SPECTOR, 2008).

A implantodontia é o ramo da odontologia destinado ao tratamento de edêntulos com reabilitação por implante dentário e só foi realmente reconhecida a partir do início dos anos 80, com a divulgação dos protocolos de inserção dos denominados implantes osseointegrados e desde então desenvolveu-se rapidamente sendo considerada uma verdadeira revolução na área odontológica. Este desenvolvimento deve-se a alguns aspectos, tais como longevidade do tratamento, possibilidade de repetição do processo de inserção caso tenha ocorrido uma rejeição ou problemas específicos com o implante e simplicidade da técnica quando respeitados os protocolos cirúrgicos (NEVES *et al.*, 2003; BRÅNEMARK, 1985).

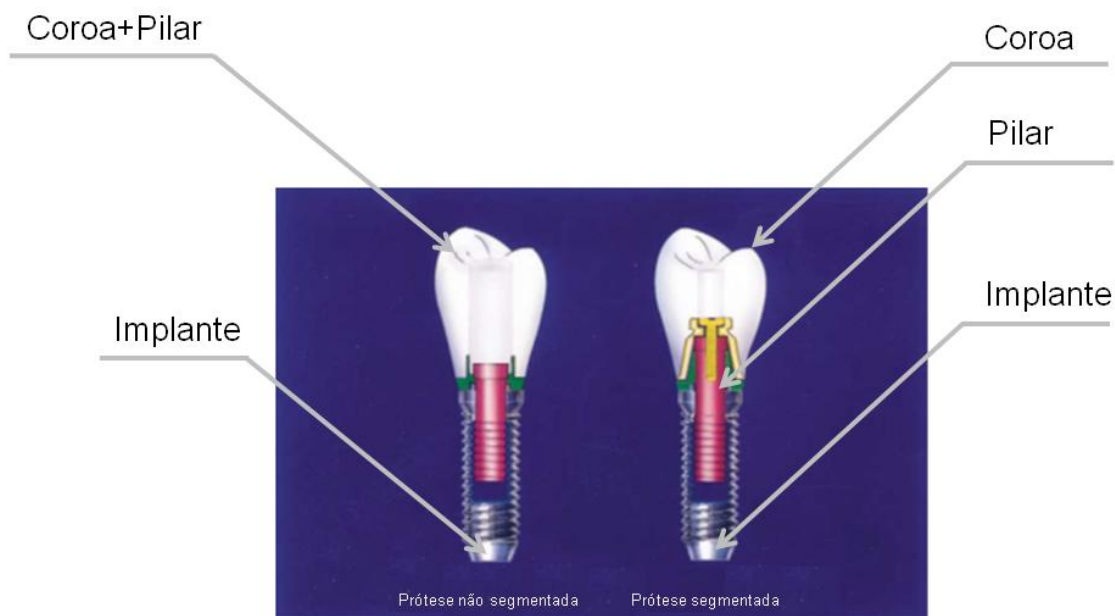
Atualmente, segundo a Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e de Laboratórios – ABIMO (2009), cerca de 800 mil implantes dentários são consumidos anualmente no Brasil, além de 2,4 milhões de acessórios e componentes protéticos.

A vantagem de se utilizar as próteses fixas (parafusadas), segundo Misch (2005) é a longevidade que estas apresentam perante as próteses parcialmente fixas (parafusadas e cimentadas), pois diminuem o risco de cáries, melhoram a higienização, diminuem o risco de sensibilidade e de contato com raiz dos dentes existentes, melhoram a estética dos pilares protéticos, a higienização do osso no espaço edêntulo, diminuindo o risco da perda do dente da prótese além do aspecto psicológico. Como desvantagens, são citados o alto custo, o elevado tempo de

tratamento e a possibilidade de insucessos da inserção do implante devido a um mau planejamento ou execução. Bottino *et al.* (2006), relatam como vantagem, a não ocorrência do processo de reabsorção das estruturas que circundam o elemento dental ausente, isto é, não ocorre a absorção do osso mole que está presente nesta região.

A prótese fixa implantada pode ser dividida em prótese segmentada e não segmentada, como ilustrado na figura 7. A prótese segmentada é composta por três partes distintas: implante, pilar e coroa; já a prótese não segmentada consiste de apenas duas partes: implante e coroa (construída a partir de um pilar conectado a prótese) facilitando o resultado estético (OCHIAI *et al.*, 2003; LEWIS *et al.*, 1995; BREEDING *et al.*, 1995).

Figura 7 – Representação esquemática da classificação das próteses.



Fonte: Adaptado de OCHIAI *et al.* (2003).

A prótese segmentada pode ser subdividida em prótese segmentada parafusada cuja conexão entre a prótese confeccionada e o pilar se dá através de um parafuso de ouro ou titânio; e prótese segmentada cimentada que se caracteriza por apresentar a fixação da prótese no pilar por meio de cimentação (MAGALHÃES, 2008).

2.2.1 Características dos implantes dentários

A literatura descreve alguns protocolos para inserção do implante e seus resultados tais como o protocolo de um estágio ou carga imediata (PLACIDO, 2007; SZMUKLER-MONCLER; 2000; SCHNITMAN, 1997) e o protocolo de dois estágios (MISCH, 2006; SKALAK, 2001; JAFFIN, KUMAR, BERMAN, 2000; BRÅNEMARK, 1985). A literatura também apresenta outras técnicas modernas (HONDA *et al.*, 2009; ANITUA e ORIVE, 2012), no entanto para esta pesquisa não se pretende aprofundar o estudo nestes temas e sim ter o conhecimento em relação a realização do procedimento de inserção do implante, desta forma é apresentado o protocolo de inserção de implante de dois estágios.

O implante ou corpo é a porção projetada para ser implantado cirurgicamente dentro do osso. Com o objetivo de melhorar a análise e distinguir a grande variedade de implantes existentes, nas próteses fixas segmentadas classificou-se os implantes pelo tipo de conexão entre estes e os pilares e pelo tipo do corpo, conforme apresentado na tabela 3. Ao longo do tempo estas conexões sofreram transformações, buscando soluções estéticas e funcionais mais adequadas.

Tabela 3 - Classificação dos implantes pela interface de conexão e a geometria do corpo

Interface de conexão		Geometria do corpo	
Conexão Interna		Parafuso com rosca	Reto
			Cônico
Conexão Externa	Octagonal		Estriado
	Hexagonal		
	Parafuso cônico (Cone Morse)		Expansivo
	Hexágono Cônico		
	Estriado		

Fonte: Adaptado de Misch (1993).

No final do processo de implante, logo após a inserção, uma tampa é colocada no topo do implante com o intuito de evitar que pedaços de osso, tecido mole ou outros detritos invadam a área de conexão do implante com o pilar, avariando o procedimento realizado (MISCH, 2000). Com a colocação desta tampa, finaliza-se o procedimento e espera-se um período, descrito como período de cicatrização ou absorção inicial, permitindo que osso crie uma estrutura de apoio para este implante. Com o período respeitado, o implante é exposto novamente,

possibilitando a colocação do pilar ou porção transepitelial. Esta porção transepitelial é o segundo estágio, estendendo o implante acima do tecido mole e resulta no desenvolvimento de um invólucro em torno do implante (MOTA JR., 2009).

Segundo Misch (2000), pilar é a porção do implante que serve para apoiar e manter uma prótese (prótese unitária) ou superestrutura para próteses (múltiplas próteses), como ilustrado na figura 8. Uma superestrutura é definida como uma estrutura de metal ou cerâmica, que se encaixa sobre o pilar e fornece a retenção para as próteses.

Figura 8 – Prótese múltipla.



Fonte: Neodent (2011).

Os pilares podem ser subdivididos em três categorias: pilar para prótese parafusada, pilar para prótese cimentada, como pode ser visualizado na figura 9 e pilar fixo por um dispositivo para próteses removíveis, caso das próteses múltiplas ilustrado na figura 8.

Figura 9 – Divisão dos pilares.



Fonte: Adaptado de Neodent (2011).

2.2.2 Osseointegração

A chave para o sucesso da terapia com implantes parafusados é a integração tecidual ou osseointegração, fenômeno que foi definido em Brånemark (1985) como a união estrutural e funcional direta entre o osso vital e a superfície de um implante dentário submetido a cargas funcionais. Trata-se de um processo dinâmico de interação osso-implante que resulta em ancoragem óssea direta e estabilidade do biomaterial (MOTA JR., 2009).

A osseointegração é um processo influenciado por vários fatores, entre eles o material do implante, seu desenho e a topografia superficial (SYKARAS *et al.*, 2000). Muitos materiais têm sido testados na composição de implantes dentários, porém poucos possuem uma biocompatibilidade aceitável, assim o titânio (Ti) e suas ligas, por suas propriedades, tem sido o material de escolha dos implantes disponíveis atualmente (PLÁCIDO, 2007). O sucesso destes materiais têm sido atribuído principalmente a biocompatibilidade da camada de óxido superficial (PIATTELLI *et al.*, 2003) e além disso, o titânio (Ti) é uma liga leve, resistente à corrosão e ao ataque químico, podendo ser facilmente moldado, sem interferência na sua elasticidade e resistência mecânica (SYKARAS *et al.*, 2000).

A utilização de implantes osseointegráveis tem proporcionado índices elevados de sucesso clínico, que podem chegar a 97-98%, após 5 anos, como pode ser encontrado na pesquisa de Sverzut (2006), que avaliou a perda precoce de implantes osseointegráveis no período de julho de 1996 a julho de 2004. Graças a estes resultados, esta modalidade de tratamento é aceita amplamente e está consolidada como um recurso importante na reabilitação bucal (DIAS, 2007).

O estudo fisiológico do tecido ósseo é essencial para o entendimento do seu comportamento em diversas situações como em enxertos ósseos, colocação de implantes osseointegráveis, osseointegração e na sua manutenção longitudinal (PÉREZ *et al.*, 2007).

2.2.3 Seleção de implantes dentários

Para que uma reabilitação oral por meio de implantes dentários alcance o sucesso desejado é necessário que seja cuidadosamente planejada, incluindo desde a seleção do implante dentário aos procedimentos cirúrgicos. Para este planejamento segundo LI *et al.* (2010), OLATE *et al.* (2010), MORAES (2010), HADDAD *et al.*, (2008), alguns fatores devem ser considerados, visando a escolha correta do conjunto implante, pilar e prótese, como a densidade óssea, tipo de conexão entre o corpo do implante e o pilar, comprimento, diâmetro e inclinação do corpo do implante. Além destes critérios, para a seleção do pilar, segundo NEVES (2003), deve-se avaliar a espessura gengival e o espaço protético.

2.2.3.1 Classificação do osso

A avaliação da densidade óssea na falha dentária é fundamental, pois tem influência direta no planejamento do tratamento, na escolha do implante dentário, na abordagem cirúrgica, no tempo de cicatrização e no carregamento ósseo durante a reconstrução protética (LI *et al.*, 2010). Segundo Misch (2006), para alcançar sucesso, os implantes parafusados devem apresentar uma fixação rígida, sendo necessário três requisitos para este tipo de fixação, que são:

- **Preparação do osso sem traumas** - o processo de furação e abertura de rosca deve apresentar os menores traumas possíveis;
- **Biocompatibilidade do osso** com o material do implante;
- **Ausência de movimentos durante o período de cicatrização** – durante o período de cura do implante, não deve haver movimentos entre o implante e o osso permitindo a osseointegração.

A densidade óssea é o parâmetro mais importante para a fixação inicial e limitação dos movimentos do implante após o procedimento cirúrgico (MISCH, 2000) e, além disso, permite a distribuição e a transmissão das tensões (após a cicatrização) da prótese para a interface osso-implante. A distribuição mecânica da tensão ocorre principalmente no contato entre o osso e o implante, por isso há inúmeras pesquisas que avaliam a osseointegração e a distribuição de carga. Os

fatores como a quantidade de contato com o osso, o módulo de elasticidade e a distribuição axial da tensão ao redor do implante são todos afetados pela densidade óssea (MAGALHÃES, 2008).

Inicialmente Lekholm e Zarb, (1985) mencionaram quatro qualidades ósseas encontradas nas regiões anteriores do osso mandibular:

- **Tipo 1** – é composto de osso homogêneo e compacto;
- **Tipo 2** – é composto de uma camada espessa de osso compacto ao redor de um núcleo de osso trabecular denso;
- **Tipo 3** – é composto por uma fina camada de osso cortical ao redor de um osso trabecular denso com resistência favorável;
- **Tipo 4** – é composto por uma camada fina de osso cortical ao redor de um núcleo de osso trabecular de baixa densidade.

No entanto, Misch (1993) verificou que o osso pode ser avaliado de duas formas: macroscopicamente e microscopicamente.

- **Macroscopicamente** – leva-se em consideração a porosidade do osso como:
 - **Ossos cortical denso**: compreende 85% do osso total do corpo, encontrado ao redor do vaso sanguíneo central formando o sistema de *havers*.
 - **Ossos esponjosos**: constituem 15% do osso total do esqueleto, suas cavidades medulares são preenchidas por medula vermelha ou amarela (JEE, 2008).
- **Microscopicamente** – leva-se em consideração a estrutura do osso encontrado na mandíbula e maxila que são o osso cortical e trabecular.
 - **Ossos trabeculares**: é altamente celular formado rapidamente em resposta ao crescimento ou a uma lesão. Comparado ao osso maduro tem um conteúdo mineral relativamente baixo. Sendo mais maleável, tolera mais o micromovimento relativo associado à cicatrização da interface.

- **Osso cortical:** é composto de osso trabecular maduro e lamelar maduro apresentando poucos vasos sanguíneos e alta densidade. É um osso composto (MISCH, 2000).

Com essa divisão, Misch em 1993, propôs com a análise microscópica uma classificação para densidade do osso composto em cinco níveis:

- **Osso D1:** Osso cortical denso (observado na região anterior da mandíbula, duas vezes mais do que na posterior);
- **Osso D2:** Osso cortical espesso denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior (anterior da mandíbula, podendo também ser encontrado na região posterior de mandíbula);
- **Osso D3:** Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino (anterior da maxila, e posterior da mandíbula);
- **Osso D4:** Osso trabecular fino (encontrado em região posterior da maxila, especialmente em região de molares);
- **Osso D5:** Osso muito macio, com mineralização incompleta.

2.2.3.2 Inclinação do implante dentário

A inclinação do implante é limitada pela anatomia de cada paciente, no entanto os implantes devem ser posicionados próximos às estruturas anatômicas como o seio maxilar ou o nervo mandibular (MISCH, 2006).

A literatura aponta que a inclinação mesial de implantes é de 10 a 20 graus, não afetando negativamente a tensão transmitida ao osso (SATO, MAEDA, KOMIYAMA, 2005). Watanabe (2003) ao realizar uma análise por elementos finitos de um implante inclinado a 45 graus e submetidos à forças laterais mostrou um aumento da transmissão de tensão ao osso.

Desta forma, segundo Pierrisnard *et al.* (2003), quanto maior o ângulo de inclinação mais crítica será a distribuição da carga mastigatória sobre este implante. Na bibliografia busca-se por meio da análise de elementos finitos a inclinação que melhor se adequa a distribuição de carga, no entanto o implante deve respeitar a geometria do osso e a área óssea, assim a inclinação ideal deve respeitar estas

características e apresentar uma inclinação 10 a 20 graus, conforme apresentado, salvo em condições adversas.

2.2.3.3 Tipos de conexão do implante dentário

Conforme a tabela 3 da secção 2.2.1, há uma classificação para os implantes conforme o seu tipo de conexão com o pilar. Segundo Bernardes (2008), os implantes mais frequentemente utilizados apresentam perfil cilíndrico ou cônico e com conexões protéticas do tipo hexagonal externa, hexagonal interna e cônica interna.

Os implantes com conexão externa do pilar intermediário foram os primeiros a serem utilizados. Estes apresentam a maior quantidade de soluções protéticas e o maior número de profissionais com domínio da técnica. (HADDAD *et al.*, 2008). Segundo Gebrim (2005), a indicação mais adequada para este tipo de implante é para casos de próteses múltiplas, incluindo os protocolos de carga imediata. O *design* do hexágono externo, para Constantino (2001), permite micro movimentos rotacionais. Esta característica se deve à folga e à tolerância de usinagem dos componentes.

Para o implante com conexão externa existem diferenças em relação à distribuição de forças dentro do implante devido ao tipo de conexão prótese-implante. Nas conexões externas foram fabricados novos parafusos protéticos constituídos de liga de titânio e tratamento superficial suportando torques de até 55N.cm, ofertando excelente segurança para este tipo de conexão (STEVÃO, 2005).

No trabalho de Gebrim (2005), é citado que implantes com conexão interna apresentam um excelente resultado para os casos de prótese unitária parafusada ou cimentada, podendo ser utilizada em próteses múltiplas, com bom paralelismo ou utilizando intermediários semelhantes aos do hexágono externo. O estudo de Silva *et al.* (2007), apresentou que os implantes hexágono interno de diâmetro de 5mm apresentam a menor concentração de estresse, permitindo indicá-los como a melhor opção para reabilitação.

As conexões tipo Cone Morse apresentam um *design* interno preciso que, durante a instalação do pilar ao implante, permite um íntimo contato das superfícies sobrepostas devido ao cone que existe neste modelo de implante, adquirindo uma

resistência mecânica semelhante a uma peça única. Nenhum *microgap* existe nesta interface, o que confere uma maior resistência aos movimentos rotacionais. Neste tipo de conexão há uma redução de pontos de tensão, uma maior capacidade de suportar forças horizontais e também uma alta resistência mecânica. Esses fatores permitem a confecção de próteses com características mais próximas das naturais, sem a necessidade de modificações oclusais (SOARES *et al.*, 2007).

As conexões Cone Morse mostram-se favoráveis em relação ao tecido peri-implantar (tecido da gengiva) devido à excelente qualidade de adaptação pilar-implante, minimizando a infiltração bacteriana e sua indicação principal é para próteses cimentada unitárias posteriores (NERY, 2005).

2.2.3.4 Diâmetro e comprimento do implante dentário

Os requisitos para a seleção de determinado diâmetro são baseados nas características cirúrgicas e do conjunto do implante dentário. O diâmetro influencia diretamente na distribuição de tensões, desta forma os implantes de grande diâmetro foram introduzidos para aumentar sua aplicação em pacientes com osso de baixa densidade e altura limitada (BRINK; MERAW; SARMENT, 2007). Avaliando biomecanicamente, o uso de implantes de grande diâmetro permite que uma maior quantidade de osso seja agregada no implante, favorecendo a distribuição de esforço (SVERZUT, 2007).

A indicação para um determinado diâmetro está na dependência de distâncias ósseas, sendo de extrema importância para o sucesso do implante que esteja envolvido por uma camada óssea de pelo menos 1mm em toda a sua superfície (BRINK; MERAW; SARMENT, 2007; LEE *et al.*, 2005, MAHON; NORLING, PHOENIX, 2000).

O comprimento do implante influencia na área de osseointegração, força mastigatória, número de implantes e estabilidade do implante, no entanto o que limita o seu comprimento é a localização de possíveis nervos e a altura do pilar em relação à mucosa do paciente (HIMMLOVÁ *et al.*, 2004).

O uso de implantes curtos (7-8,5 mm) apresentam maiores índices de falhas quando comparados a implantes com um comprimento maior. As falhas aparentes dos implantes curtos se devem, na maioria dos casos, no uso destes na região

posterior da maxila ou mandíbula, pois apresentam osso de baixa qualidade (NEDIR *et al.*, 2004).

2.3 ENGENHARIA SIMULTÂNEA

A Engenharia Simultânea é uma forma sistemática de abordar o desenvolvimento integrado do projeto de um produto e seus processos relacionados a este, incluindo manufatura e suporte (WINNER *et al.*, 1988). O conceito de Engenharia Simultânea tornou-se abrangente, incluindo desde a cooperação e o consenso entre os envolvidos ao emprego de recursos computacionais (CAD/CAE/CAM/CAPP/PDM) e a utilização de metodologias *DFx*, *QFD*, *FMEA* (ROZENFELD *et al.*, 2006).

A engenharia simultânea aborda vários fatores na criação de nova ferramenta, pois avalia simultaneamente as necessidades dos clientes, necessidades do mercado, viabilidade econômica, funcionalidade, entre outros, integrando estes dados com o intuito de atender a todos os requisitos.

2.3.1 Diagnóstico assistido por computador

Os sistemas que realizam *diagnósticos assistidos por computador* já são aplicados na medicina analisando a base de conhecimento sobre sintomas e tratamentos e por meio de regras de inferência localizam o tratamento/diagnóstico que melhor se adeque aos sintomas do paciente (FRANCESCONI, 2008). Estes sistemas apresentam a capacidade de reconstruir tridimensionalmente partes ósseas, tecidos e órgãos, no entanto não apresentam as características necessárias para realizar o projeto e a fabricação de protótipos de próteses ou seleção automática de próteses que melhor se adaptem a determinadas situações (JING *et al.*, 2009). Segundo Canciglieri, Rudek e Francesconi (2010), o diagnóstico assistido por computador é um sistema que auxilia o médico/dentista na visualização e no processo de diagnóstico, sem necessariamente operar o paciente. Este sistema tem como base algumas diretrizes:

- Contém conhecimento humano;
- É capaz de subsidiar a decisão (através da sua base de conhecimento);
- Consegue justificar o conselho dado;
- O conhecimento pode ser mantido, independentemente do programa usado;
- Permite a facilidade de visualização, importante para estratégias pré-operatórias.

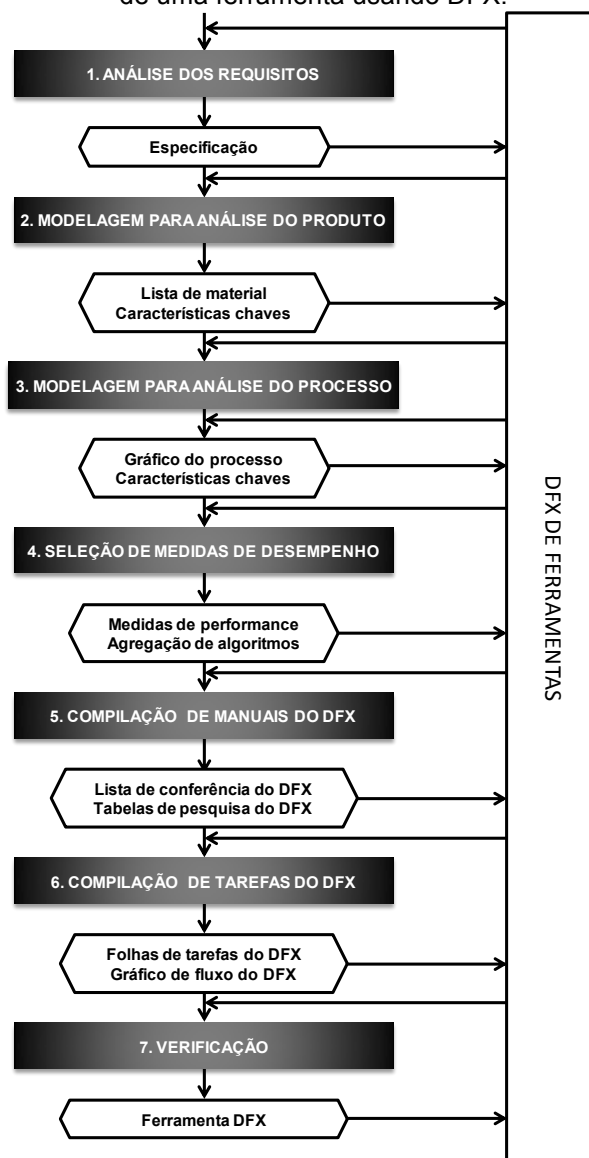
A vantagem de utilizar estes sistemas está no auxílio à tomada de decisão e no poder de aumentar o conhecimento clínico do cirurgião dentista. No entanto, existem desvantagens como constante análise de casos únicos, erros a partir de respostas incorretas e incompletas de pacientes.

2.3.2 Design for X (DFX)

Design for X (DFX) representa um conjunto de técnicas para o desenvolvimento de produtos contemporâneos, conforme ilustrado na figura 10. DFX é um termo geral, onde “X” pode representar montagem, qualidade de fabricação, modelagem, entre outros termos e a variável X pode ser decomposta em duas partes $X=X+$ “bilidade”. O sufixo “bilidade” corresponde a uma matriz de performance e o “X” representa partes de um ou mais processos de negócios (YANG; CHEN; SHIAU, 2007).

A técnica DFX pode ser usada no desenvolvimento de diversas ferramentas específicas, sendo que existe um procedimento padrão apresentado por Huang e Mak (1997), com sete passos como pode ser observado na figura 10. DFX enfatiza a consideração de todos os objetivos do projeto e as restrições relacionadas na fase inicial do projeto (KUO et al., 2001). Eles podem ser efetivamente aplicados no desenvolvimento de produtos para alcançar a melhoria simultânea em qualidade, custo e tempo de ciclo. O DFX permite não só a racionalização dos produtos, mas também pode ser utilizado na racionalização de processos e sistemas (HUANG e MAK, 1997).

Figura 10 - Sete passos para o desenvolvimento de uma ferramenta usando DFX.



Fonte: Adaptado de Huang e Mak (1997).

2.4 PROJETO ORIENTADO AO OBJETO

Uma das diferenças entre uma abordagem convencional e uma orientada ao objeto está na forma de visualização dos dados e processos que compõem o *software*. Na abordagem convencional, o *software* é visto como uma coleção de processos compostos por rotinas e sub-rotinas executadas de acordo com o fluxo dos dados dentro do sistema, enquanto que na abordagem orientada ao objeto, essas rotinas e dados são encapsulados em uma única entidade chamada objeto.

Um objeto pode ser visto como uma entidade que possui um estado, representado por um conjunto de atributos, e um conjunto de operações que modificam este estado. Cada operação associada ao objeto fornece serviços a outros objetos que os solicitam quando algum processo computacional é requisitado. Os objetos são criados de acordo com as definições de uma classe de objetos que serve de modelo para a criação dos mesmos. Isso inclui as declarações de todos os atributos e operações que devem ser associados ao objeto dessa classe (SOMMERVILLE, 2001). Cada objeto criado durante a execução de um sistema computacional recebe uma identificação única que o distingue dos demais.

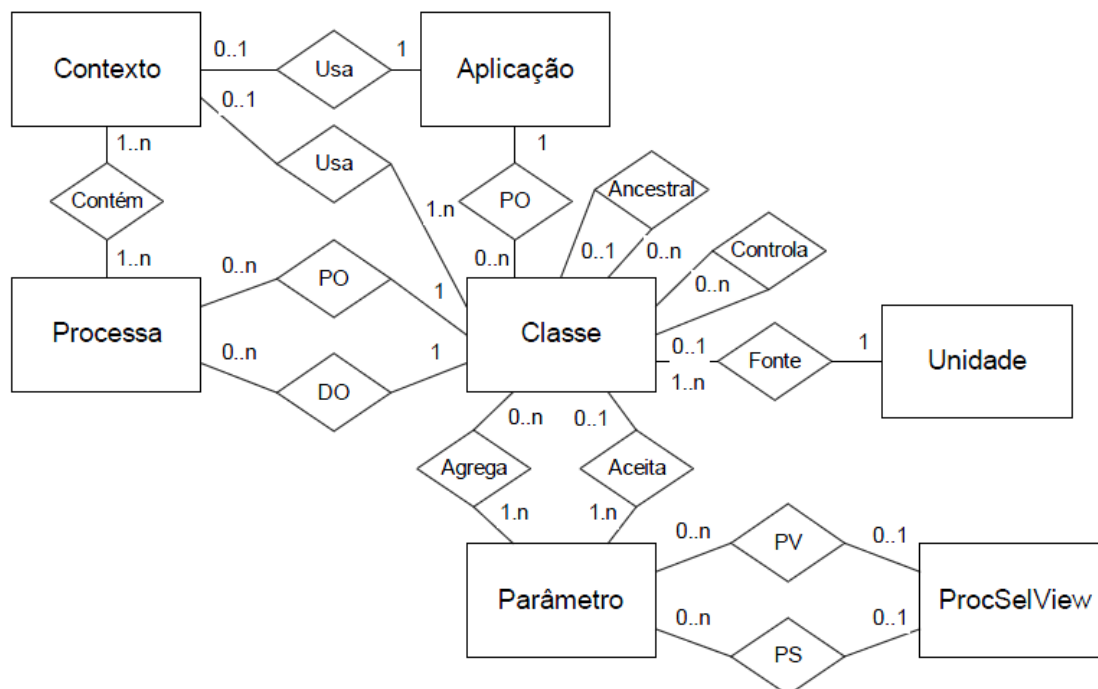
Um *software* orientado a objeto (sistema OO) é formado por um conjunto finito de objetos que se comunicam entre si através de mensagens. Cada mensagem é um sinal enviado de um objeto a outro solicitando um serviço. Esse serviço executa uma operação que utiliza os dados a seu alcance dentro do objeto e retorna uma mensagem contendo o resultado da operação ao objeto solicitante (TIBERTI, 2003).

2.4.1 Métodos orientado ao objeto

Existem diversos métodos propostos por diferentes autores para a análise orientada ao objeto (OOA – *Object-Oriented Analysis*) e projeto orientado ao objeto (OOD – *Object-Oriented Design*) como: Técnica de modelagem de objeto (OMT - *Object Modeling Technique*), engenharia de *software* orientado ao objeto (OOSE - *Object-Oriented Software Engineering*), a técnica de Coad e Yourdon e a técnica de Booch e Fusion. Cada um dos métodos apresenta vantagens e desvantagens, no entanto abordam o processo de análise de maneira semelhante. Assim, numa tentativa de padronizar e unificar a modelagem houve uma combinação dos melhores métodos individuais dando origem ao UML (*Unified Modeling Language*) (BOOCH, RUMBAUGH e JACOBSON, 2000).

A UML é uma linguagem de modelagem visual que utiliza vários tipos de diagramas para auxiliar o analista e o projetista a documentar parte ou todo o processo de *software*. Cada diagrama é uma apresentação gráfica de uma coleção de elementos de modelagem (símbolos gráficos) frequentemente relacionados por arcos e vértices (relacionamentos), como apresentado na figura 11, que ilustra partes distintas do *software*.

Figura 11 – Modelo de entidade e relacionamento.



Fonte: Larman (2008).

Alguns desses diagramas são: diagrama de caso de uso, diagrama de classe, diagrama de sequência, diagrama de colaboração, e diagrama de implantação. Nem todos os diagramas necessitam ser utilizados no desenvolvimento de um *software*, cabe ao responsável por cada etapa ou atividade escolher os diagramas a serem utilizados (TIBERTI, 2003). A grande vantagem da UML em relação a outros métodos é que não é um método em si, mas sim, uma linguagem para representação de um sistema e pode ser aplicada de maneira independente em todas as fases do processo de *software*. Por se tratar de uma linguagem, a transição entre as fases de análise, projeto e codificação é natural, rápida, complementar e sem ambiguidade.

3 MODELO CONCEITUAL DO SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO ORIENTADO AO PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO

Nos processos atuais de implante dentário, o cirurgião dentista identifica o implante que melhor se adapte ao paciente analisando sua estrutura dentária através de imagens obtidas pela tomografia computadorizada. Os sistemas computacionais existentes proporcionam ao dentista somente o processo de reconstrução tridimensional da arcada dentária, como descrito no trabalho de Galanis *et al.* (2006), porém estes sistemas não oferecem subsídios e nem interatividade com o dentista em sua tomada de decisão para a determinação do implante.

A análise somente por imagens não é determinística e os dados como densidade, área e volume ósseo, geometria dos nervos, entre outras variáveis, são importantes para a definição do implante, como foi apresentado na seção 2.2.3. Estas variáveis não são encontradas diretamente nas imagens, ficando a critério da experiência do dentista cirurgião buco facial a definição do melhor implante, e em muitos casos isto ocorre durante o procedimento cirúrgico. As informações não acuradas e reduzidas tornam difícil e imprecisa a definição do implante dentário, podendo ocasionar sua falha prematura, perda óssea, rejeição do implante e infecções, como verificado no trabalho de Pye *et al.* (2009) e Li *et al.* (2011), comprometendo o tratamento de edêntulos parciais e/ou totais.

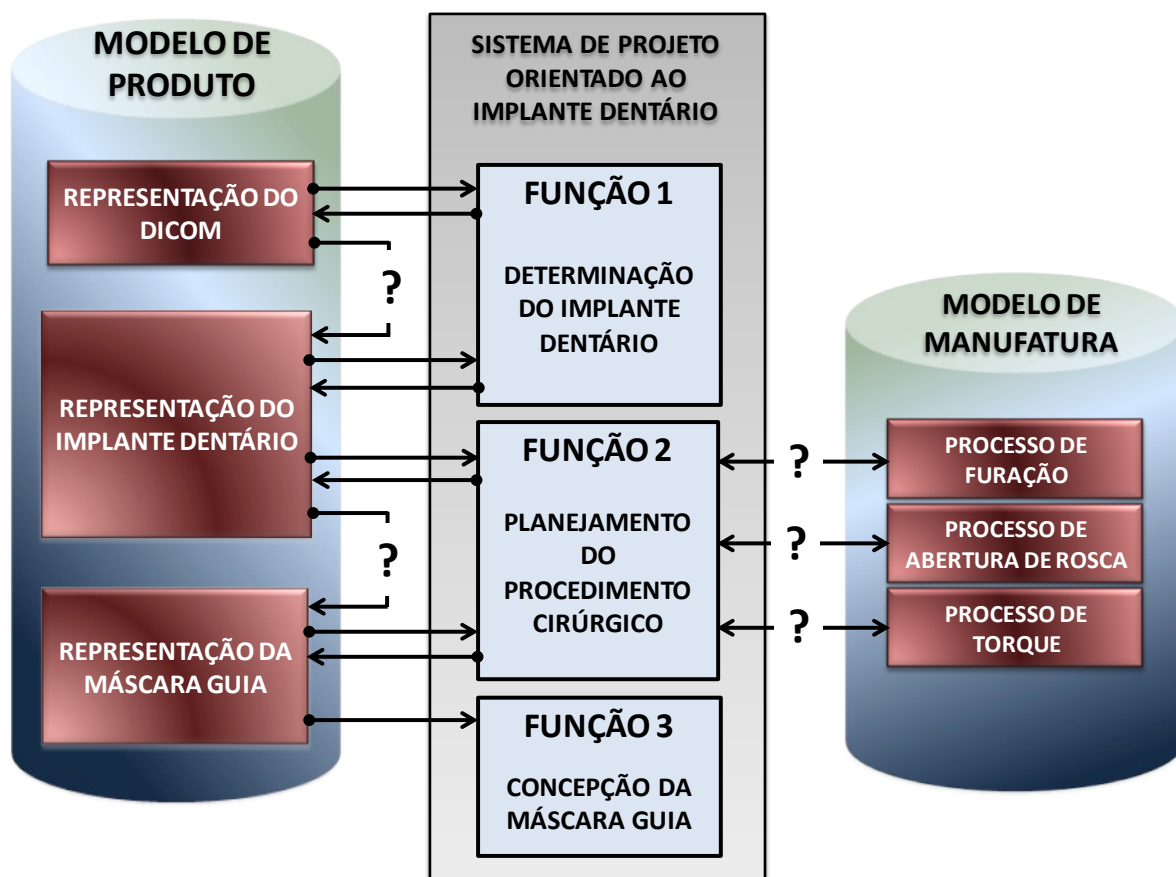
Os sistemas de diagnóstico assistido por computador são importantes ferramentas utilizadas e aceitas na medicina, como apresentado na seção 2.3.1, pois fornecem suporte com base num conhecimento já testado aos médicos em seus diagnósticos. No entanto, com a análise da revisão bibliográfica realizada, não foi verificada a utilização deste tipo de sistema no processo de planejamento do implante dentário. Verificou-se, contudo, que é possível projetar um sistema deste nível para esta necessidade, com base em imagens obtidas pela tomografia computadorizada.

Este sistema deve ser capaz de analisar estas imagens e selecionar com base nas características obtidas, o conjunto de implantes e pilares que melhor se adaptem ao paciente, subsidiando a decisão do dentista, além de assessorá-lo no planejamento do procedimento cirúrgico e guiá-lo por meio de uma prótese durante

o procedimento. No entanto, o projeto do sistema especialista de projeto orientado ao implante dentário (POID), deve fornecer suporte a múltiplos processos, pois selecionar um implante, como verificado na secção 2.2.3, envolve considerações de múltiplas perspectivas de um mesmo produto. Esta visão é apoiada por Canciglieri Jr. (1999), que explorou uma abordagem de múltiplas vistas no projeto de manufatura de moldes para injeção de produtos plásticos injetáveis.

A seleção do implante dentário é um processo de análise simultânea e interdependente de aspectos como estrutura óssea, posicionamento dos nervos, geometria da boca e da arcada dentária. O sistema de múltiplas perspectivas fará uma análise simultânea e automática das imagens buscando características que supram estas questões, fornecendo informações suficientes que subsidiem a seleção do conjunto de implante que melhor se adapte ao paciente. A figura 12 mostra uma representação da estrutura deste modelo conceitual, onde por meio das interrogações (“?”) representa-se a busca por características e a interdependência de informação entre uma representação e outra.

Figura 12 - Arquitetura do sistema para o projeto do implante dentário.



O modelo apresentado utiliza o conceito de múltiplas representações, permitindo que o sistema interaja simultaneamente e interdependentemente em vários processos, com trocas de informações rápidas com o objetivo de convergir a uma solução a qual esta pesquisa está relacionada:

“A partir das imagens tomográficas e de técnicas atuais de implante dentário, é possível obter subsídios suficientes para a tomada de decisão na escolha do implante dentário?”

O modelo de produto, o modelo de manufatura e o Sistema de Projeto Orientado ao Implante Dentário são macro áreas que contêm as representações de diversas etapas do processo de implante dentário e funções de interdependência. Em cada uma destas representações estão contidas todas as informações relativas aos produtos, processos ou procedimentos ligados aos protocolos de implante dentário.

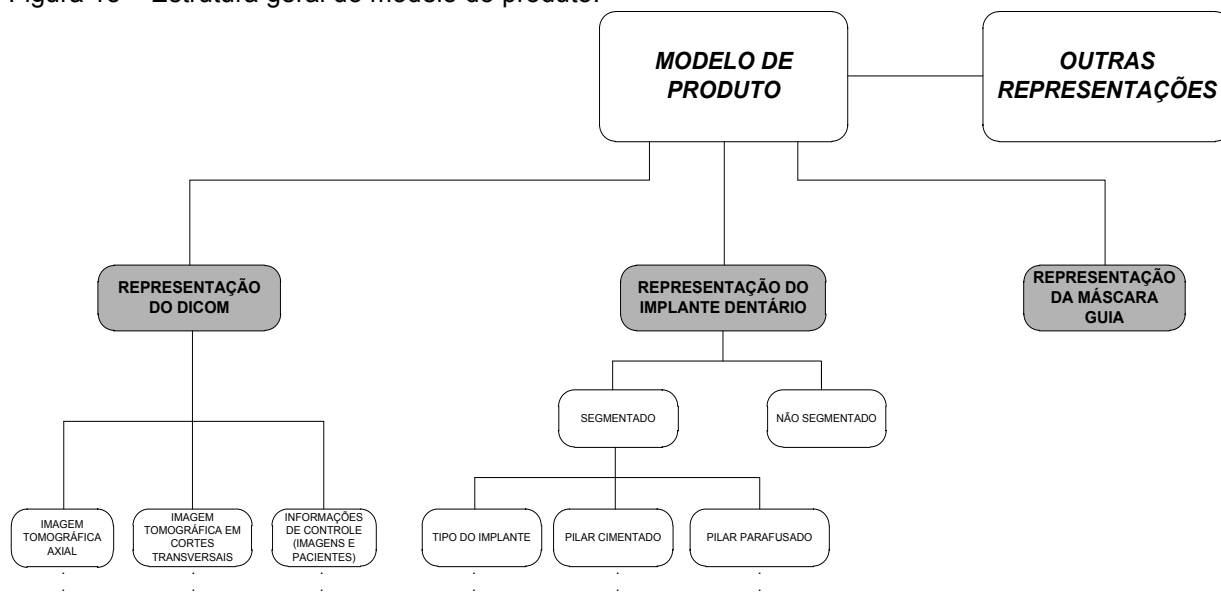
- **Modelo de produto** – nesta macro área definem-se os requisitos e especificações de informações necessárias para suportar as funções que compõe o POID. Em cada uma destas representações estão contidas as informações relacionadas ao produto e aos procedimentos ou técnicas de implante dentário, como por exemplo, a representação do DICOM que contem os arquivos tomográficos e informações de pacientes, podendo ser acessada pelo aplicativo da função do POID, conforme a necessidade.
- **Modelo de manufatura** – semelhante ao modelo de produto, esta macro área apresenta as informações sobre as ferramentas e dispositivos disponíveis que poderão dar suporte ao aplicativo de POID ligado a manufatura do processo de implante dentário, ou seja, estão contidas as tecnologias de manufatura que poderão auxiliar o dentista durante o procedimento de inserção do implante no paciente, como por exemplo, brocas de furação, brocas para abertura de rosca, torquímetros, entre outros. No entanto, esta pesquisa não contempla as interações entre representações existentes neste modelo.

- **Projeto orientado ao Implante Dentário** - esta macro área é a etapa denominada como aplicativo do projeto orientado ao implante dentário (POID). No POID são definidos os mecanismos de inferência entre uma representação e outra para a conversão, tradução e compartilhamento de informações. As funções definidas no POID utilizam o conceito de projeto orientado ao objeto, apresentado na seção 2.4, para estruturar o aplicativo. Esta pesquisa explora a etapa de determinação do implante dentário e as representações que suportam este aplicativo.

3.1 MODELO DE PRODUTO

Para trabalhar com múltiplas representações no processo de implante dentário é necessário compreender as informações contidas nas respectivas representações e que estas forneçam suporte à função do aplicativo. Assim, o modelo de produto deve conter uma estrutura de dados que suporte as funções do POID do aplicativo, como ilustrado na figura 13.

Figura 13 – Estrutura geral do modelo do produto.



Fonte: o autor (2012).

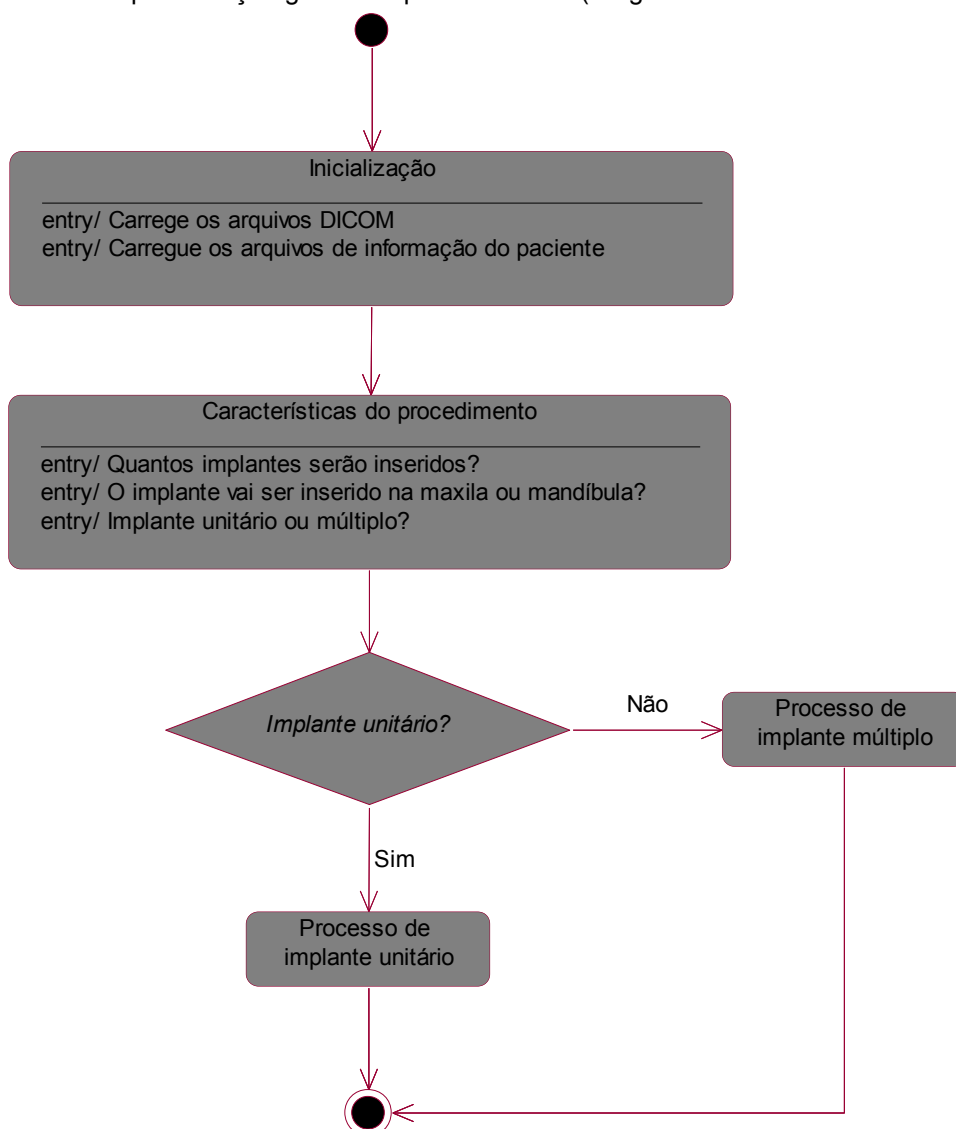
A figura 13 apresenta uma estrutura de dados para o modelo de produto dividido em três representações principais: Representação do DICOM, Representação do Implante Dentário e Representação da Máscara Guia, onde:

- **Representação do DICOM** – nesta representação estão contidas as imagens obtidas pela tomografia computadorizada em cortes transversais, cortes axiais e panorâmicos, além de conter informações sobre o paciente e características das imagens obtidas, como por exemplo, o modelo do tomógrafo, profundidade de bits e espaçamento entre cortes. Estas imagens podem ser processadas pelas funções, extraindo-se as características de interesse.
- **Representação do implante dentário** - as características de produto decorrentes dos implantes dentários estão contidas nesta representação. No caso desta pesquisa, são utilizadas as características dos pilares e implantes do fornecedor Neodent (2011), por ser um fabricante nacional e apresentar um conjunto de implantes dentários possíveis de serem utilizados em diferentes casos de edêntulos. Conforme apresentado na seção 2.2.3, as características requisitadas pela função do aplicativo POID, são o tipo da conexão, tipo do pilar, densidade óssea, o diâmetro do implante e o comprimento do implante, ligadas a cada um dos conjuntos de implante.
- **Representação da máscara guia** – esta é uma perspectiva importante, pois o seu produto é ferramenta para o procedimento cirúrgico, auxiliando o dentista na localização precisa do eixo de inclinação, posicionamento e profundidade dos furos a serem executados para a inserção dos implantes. Esta ferramenta tem o intuito de tornar o procedimento mais seguro, preciso e com uma qualidade estética superior, porém nesta pesquisa esta etapa não será abordada.

3.2 DEFINIÇÃO DO RELACIONAMENTO DE INFORMAÇÕES

Dado que as estruturas de informações foram previamente definidas nos dados do modelo de produto para subsidiarem o aplicativo do Projeto Orientado ao Implante Dentário, cabe entender como as informações capturadas em cada uma das representações podem ser interpretadas ou traduzidas, com o intuito de definir o implante dentário, planejar o procedimento cirúrgico e máscara guia, porém esta pesquisa se concentra somente no implante dentário. Na figura 14 é ilustrado, via diagrama UML de atividades, a estrutura geral do aplicativo POID com os relacionamentos.

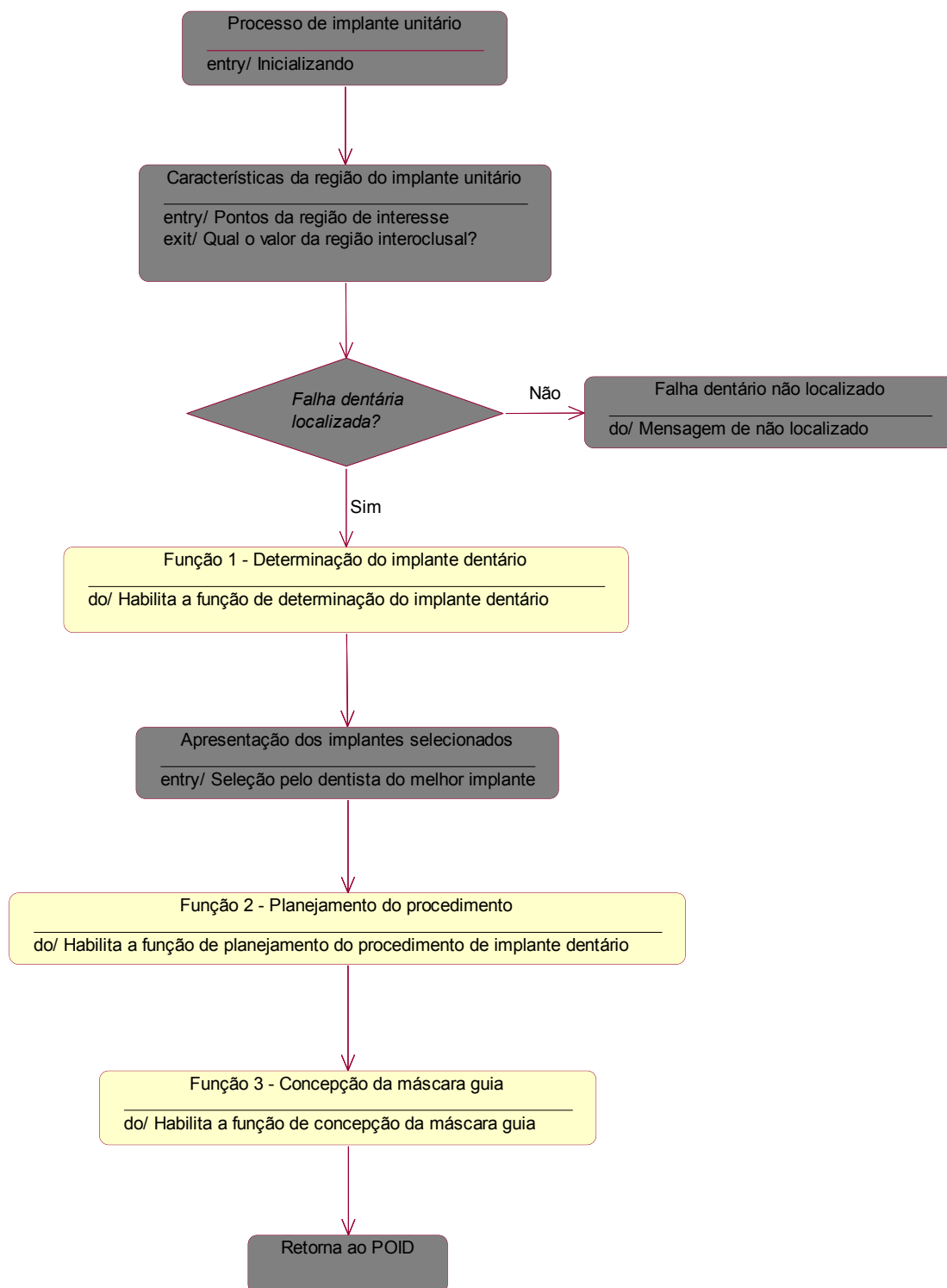
Figura 14 - Representação geral do aplicativo POID (Diagrama de atividades em UML).



Fonte: o autor (2012).

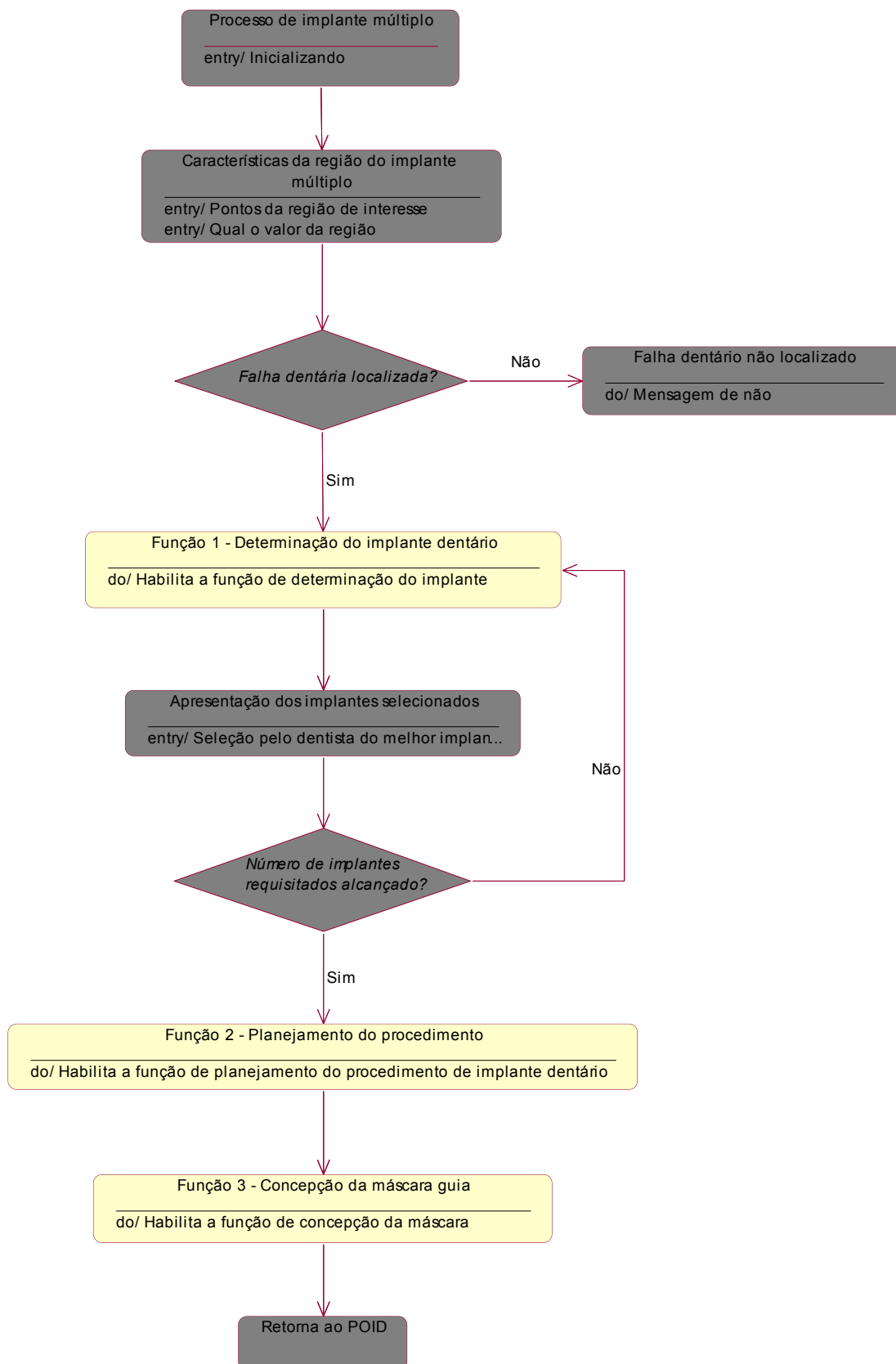
Na representação geral do aplicativo POID, ocorre uma divisão entre implantes múltiplos e unitários, pois no caso de implantes múltiplos há necessidade de uma análise para n-implantes, diferente do caso dos implantes unitários. Na figura 15 e 16, respectivamente é apresentado as funções que compõem o processo de implante unitário e múltiplo.

Figura 15 - Representação do processo de implante unitário



Fonte: o autor (2012).

Figura 16 - Representação do processo de implante múltiplo



Fonte: o autor (2012).

O aplicativo Projeto orientado ao Implante Dentário (POID) realiza troca de informações com o dentista, buscando delinear o problema de forma precisa. Assim, este insere as imagens tomográficas no sistema, que pré-processa, gerando uma interface interativa onde o usuário busca por meio do sistema soluções referente ao implante. Estas questões tem o intuito de compreender o problema e possibilitar que o sistema especialista diagnostique de forma automática as soluções mais apropriadas para o paciente.

A determinação do implante dentário seguirá duas abordagens distintas: implante unitário ou implante múltiplo, onde a abordagem a ser seguida será apresentada pelo dentista na solução das questões descritas anteriormente. Com estas informações, cabe a "Função 1 - Determinação do Implante Dentário", a escolha dos procedimentos de tradução, compartilhamento e conversão de informações que melhor se adaptem à abordagem e seleção do conjunto de implantes e pilares. O sistema fornece ao dentista os conjuntos de implantes e pilares possíveis de serem utilizados para a solução do problema apresentado, ficando a critério deste a escolha do conjunto para a aplicação e habilitação da "Função 2 – Planejamento do Procedimento Cirúrgico" e da "Função 3 – Concepção da Máscara Guia".

Nas próximas etapas é explorada a compreensão da maneira como a informação pode ser convertida, traduzida ou compartilhada na função 1 - Determinação do implante dentário, resultando num estudo dos mecanismos de inferência, que podem ser métodos ou técnicas, que extraíam características das imagens e possibilitem a definição do conjunto pilar e corpo do implante mais adequado.

4 REPRESENTAÇÃO DO MODELO DE PRODUTO

Neste capítulo é apresentado o desenvolvimento da estrutura de informações que compõe as duas representações abordadas, a Representação do DICOM e a Representação do Implante Dentário, como ilustrado na figura 17. Cada uma destas representações foi explorada, extraindo-se as informações necessárias para as etapas de conversões de informações.

Figura 17 – Representação DICOM e Representação do Implante Dentário.

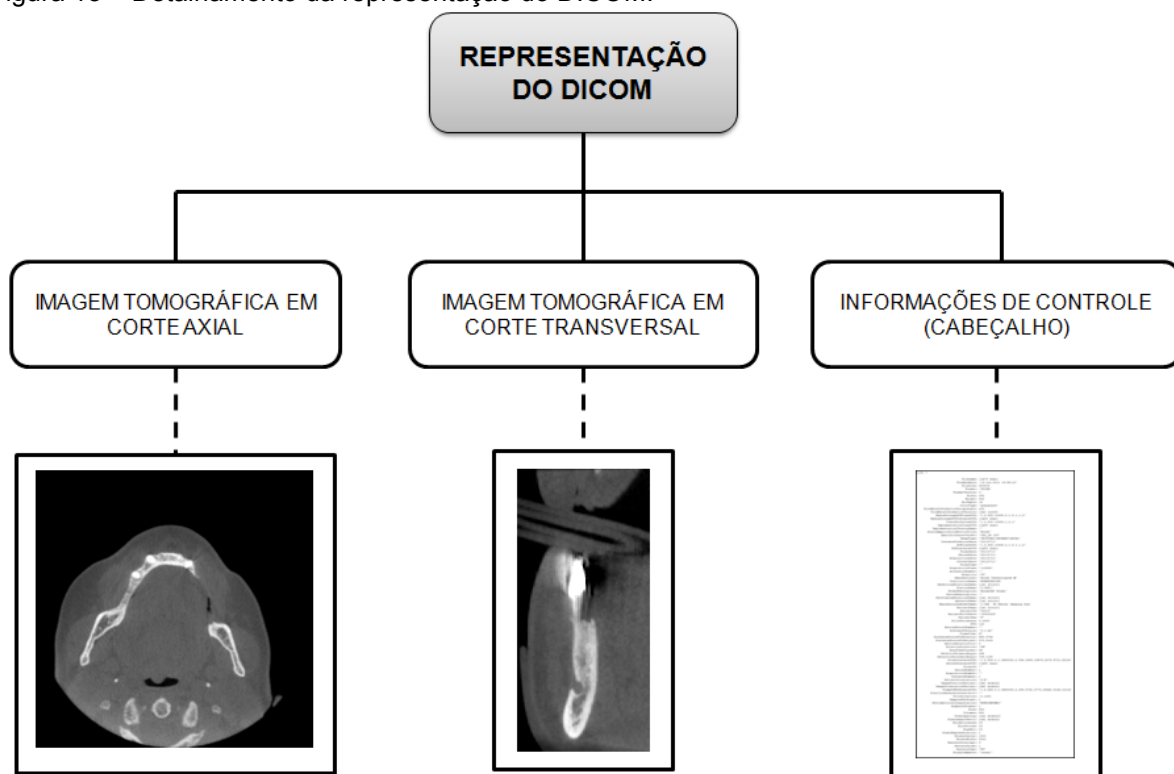


Fonte: o autor (2012).

4.1 REPRESENTAÇÃO DO DICOM

Nesta representação estão contidas as imagens tomográficas adquiridas dos pacientes e armazenadas no padrão DICOM, como ilustrado na figura 18. Este é um padrão de arquivo universal de imagens médicas, desenvolvido para facilitar o intercâmbio de dados entre o equipamento e o aplicativo, independente do fabricante.

Figura 18 – Detalhamento da representação do DICOM.



Fonte: o autor (2012).

Esta representação fornece subsídio de informação às outras representações, pois a partir do processamento destas imagens é possível extrair características e informações necessárias para definição do implante dentário (diâmetro, comprimento e densidade óssea) que serão utilizadas para a seleção do implante que melhor se adapte ao paciente.

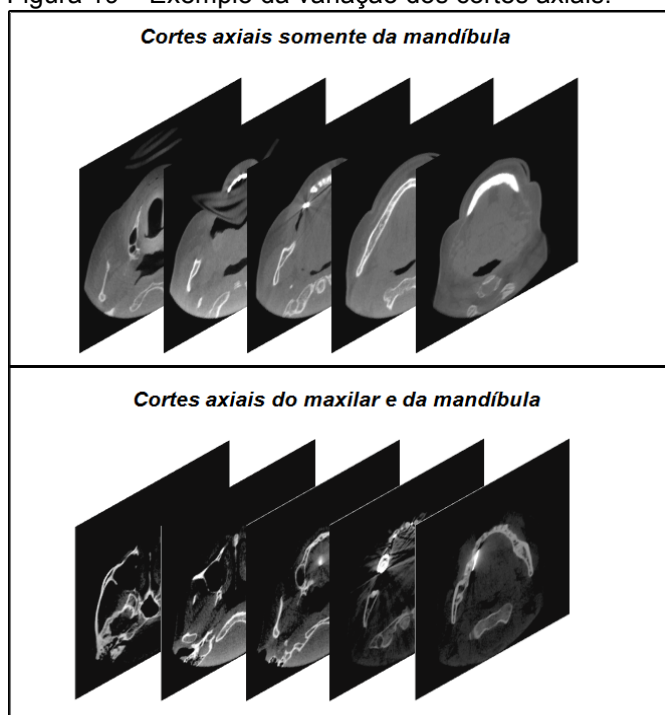
4.1.1 Informações requisitadas à representação do DICOM

O arquivo DICOM é composto de duas partes: cabeçalho e imagens tomográficas. As informações necessárias para a definição do implante dentário são extraídas de informações contidas nestas duas partes, sendo que o cabeçalho apresenta dados relevantes do paciente, do tomógrafo e da imagem tomográfica adquirida.

As imagens tomográficas são cortes axiais da boca do paciente, que conforme a solicitação do dentista mapeiam a mandíbula e o maxilar, ou somente um dos dois. No caso do mapeamento da mandíbula ou do maxilar separadamente,

há um ganho na precisão do processamento destas imagens, pois a quantidade de imagens adquiridas é a mesma, porém com uma variação de deslocamento menor, como ilustrado na figura 19.

Figura 19 – Exemplo da variação dos cortes axiais.



Fonte: o autor (2012).

Da manipulação destas imagens são determinadas a geometria e densidade óssea e o delineamento de nervos, que quando aplicado às etapas de conversão, abordadas no próximo capítulo, possibilitam a extração das informações necessárias à definição do conjunto de implantes dentários que melhor se adaptam às condições do paciente.

4.1.2 Parâmetros de controle utilizados na pesquisa

As informações de controle, que estão contidas no cabeçalho do arquivo DICOM, carregam os dados fisiológicos do paciente, bem como dados do tomógrafo que realizou a aquisição das imagens e os parâmetros de como as imagens são condicionadas no padrão DICOM, como ilustrado na Figura 20.

Figura 20 – Dados contidos no cabeçalho do arquivo DICOM.

info -	
Filename: [1k79 char]	PatientSex: 'F'
FileModDate: '14-Jul-2011 14:48:12'	SliceThickness: 0.2500
FileSize: 820816	KVP: 120
Format: 'DICOM'	DeviceSerialNumber: ''
FormatVersion: 3	SoftwareVersion: '3.1.62'
Width: 640	FrameTime: 67
Height: 640	DistanceSourceToDetector: 694.4788
BitDepth: 16	DistanceSourceToPatient: 475.4125
ColorType: 'grayscale'	GantryDetectorTilt: 0
FileMetaInformationGroupLength: 224	RotationDirection: 'CW'
FileMetaInformationVersion: [2x1 uint8]	XrayTubeCurrent: 36
MediaStorageSOPClassUID: '1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2'	DetectorPrimaryAngle: 346
MediaStorageSOPInstanceUID: [1x53 char]	DetectorSecondaryAngle: 706.1185
TransferSyntaxUID: '1.2.840.10008.1.2.1'	StudyInstanceUID: '1.2.826.0.1.3680043.2.594.4358.18676.2478.9710.28132'
ImplementationClassUID: [1x55 char]	SeriesInstanceUID: [1x55 char]
ImplementationVersionName: ''	StudyID: ''
SourceApplicationEntityTitle: 'Xoran'	SeriesNumber: 1
SpecificCharacterSet: 'ISO_IR 100'	AcquisitionNumber: ''
ImageType: 'ORIGINAL\PRIMARY\AXIAL'	InstanceNumber: 1
InstanceCreationDate: '20110711'	PatientOrientation: 'L/P'
SOPClassUID: '1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2'	ImagePositionPatient: [3x1 double]
SOPInstanceUID: [1x53 char]	ImageOrientationPatient: [6x1 double]
StudyDate: '20110711'	FrameOfReferenceUID: '1.2.826.0.1.3680043.2.594.8730.3773.23882.3136.10116'
SeriesDate: '20110711'	PositionReferenceIndicator: ''
AcquisitionDate: '20110711'	SliceLocation: -0.1250
ContentDate: '20110711'	SamplesPerPixel: 1
StudyTime: ''	PhotometricInterpretation: 'MONOCHROME2'
AcquisitionTime: '114308'	NumberOfFrames: 1
AccessionNumber: ''	Rows: 640
Modality: 'CT'	Columns: 640
Manufacturer: 'Xoran Technologies ®'	PixelSpacing: [2x1 double]
InstitutionName: 'WORKSTATION'	PixelAspectRatio: [2x1 double]
ReferringPhysicianName: [1x1 struct]	BitsAllocated: 16
StationName: 'I-CAT1'	BitsStored: 16
StudyDescription: 'XoranCAT Study'	HighBit: 15
SeriesDescription: ''	PixelRepresentation: 1
PerformingPhysicianName: [1x1 struct]	WindowCenter: 1500
OperatorName: [1x1 struct]	WindowWidth: 5000
ManufacturerModelName: 'I-CAT 3D Dental Imaging Syst'	RescaleIntercept: 0
PatientName: [1x1 struct]	RescaleSlope: 1
PatientID: '54415'	RescaleType: 'HU'
PatientBirthDate: '19500526'	StudyComments: '(none)'

Fonte: o autor (2012).

Para esta pesquisa, este cabeçalho está condicionado em uma matriz de informação, onde cada um destes parâmetros pode ser acessado individualmente. Dos dados contidos no cabeçalho, pode-se destacar:

- **Filename** – contém o nome pelo qual os arquivos das imagens tomográficas foram salvos durante a aquisição e é importante na importação das imagens para o sistema;
- **Patientname, PatientBirthDate, PatientSex** – estes parâmetros contém o nome, a data de nascimento e o sexo do paciente;
- **Width e Height** – apresenta a largura (x) e o comprimento (y) da imagem salva. Estes são considerados os limites da imagem e os limites utilizados pelo sistema durante processamento destas imagens;
- **KVP** – este parâmetro contém a intensidade utilizado no raio-X durante o procedimento de aquisição;
- **PixelSpacing** - é considerado um dos parâmetros mais importantes, pois a partir deste dado é possível realizar a conversão do coordenadas X e Y em pixels para uma unidade métrica, sendo usualmente utilizado a unidade de mm, ou seja, contém a distância em mm dos pixels adjacentes;

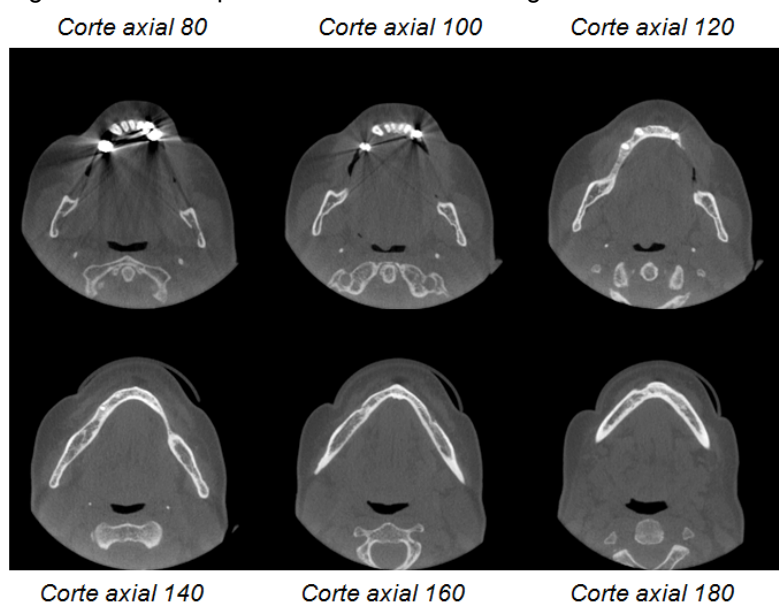
- **SliceThickness** – semelhante ao PixelSpacing apresenta a distância entre um corte e outro, ou seja, a distância em Z entre os planos de cortes adjacentes;
- **Colortype** – contém a informação se a imagem adquirida foi em preto e branco, níveis de cinza ou colorida;
- **BitDepth** – este parâmetro contém os dados da intensidade de nível cinza que foi utilizado, por exemplo, se foi utilizado 16 bits a variação da intensidade de cinza será de 0 para preto à 65535 para branco.

Estas informações orientam o sistema durante o processamento, conversão e tradução das imagens em informações que serão utilizadas para análise da definição do implante dentário, além de alguns parâmetros serem utilizados como dados de controle para o dentista, auxiliando-o nas tomadas de decisão.

4.1.3 Informações contidas nos cortes axiais

Os cortes axiais, conforme ilustrado na figura 19 e na figura 21, são imagens adquiridas pelo tomógrafo perpendicularmente ao eixo de simetria e percorrem, se aquisição for do maxilar à mandíbula, desde a região inferior ao nariz até o queixo do paciente.

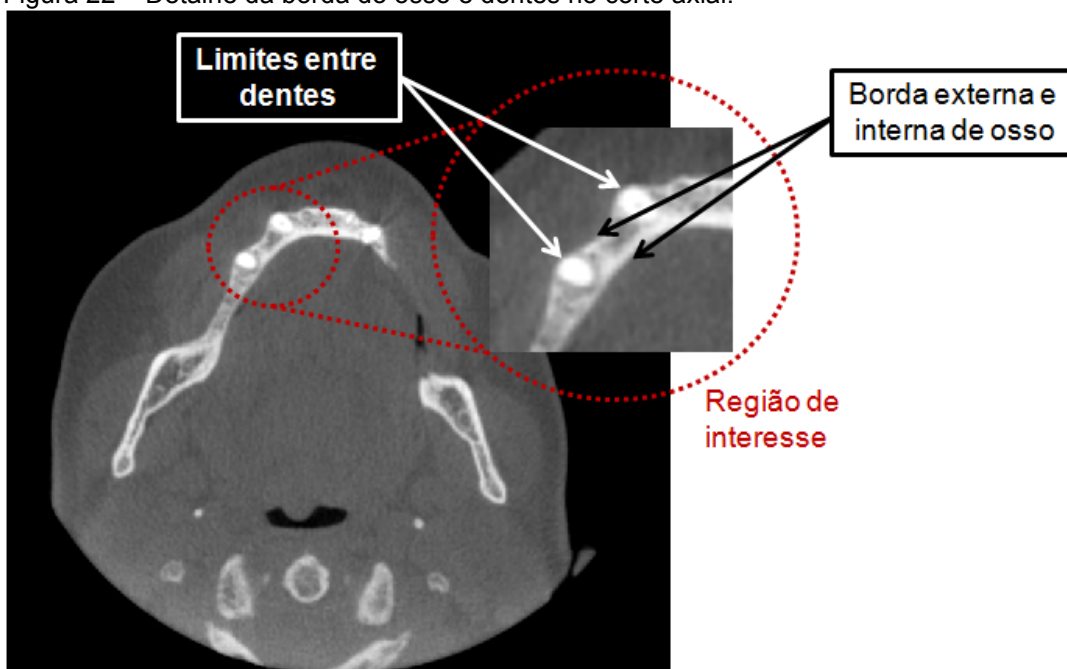
Figura 21 – Exemplos de cortes axiais da região da mandíbula.



Fonte: o autor (2012).

As informações contidas nos cortes axiais orientam o delineamento da geometria óssea, apresentando os limites entre dentes e entre a borda do osso externo e a borda do osso interno, como pode ser visualizada na figura 22, assim com estes dados é possível identificar a localização da região para a inserção do implante, bem como calcular o diâmetro do implante que se adeque a esta região. Além destas informações é possível, com o delineamento obtido pelo corte axial e com a região de inserção do implante, realizar um corte transversal que gere outros parâmetros que não são possíveis de serem verificados somente com os cortes axiais, tais como o comprimento do implante e a densidade óssea da região de inserção.

Figura 22 – Detalhe da borda do osso e dentes no corte axial.



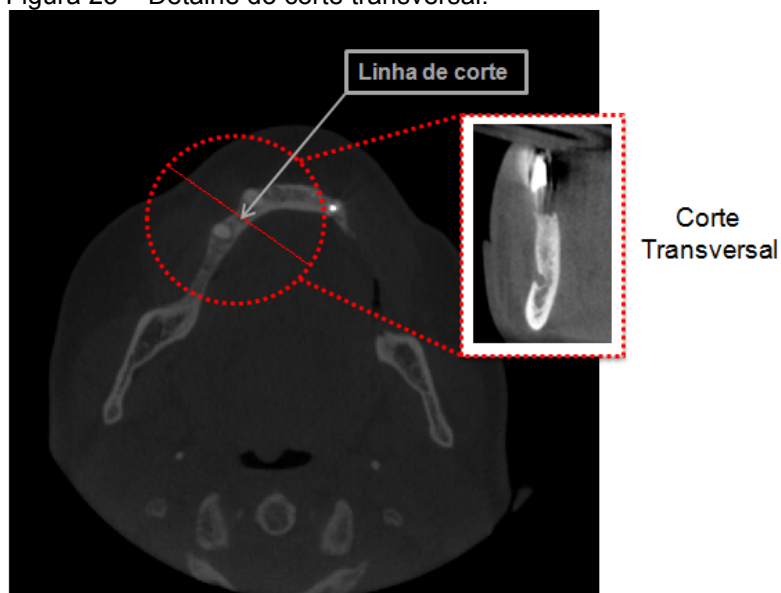
Fonte: o autor (2012).

O corte axial pode ser utilizado pelo sistema de forma direta, na forma de matriz bidimensional (x,y) , onde os limites x_{max} e y_{max} foram extraídas do cabeçalho na variável largura (*Width*) e na variável altura (*Height*). O dado armazenado em cada uma destas coordenadas $f(x,y)$, apresenta a intensidade de luminosidade obtida pela reflexão dos tecidos perante aos raios-X, que seguem a escala de Hounsfield, conforme mostrado na tabela 2.

4.1.4 Informações contidas nos cortes transversais

O corte transversal é obtido somente através da manipulação de dados contidos nos diversos planos axiais diferentemente do corte axial que é adquirido diretamente da TC. O corte transversal é um corte perpendicular ao corte axial gerado a partir de uma linha interpolada por dois pontos que são a média dos limites entre dentes e a média da borda externa com a borda interna do osso contida na imagem em corte axial, conforme visualizado na figura 23. O detalhamento e os cálculos desta conversão serão apresentados no próximo capítulo deste trabalho.

Figura 23 – Detalhe do corte transversal.



Fonte: o autor (2012).

Com a geração da imagem do corte transversal é possível determinar informações como o comprimento do implante dentário, a densidade óssea, localização de nervos no osso e conferir se o diâmetro que foi determinado no corte axial está de acordo com o implante que será utilizado. Com a obtenção dessas informações é possível, uma vez que neste corte o osso é totalmente exposto na imagem exibindo detalhes não explícitos no corte axial.

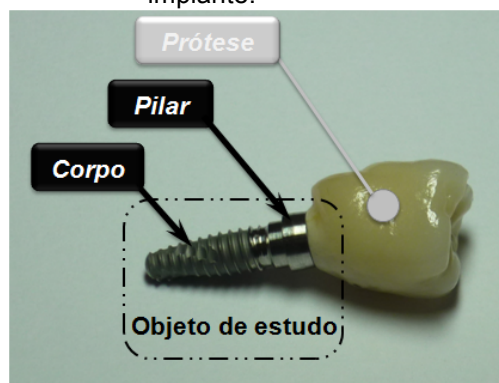
As medidas obtidas tanto no corte axial quanto no corte transversal estão na unidade de pixel, assim são necessárias utilizar as variáveis do cabeçalho do DICOM, denominadas *pixelspacing* e *slicethickness* para converter esta unidade para uma unidade métrica que pode ser utilizada na determinação do implante.

4.2 REPRESENTAÇÃO DO IMPLANTE DENTÁRIO

Nesta etapa são apresentadas as informações referentes aos modelos de implantes dentários (tipos, diâmetros, comprimentos, dentre outros) que servirão para a formação da base de dados. Tais informações foram obtidas através do catálogo do fabricante de implante dentário Neodent (2011) que apresenta implantes que se adaptam a maioria das falhas dentárias, além de ser um fabricante nacional. Cabe ressaltar que outros fabricantes podem ser adicionados a esta base de dados, desde que seja respeitado o mesmo padrão de informação.

Foi observado no estudo da revisão bibliográfica que o implante dentário parafusado e segmentado, abordado nesta pesquisa, é composto por 3 partes: prótese, pilar e corpo, como ilustrado na figura 24.

Figura 24 – Estrutura da representação do implante.



Fonte: O autor (2012).

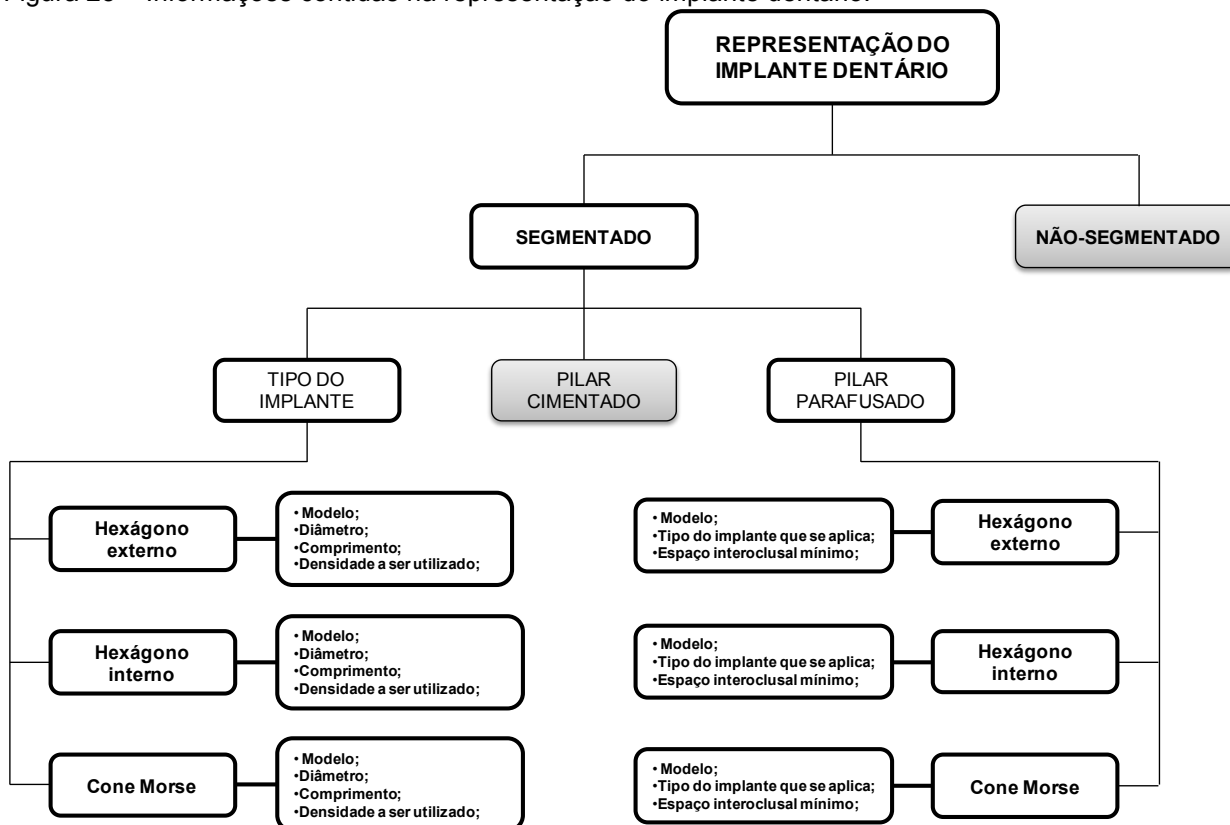
O estudo será focado na aplicação do pilar e do corpo do implante, conforme ilustrado na figura 24, sendo que a manipulação da prótese será abordada em estudos futuros.

4.2.1 Informações requisitadas à representação do implante dentário

Com os dados de diâmetro, comprimento e densidade gerados na representação do DICOM juntamente com a região interoclusal fornecida pelo dentista cirurgião buco facial é possível realizar uma busca em uma estrutura de dados que contém informações referentes aos implantes dentários, conforme

ilustrado na figura 25, e selecionar um grupo que melhor satisfaça os requisitos desejados.

Figura 25 – Informações contidas na representação do implante dentário.



Fonte: o autor (2012).

A estrutura apresenta a classificação dos implantes segmentados (abordados nesta pesquisa e que segundo Gebrim (2005) apresentam robustez e longevidade) e não segmentados. Nesta classificação, os implantes segmentados são divididos em tipo do corpo do implante (modelo, diâmetro, comprimento e densidade óssea em que são aplicáveis) e pilar cimentado ou parafusado, com os seus modelos, tipo de implante ao qual são destinados e o espaço interoclusal mínimo necessário para a sua fixação. Esta pesquisa explora o pilar parafusado uma vez que o pilar cimentado é utilizado em regiões que não apresentam o espaço mínimo interoclusal suficiente para implantes parafusados.

4.2.2 Tipos de implantes

O tipo do implante dentário segue a classificação do tipo de conexão proposta por Misch, (2000), conforme apresentado no capítulo 2. Das informações extraídas do fabricante, as mais importantes para seleção do tipo do implante dentário são a densidade óssea para as quais são indicados, o diâmetro e o comprimento, sendo possível com estes dados determinar os modelos de implante potencialmente adequados. Embora exista na literatura a classificação dos implantes pela interface de conexão e a geometria do corpo (Item 2.2.1 – Tabela 3), o catálogo do fabricante utilizado nesta pesquisa, segue a mesma classificação proposta por Misch (2000) possuindo somente os tipos hexágono interno, hexágono externo e Cone Morse, como segue:

- **Hexágono interno** – os implantes que apresentam o tipo de conexão hexágono interno segundo Gebrim (2005) apresentam um excelente resultado para os casos de próteses unitárias parafusadas ou cimentadas, sendo que na pesquisa de Silva *et al.* (2007), verificou-se que o implantes com esta conexão e diâmetro menores que 5mm proporcionam o menor índice de concentração de estresse, dentre os outros modelos de implantes avaliados. A tabela 4 apresenta os modelos, diâmetro e comprimento que são fabricados e a densidade para as quais são indicados.

Tabela 4 – Dados dos implantes do tipo Hexágono Interno.

Modelo	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento						
			7mm	9mm	10mm	11mm	13mm	15mm	16mm
TITAMAX II Plus	Osso tipo I e II	Ø3,75mm							
		Ø5,0mm							
ALVIM II Plus	Osso tipo III e IV	Ø4,3mm							
		Ø5,0mm							

Fonte: Adaptado de Neodent (2011).

- **Hexágono externo** – os implantes que apresentam este tipo de conexão foram os primeiros a serem utilizados e segundo Gebrim (2005) são indicados para aplicações em próteses múltiplas, incluindo os protocolos de carga imediata. A tabela 5 apresenta os modelos, diâmetro e comprimento que são fabricados e a densidade para as quais são indicados.

Tabela 5 – Dados dos implantes do tipo Hexágono Externo.

Modelo	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento							
			7mm	9mm	10mm	11mm	13mm	15mm	16mm	17mm
TITAMAX TI	Osso tipo I e II	Ø3,75mm								
		Ø4,0mm								
		Ø4,5mm								
		Ø5,0mm								
TITAMAX EX	Osso tipo III e IV	Ø3,75mm								
		Ø4,0mm								
ALVIM TI	Osso tipo III e IV	Ø4,3mm								
		Ø5,0mm								

Fonte: Adaptado de Neodent (2011).

- **Cone Morse** – os implantes com o tipo de conexão Cone Morse apresentam geometria cônica, que permitem um contato maior entre superfície do pilar e o corpo do implante resultando em uma precisão maior desta conexão. A tabela 6 apresenta os modelos, diâmetro e comprimento que são fabricados e a densidade para as quais são indicados.

Tabela 6 – Dados dos implantes do tipo Cone Morse.

Modelo	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento									
			7mm	8mm	9mm	10mm	11mm	11.5mm	13mm	15mm	16mm	17mm
DRIVE CM	Osso tipo III e IV	Ø3,75mm										
		Ø4,3mm										
		Ø5,0mm										
TITAMAX CM	Osso tipo I e II	Ø3,5mm										
		Ø3,75mm										
		Ø4,0mm										
		Ø5,0mm										
TITAMAX EX	Osso tipo III e IV	Ø3,5mm										
		Ø3,75mm										
		Ø4,0mm										
ALVIM CM	Osso tipo III e IV	Ø3,5mm										
		Ø4,3mm										
		Ø5,0mm										

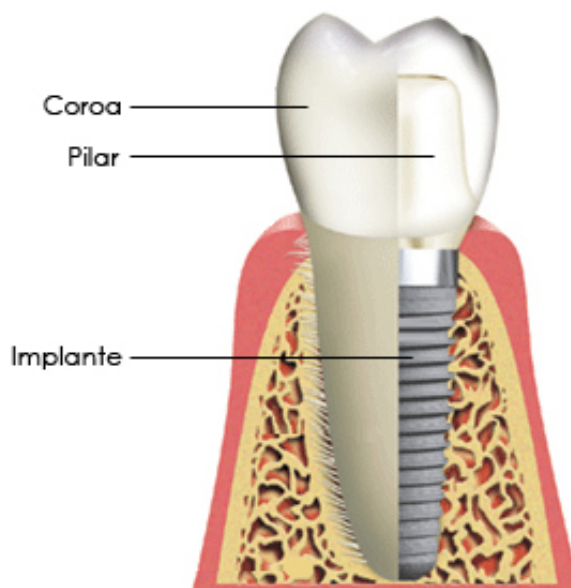
Fonte: Adaptado de Neodent (2011).

4.2.3 Pilar parafusado

O pilar é a estrutura que faz a interligação entre o corpo do implante, que está fixo ao osso e a prótese situada na superfície do tecido da gengiva, ficando condicionado na gengiva, conforme ilustrado na figura 26. O espaço entre a

superfície do osso e a gengiva é denominado espaço interoclusal e é fornecida ao sistema pelo cirurgião buco facial. A seleção do pilar está condicionada a três requisitos: espaço mínimo interoclusal, estilo da prótese (unitária ou múltipla) e tipo do implante dentário.

Figura 26 – Detalhe do condicionamento do pilar do implante.



Fonte: Neodent (2011).

O espaço interoclusal deve ser respeitado, pois garante a qualidade estética ao final do processo de implante dentário. Caso este espaço não seja respeitado, a prótese pode ficar posicionada acima dos outros dentes ou abaixo, provocando um dano estético e permitindo possíveis problemas de infiltração bacteriana. A tabela 7 apresenta os modelos de pilar, bem como os tipos de implantes que são utilizados, espaço interoclusal, estilo da prótese, inclinação ou conicidade e o ângulo do pilar.

Todas as informações geradas e obtidas nas representações serão utilizadas como suporte à tomada de decisão para o planejamento do processo de implante dentário, por meio dos mecanismos de inferência abordados no capítulo 5.

Tabela 7 – Dados dos modelos de pilares.

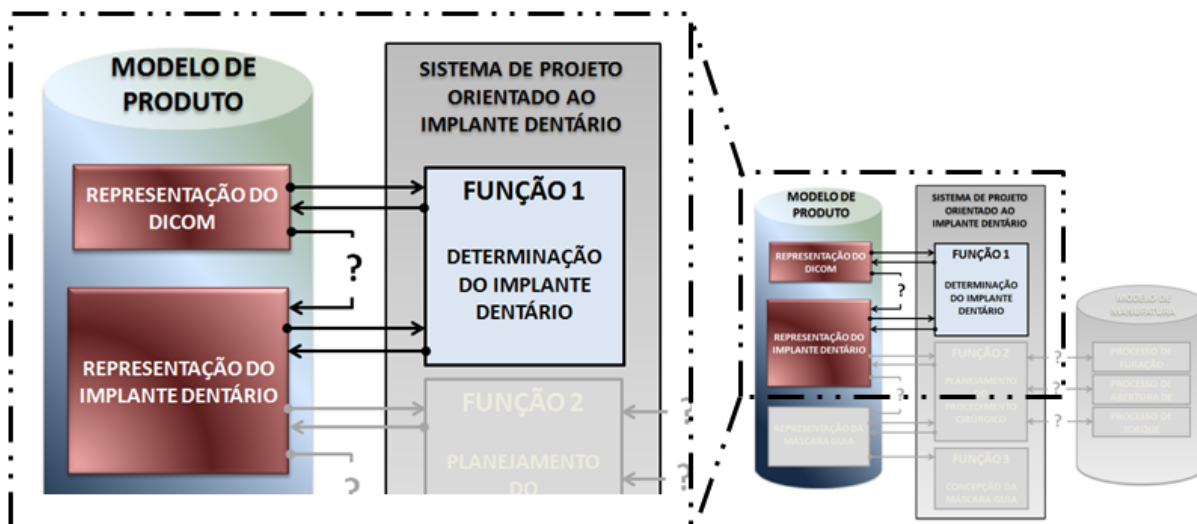
Modelo	Tipo implante	Espaço Interoclusal	Estilo Prótese	Inclinação	Ângulo do pilar	
Pilar CM	Cone Morse	5mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Mini-Pilar CM	Cone Morse	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	
Mini-Pilar Angulado CM	Cone Morse	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	17° e 30°	
Micro Pilar CM	Cone Morse	3,5mm	Múltipla	-	Reto	
Pilar Cônico	Hexágono externo	6,1mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Mini-Pilar Cônico	Hexágono externo	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	
Mini-Pilar Cônico Angulado	Hexágono externo	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	17° e 30°	
Pilar Cônico II Plus	Hexágono interno	6,1mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Pilar Cônico II Plus Angulado	Hexágono interno	7,6mm	Unitária	Conicidade de 15°	17°	
Mini Pilar Cônico II Plus	Hexágono interno	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	

Fonte: Adaptado de Neodent (2011).

5 MECANISMOS DE INFERÊNCIA ENTRE REPRESENTAÇÕES

Este capítulo aborda conceitualmente a definição dos mecanismos de conversão, tradução e compartilhamento de informações (dados) entre as representações fazendo com que as informações contidas em uma representação ofereçam suporte à tomada de decisão em outra. O modelo conceitual do sistema de projeto orientado ao implante dentário (POID) possui mecanismos de inferência, que permitem que as informações contidas numa representação ofereça suporte à outra, conforme os detalhes “?” e “→” ilustrado na figura 27.

Figura 27 – Mecanismos de inferência do modelo conceitual.



Fonte: o autor (2012).

5.1 MECANISMOS DE INFERÊNCIA

Um mecanismo de inferência é o elemento de um sistema especialista capaz de buscar as regras necessárias a serem avaliadas e ordenadas de maneira lógica para direcionar o processo heurístico de inferência (COUTTO FILHO; SOUZA; SCHILLING, 2007). Assim, o método mais aplicado por esta técnica é a avaliação de regras, onde estas devem ser a base do conhecimento para realizar a tradução, conversão e/ou o compartilhamento de informações. A conversão de informação tem como objetivo transmutar um dado em outro pela transformação matemática do dado original obtendo uma informação até então inexistente sem realizar o processo

de comparação de informação, como por exemplo, o processo de transformação das imagens tomográficas de cortes axiais em cortes transversais. Pode-se dizer que o processo de tradução de informações é semelhante ao da conversão, porém neste caso além do processo matemático é necessário fazer uma comparação com um dado padrão, resultando em um dado de origem diferente, como por exemplo, a tradução do espaço ósseo em uma dimensão do diâmetro do implante a ser inserido. Finalmente, o processo de compartilhamento tem como função básica fornecer informações que estejam na mesma escala de unidade para seleção ou comparação de dados, como por exemplo, a determinação do comprimento do implante obtido a partir dos dados gerados na representação DICOM e usados como parâmetros de comparação e seleção de grupos de implantes na representação do Implante Dentário. Para este caso é necessário primeiramente executar o processo de tradução e posteriormente o processo de comparação.

5.2 MECANISMOS DE INFERÊNCIA ENTRE AS REPRESENTAÇÕES DO DICOM E DO IMPLANTE DENTÁRIO

Os mecanismos de inferência entre as representações do DICOM, do Implante Dentário e da Máscara Guia apresentam três funções básicas, que são:

1. Determinação do implante dentário (Função 01);
2. Planejamento do processo de implante dentário (Função 02);
3. Projeto da máscara guia (Função 03).

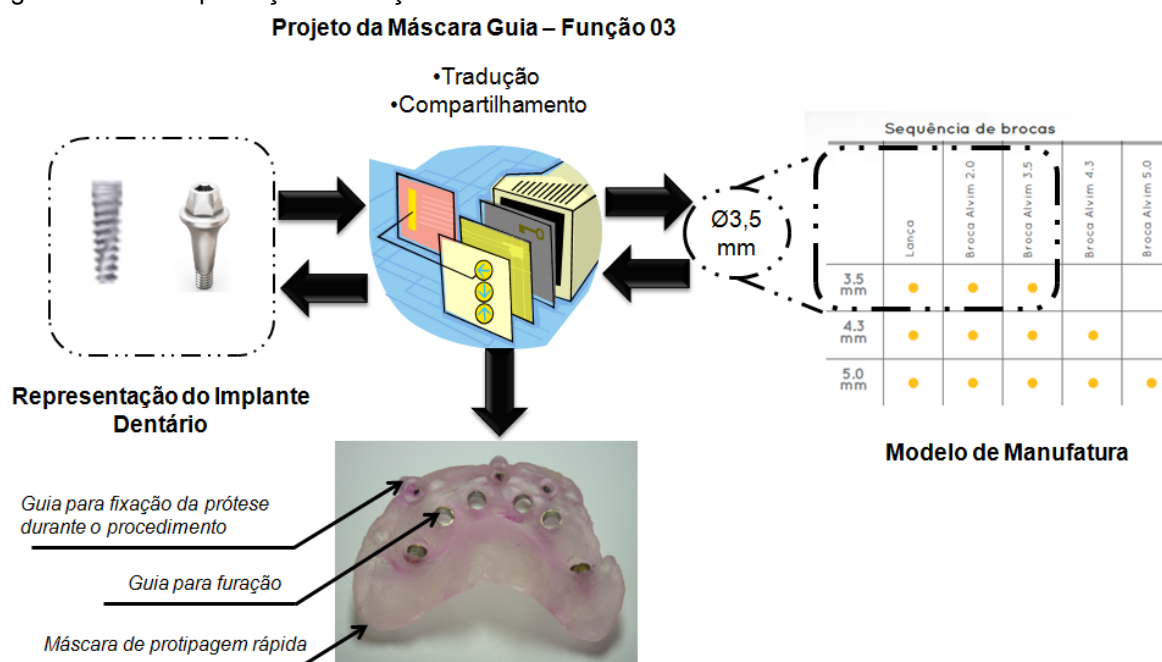
5.2.1 Determinação do implante dentário (Função 01)

Esta função compreende os mecanismos de inferência que traduzem, convertem e compartilham as informações contidas na representação do DICOM (informações de controle; corte axial; corte transversal) com objetivo de determinar matematicamente os parâmetros de diâmetro, comprimento, densidade óssea que são utilizados para a seleção do grupo de implantes que melhor satisfaçam os

5.2.3 Projeto da máscara guia (Função 03)

Nesta função estão compreendidos os mecanismos de inferência que traduzem as informações contidas nas representações do DICOM, do Implante Dentário e da Máscara Guia, além das informações obtidas Função 01 e Função 02, com intuito de desenvolver uma ferramenta, conforme a figura 30, que auxilie o dentista cirurgião buco facial no posicionamento correto dos implantes dentários durante a realização do procedimento cirúrgico. Esta ferramenta tem o objetivo de reduzir os riscos de secção de nervos, devido a perfurações acima do planejado e garantir a inclinação correta do corpo do implante, proporcionando um ganho na qualidade final do procedimento realizado.

Figura 30 – Exemplificação da função 03.



Fonte: o autor (2012).

5.2.4 Determinação das Inferências da Função 01

A determinação das inferências do Implante dentário é dividida em duas partes: a determinação corpo do implante e a determinação do pilar.

5.2.4.1 Cálculo dos parâmetros do corpo do implante

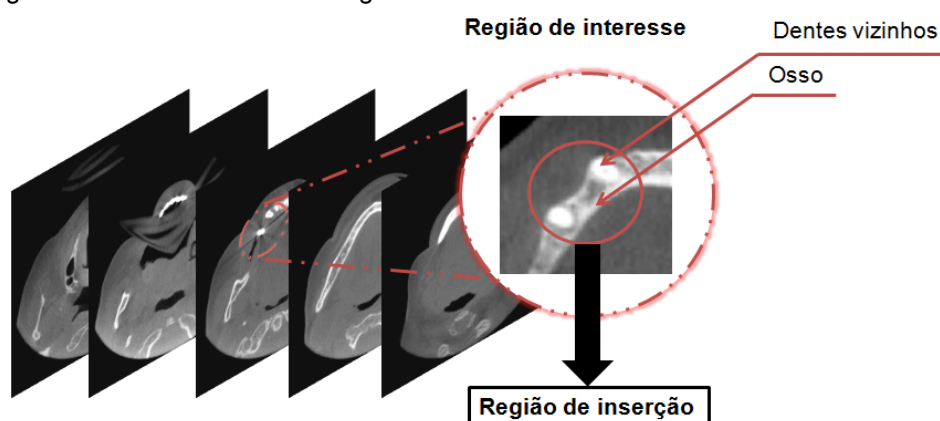
Para a determinação do corpo do implante dentário é necessário inicialmente delinear a região de interesse e definir o eixo de simetria baseado nas informações obtidas da representação do DICOM, bem como localizar a região de inserção do implante ou dos implantes. Assim é possível obter características do osso (geometria, espessura e densidade óssea), que definirão matematicamente o diâmetro, comprimento e a densidade para os quais o implante deverá ser indicado.

Com base nestas informações realiza-se uma busca na base de dados da Representação do Implante Dentário, selecionando por comparação os implantes que atendam as especificações requeridas, com uma variabilidade máxima de 10%, para menos, respeitando um coeficiente de segurança.

5.2.4.1.1 Mecanismo de inferência da região de interesse e do eixo de simetria

Este mecanismo é destinado à seleção da região de interesse e à determinação do eixo de simetria, figura 31, onde ocorrerá à inserção do implante dentário possibilitando a conversão do conjunto de cortes axiais em corte transversal desta região.

Figura 31 – Delineamento da região de interesse



Fonte: o autor (2012).

A definição da região de interesse é feita pelo dentista cirurgião buco facial através da observação/análise dos cortes axiais, contidos na representação do

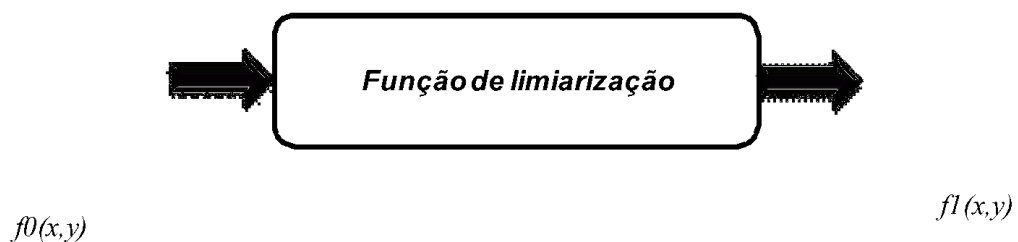
DICOM. A região deve apresentar detalhes da falha dentária, bem como a geometria óssea e no caso de edêntulos parciais, os dentes que limitam o espaço de inserção do implante.

Com a região de interesse delimitada, determina-se o eixo de simetria para a inserção do implante dentário. No caso de edêntulos parciais o eixo de simetria será obtido por meio da média entre os dentes, já para o caso de edêntulos totais será a mediana entre a região de inserção. Dessa forma, para ambos os casos é fundamental identificar a região óssea e os seus respectivos contornos.

As informações das imagens tomográficas obedecem à escala de Hounsfield, conforme apresentado na tabela 4 (secção 2.1.4.6), que contém informações de alguns tecidos e suas referidas intensidades de cor cinza na escala. Ao verificar esta tabela observa-se que um osso normal varia de 100uH a 500uH e um osso denso de 501uH a 1600uH. Ao limiarizar a imagem original $f0(x,y)$ para esta faixa, conforme a equação 5.1, obtém-se da imagem original uma nova imagem $f1(x,y)$ somente com a informação de osso e dentes, conforme ilustrado pela figura 32.

$$f1(x,y) = \begin{cases} 0 \rightarrow \text{se } f0(x,y) < 100 \\ 255 \rightarrow \text{se } 100 \leq f0(x,y) \leq 1600 \\ 0 \rightarrow \text{se } f0(x,y) \geq 1600 \end{cases} \quad (5.1)$$

Figura 32 – Identificação de osso e dente.

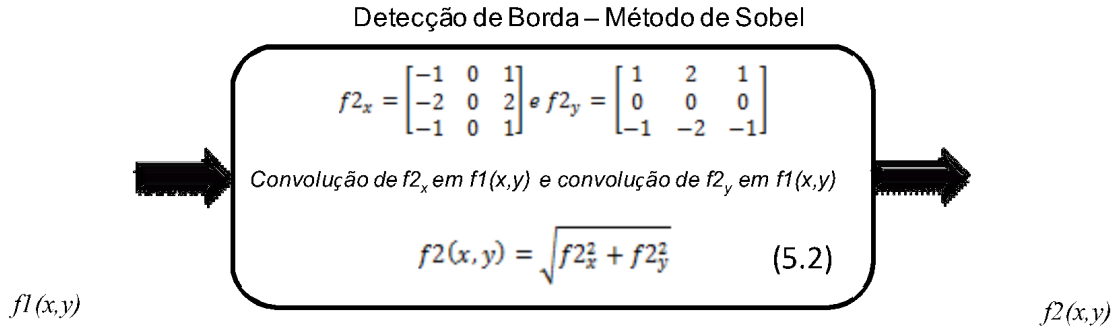


Fonte: o autor (2012).

A partir da imagem $f1(x,y)$ com as informações de osso e de dente é possível delinear o seu contorno com uma técnica de processamento de imagem denominada detecção de borda. Esta técnica realiza as derivadas parciais da imagem, e o modelo matemático utilizado nesta pesquisa é baseado no filtro de Sobel, como ilustrado na figura 33. Esta técnica permite o cálculo do gradiente da intensidade da imagem no ponto, resultando na variação de claro para escuro e com

isto, consegue-se estimar a presença de uma transição claro-escuro e como as variações de claro-escuro intensas correspondem a borda do objeto, define-se assim os contornos da imagem $f2(x,y)$.

Figura 33 – Detecção de borda do osso no corte axial.



Fonte: o autor (2012).

Com a aplicação da detecção de borda da imagem obtém-se a geometria do osso e dos dentes presentes na imagem, possibilitando a construção do eixo de simetria que orientará a localização do ponto de inserção do implante. Para a obtenção do eixo de simetria, parte-se do pressuposto que este é uma reta e que através de dois pontos médios é possível extrair a sua equação. Porém, estes pontos devem ser guiados a partir da média de duas retas de referência denominados $PR1(x)$ e $PR2(x)$. Desta forma, no caso de edêntulos parciais estas retas de referência tangenciarão os dentes que circundam a região de inserção, e no caso de edêntulos totais o dentista delineará, com alguns pontos, as retas que formarão a referência. Estas retas que seguem a equação 5.3 serão construídas a partir de 4 pontos de referência cada, minimizando possíveis distorções e através do ajuste de curva pelo método dos mínimos quadrados lineares, conforme a equação 5.4, é possível determinar as retas $PR1(x)$, equação 5.5 e $PR2(x)$, equação 5.6. A figura 34 ilustra o delineamento das retas de referência do eixo de simetria.

$$y = a + bx \quad (5.3)$$

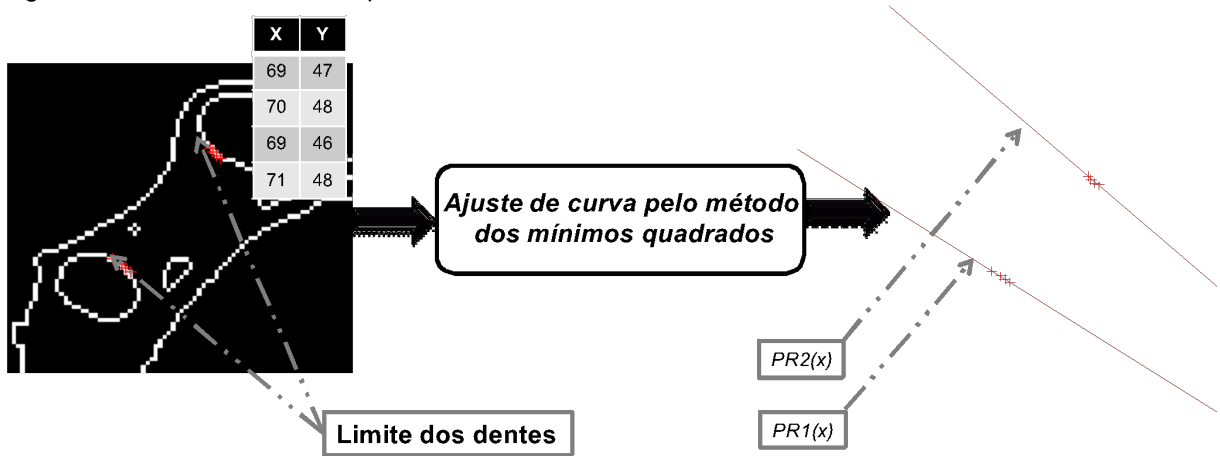
$$a = \frac{\sum_{i=1}^4 x_i(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^4 x_i(x_i - \bar{x})} \text{ e } b = \frac{\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})^2} \quad (5.4)$$

$$PR1(x) = \frac{\sum_{i=1}^4 x_i(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^4 x_i(x_i - \bar{x})} + \frac{(\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}))x}{\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})^2} \quad (5.5)$$

$$PR2(x) = \frac{\sum_{i=1}^4 x_i(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^4 x_i(x_i - \bar{x})} + \frac{(\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}))x}{\sum_{i=1}^4 (x_i - \bar{x})^2} \quad (5.6)$$

Onde, a e b são os coeficientes da reta, x e y os pontos traçados e $\bar{x}$ é a média aritmética de x e $\bar{y}$ é a média aritmética de y .

Figura 34 – Delineamento dos planos de referência do eixo de simetria.



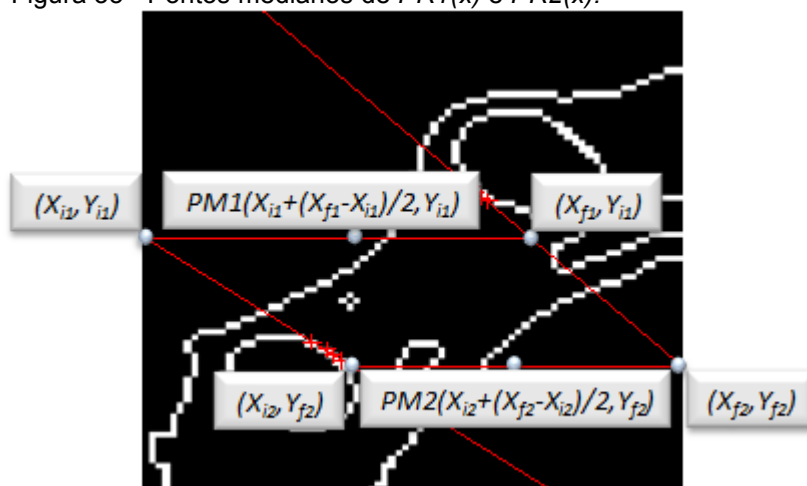
Fonte: o autor (2012).

A partir das retas de referência $PR1(x)$ e $PR2(x)$ é possível obter os pontos médios $PM1(x,y)$ e $PM2(x,y)$, conforme ilustrado na figura 35, que possibilitam a construção da reta do eixo de simetria através da solução de um sistema linear, conforme a equação 5.7, obtendo-se os parâmetros a e b que são os coeficientes da reta do eixo de simetria que serão substituídos na equação 5.8.

$$\begin{cases} a + b(x_{i1} + \frac{x_{f1} - x_{i1}}{2}) = y_{i1} \\ a + b(x_{i2} + \frac{x_{f2} - x_{i2}}{2}) = y_{i2} \end{cases} \quad (5.7)$$

$$S(x) = a + bx \quad (5.8)$$

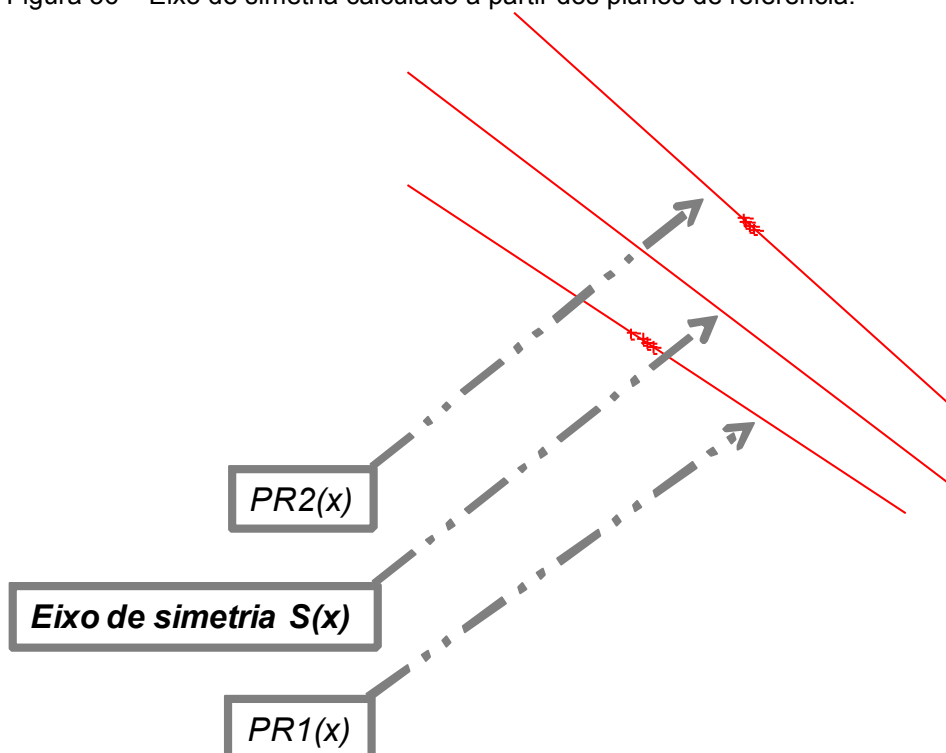
Figura 35 - Pontos medianos de $PR1(x)$ e $PR2(x)$.



Fonte: o autor (2012).

A partir destes pontos é possível obter sistema linear apresentado na equação 5.7, cuja solução resulta no eixo de simetria $S(x)$ - equação 5.8, conforme ilustrado na figura 36.

Figura 36 – Eixo de simetria calculado a partir dos planos de referência.



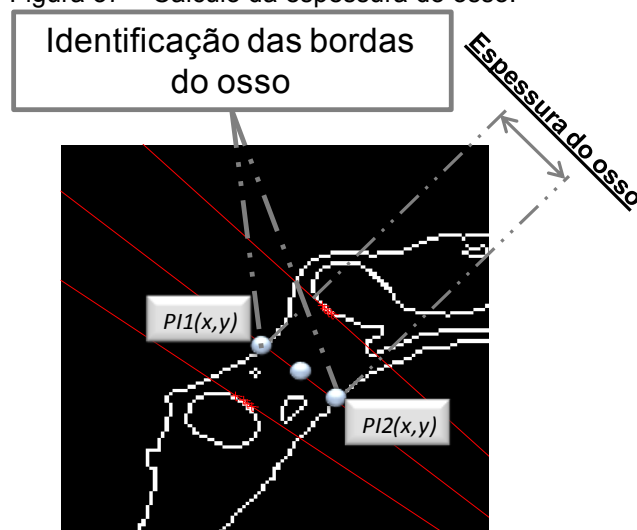
Fonte: o autor (2012).

5.2.4.1.2 Mecanismo de inferência para o cálculo do diâmetro do implante

O diâmetro do implante é calculado a partir das informações geométricas do eixo de simetria $S(x)$, das retas de referência $PR1(x)$ e $PR2(x)$ e das bordas do osso e dentes. Para edêntulos totais considera-se somente a espessura de osso existente na região de inserção do implante, já para edêntulos parciais é necessário avaliar a espessura do osso e a distância existente entre os dentes, utilizando-se a menor medida obtida entre estes dois parâmetros.

A espessura do osso é determinada através de dois pontos obtidos entre a intersecção do eixo de simetria e as bordas externa e interna do osso $PI1(x,y)$ e $PI2(x,y)$ como ilustrado na figura 37. O ponto de intersecção do eixo de simetria com a bordas do osso é obtido variando-se o x na equação da reta do eixo de simetria $S(x)$ de 1 até o limite x da imagem, com isto, pode-se fazer uma varredura no eixo de simetria e comparar a intensidade de cor da imagem no ponto $G(x,S(x))$ e se o valor da intensidade de cor da imagem for superior a 0, isto é $(G(x,S(x)) > 0)$, este será o ponto de intersecção.

Figura 37 – Cálculo da espessura do osso.



Fonte: O autor (2012).

A espessura do osso é determinada através da distância calculada entre os pontos $PI1(x,y)$ e $PI2(x,y)$ conforme a equação 5.9, cuja unidade está em *pixel*. A espessura em milímetros é obtida multiplicando-se o valor da espessura (em *Pixel*) pelo valor do *PixelSpacing* (adquirido nas informações de controle da representação DICOM) conforme a equação 5.10.

$$espessura = \sqrt{(PI2x - PI1x)^2 + (PI2y - PI1y)^2} \text{ (pixel)} \quad (5.9)$$

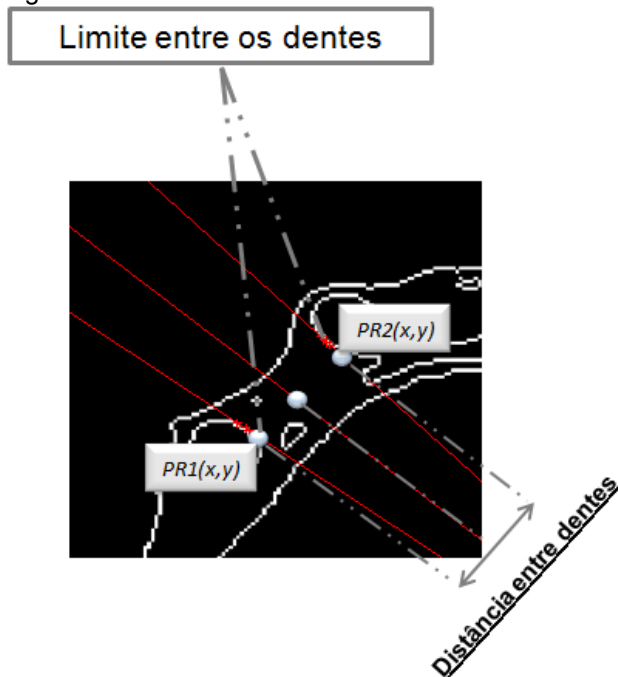
Onde, $PI1x$ e $PI1y$ são os primeiros pontos em que a reta intercepta o osso e $PI2x$ e $PI2y$ são os últimos pontos em que a reta intercepta o osso e espessura é a espessura do osso.

$$espessura \text{ em mm} = (espessura * PixelSpacing) \text{ (mm)} \quad (5.10)$$

Onde, $PixelSpacing$ é a medida em mm/pixel de quanto vale a distância de cada *pixel* e espessura em mm é a espessura do osso em mm.

No caso de edêntulos parciais onde há a necessidade de investigar a distância entre os dentes vizinhos, utilizam-se as retas auxiliares ($PR1(x)$ e $PR2(x)$) para determinar a distância que o centro da inserção está em relação aos dentes vizinhos, ou seja, qual a distância que o centro da inserção está das retas auxiliares, conforme a figura 38.

Figura 38 – Cálculo da distância entre os dentes.



Fonte: o autor (2012).

Assim a distância entre dentes pode ser obtida através de uma reta perpendicular ao eixo de simetria, conforme a equação 5.11, no ponto de inserção do implante, cuja reta interceptará as retas de referência $PR1(x)$ e $PR2(x)$ como ilustrado na figura 39.

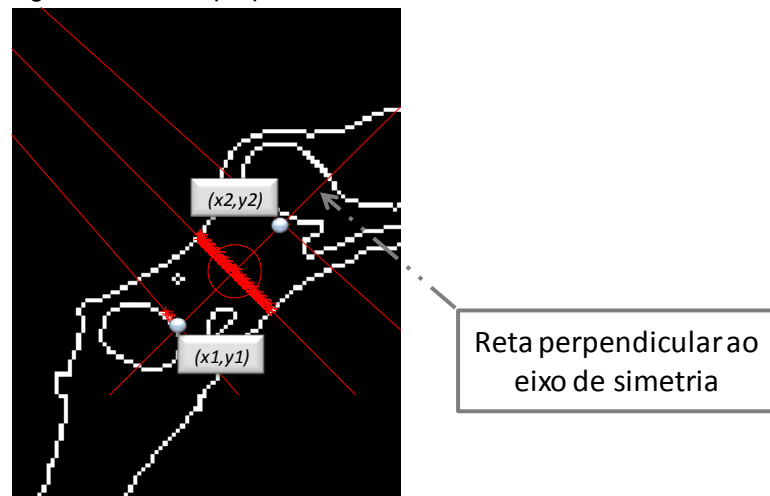
$$S(x) = a + bx \text{ (Eixo de simetria)}$$

$$y - y_0 = m(x - x_0)$$

$$SP(x) = mx + (y_0 - mx_0), \text{ onde para ser perpendicular } m = \frac{-1}{b} \quad (5.11)$$

Onde x_0 = ponto médio em x da espessura do osso e y_0 = ponto médio em y da espessura do osso.

Figura 39 – Reta perpendicular ao eixo de simetria.



Fonte: O autor (2012).

Com a reta perpendicular ao eixo de simetria, verifica-se a sua intersecção com as retas de referência $PR1(x)$ e $PR2(x)$. Ao resolver um sistema linear de equações obtido por $SP(x)$ e $PR1(x)$, equação 5.12, e $SP(x)$ e $PR2(x)$, equação 5.13 obtém-se os pontos de intersecção $x1, y1$ e $x2, y2$, possibilitando o cálculo da distância entre dentes pela equação 5.14.

$$\begin{cases} (y_0 - mx_0) + mx = SP(x) \\ a + bx = PR1(x) \end{cases} \quad (5.12)$$

$$\begin{cases} (y_0 - mx_0) + mx = SP(x) \\ a + bx = PR2(x) \end{cases} \quad (5.13)$$

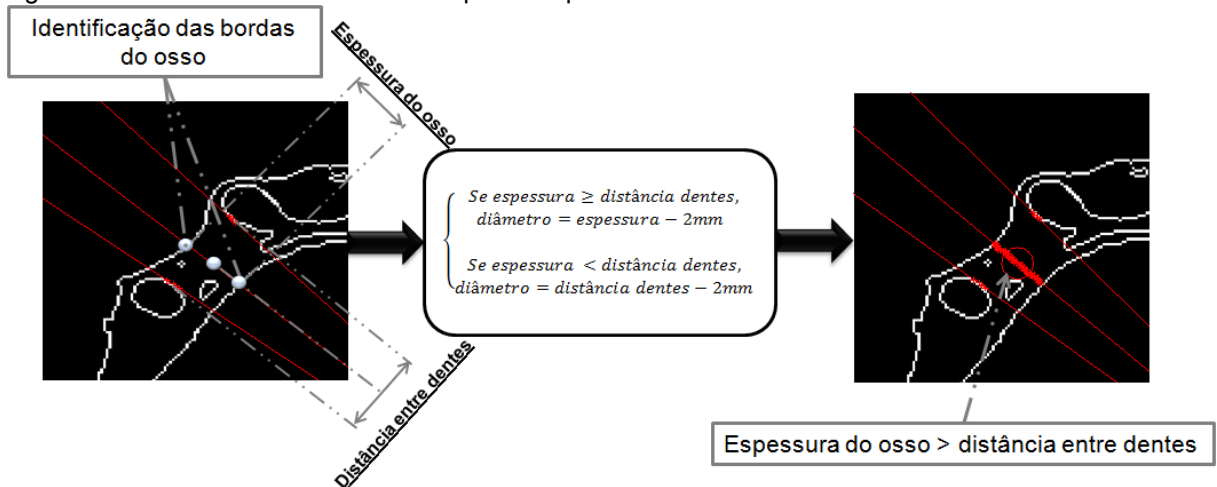
Onde, $SP(x)$ é a equação da reta perpendicular ao eixo de simetria e $PR1(x)$ e $PR2(x)$ são as retas de referência ao eixo de simetria e através da equação 5.14 é possível obter a distância em pixel entre os dentes.

$$distancia\ entre\ dentes = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \text{ (pixel)} \quad (5.14)$$

$$distancia\ entre\ dentes\ em\ mm = distância\ entre\ dentes * PixelSpacing \text{ (mm)} \quad (5.15)$$

A partir da espessura do osso e da distância entre dentes é possível determinar qual será o diâmetro do implante a ser utilizado. Se a espessura do osso for menor que a distância entre dentes, a espessura será utilizada como parâmetro para a determinação do implante, porém se a distância entre os dentes for menor, será utilizada a distância entre dentes, conforme a figura 40. A determinação do diâmetro será a espessura do osso ou a distância entre dentes menos 2 mm, pois conforme Brink; Meraw; Sarment (2007); Lee *et al.* (2005) e Mahon; Norling; Phoniex, (2000) o implante deve ser envolvido com no mínimo 1 mm de superfície ao seu redor.

Figura 40 – Cálculo do diâmetro do corpo do implante dentário.



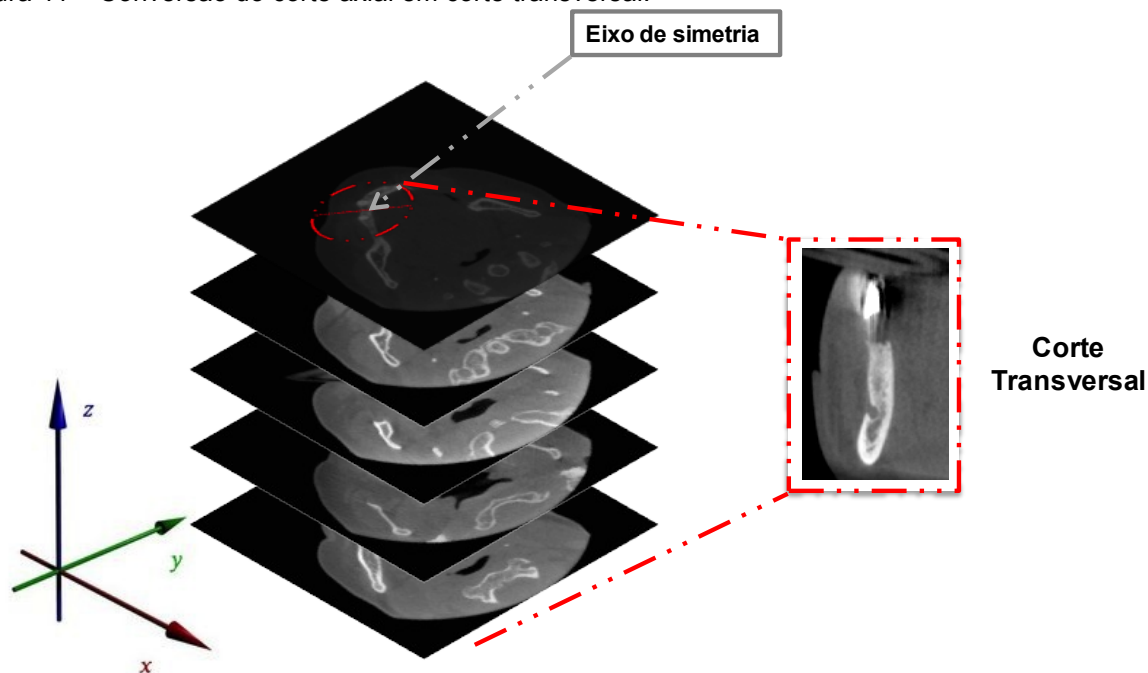
Fonte: o autor (2012).

5.2.4.1.3 Mecanismo de inferência para determinação do corte transversal

Para a determinação do corpo do implante é necessário obter, da representação do DICOM, o diâmetro, o comprimento e a densidade. O diâmetro é obtido através da geometria do osso pelo corte axial. Como a obtenção do comprimento e da densidade óssea da região da inserção não é possível somente pelo corte axial é preciso um corte auxiliar, o corte transversal, que possibilita a extração destas informações.

Para se determinar o corte transversal utiliza-se a reta do eixo de simetria para a geração de um plano denominado WZ , onde W é formado pela equação da reta do eixo de simetria (equação 5.8 - $S(x) = a + bx$) e Z será formado pelos cortes axiais (variando de 1 até Z), conforme a figura 41. A partir desse plano serão extraídas as informações da imagem tomográfica compondo a imagem do corte transversal denominada $f3(x,z)$. Os limites da imagem do corte axial são obtidos nas informações de controle (cabeçalho) na variável *width* (X) e *height* (Y) e no *filename* é obtida a quantidade de cortes axiais existentes (Z).

Figura 41 – Conversão do corte axial em corte transversal.

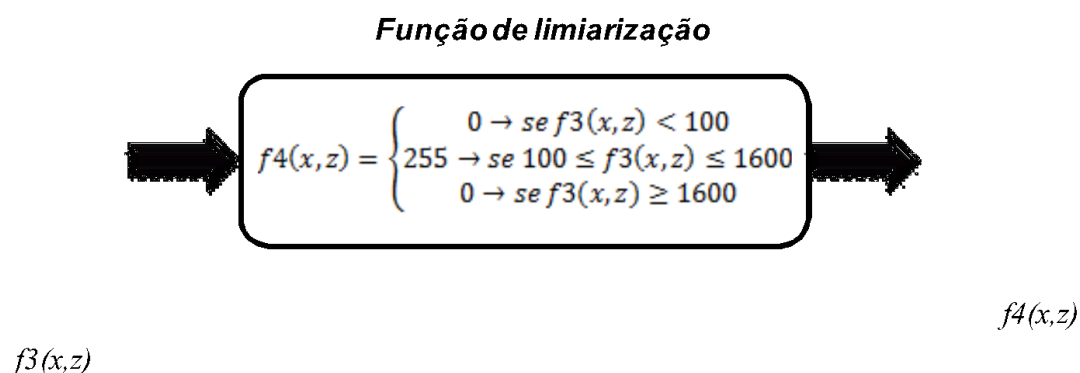


Fonte: o autor (2012).

5.2.4.1.4 Mecanismo de inferência para o cálculo do comprimento do implante

O cálculo do comprimento é o mecanismo de inferência que analisa e traduz as informações contidas no corte transversal através da análise da profundidade do osso. Esse cálculo determina o comprimento do corpo do implante dentário baseando-se na geometria do osso e na localização dos nervos. A localização dos nervos é fundamental, pois qualquer erro de dimensionamento pode ocasionar lesões irreversíveis. Assim como na definição da geometria do osso no corte axial, o contorno do osso contido no corte transversal segue o mesmo procedimento de limiarização conforme equação 5.1, onde a imagem é limiarizada a uma faixa e informações desnecessárias são retiradas, obtendo-se somente o detalhe do osso, como ilustrado na figura 42.

Figura 42 – Identificação óssea no corte transversal.



Fonte: O autor (2012).

No entanto, apesar da limiarização extrair informações do osso, é possível obter também as informações do nervo, pois conforme a tabela 2 da escala de Hounsfield, o nervo varia de 20 a 40Hu, sendo que nesta faixa o valor obtido na limiarização é 0, ou seja, preto, porém o nervo está localizado dentro do osso, assim conforme apresentado na figura 43, é possível localizar a sua posição no osso e evitar que o implante o intercepte.

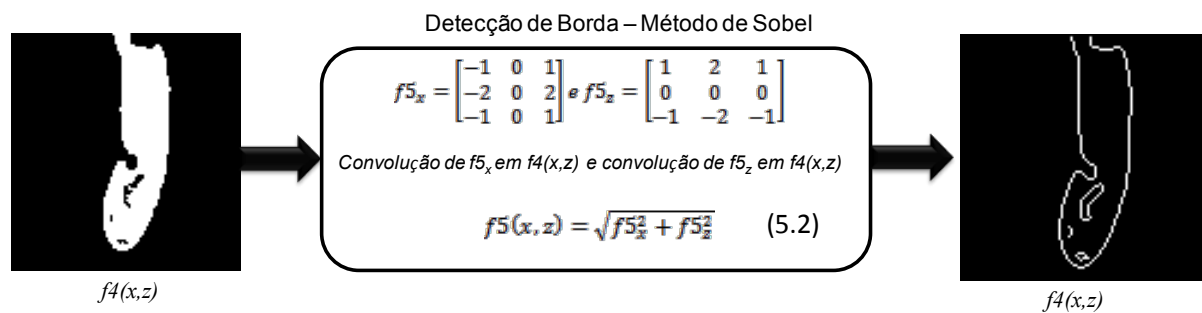
Figura 43 – Identificação de nervos na área óssea.



Fonte: o autor (2012).

A partir da imagem $f4(x,z)$, ao aplicar a técnica de detecção de borda, seguindo a simplificação matemática de Sobel, conforme a equação 5.2, extrai-se da imagem $f4(x,z)$ o contorno do osso e o contorno dos nervos, $f5(x,z)$ que limitarão o comprimento do implante durante o procedimento de cálculo, conforme ilustrado na figura 44.

Figura 44 – Identificação do contorno do osso no corte transversal.

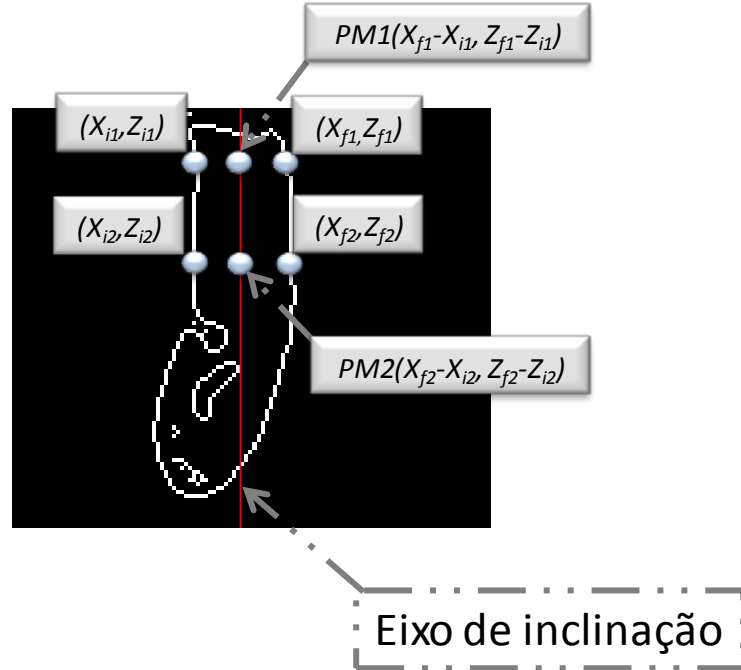


Fonte: o autor (2012).

Com o contorno do osso delineado e os nervos realçados é possível identificar o comprimento do implante que pode ser inserido na região, mas para que isto ocorra há a necessidade de criar um eixo de orientação ou eixo de inclinação do implante, que será o ponto médio entre as bordas do osso. Este eixo é simplificado por uma reta, denominada $El(x)$, obtida por dois pontos médios $PM1(x,z)$ e $PM2(x,z)$, assim ao utilizar a equação 5.3 e solucionar o sistema linear obtido na equação 5.16, encontra-se os coeficientes a e b que permitirão a construção do eixo de inclinação conforme ilustrado na figura 45.

$$\begin{cases} a + b(x_{f1} - x_{i1}) = (z_{f1} - z_{i1}) \\ a + b(x_{f2} - x_{i2}) = (z_{f2} - z_{i2}) \end{cases} \quad (5.16)$$

Figura 45 – Delineamento do eixo de inclinação.

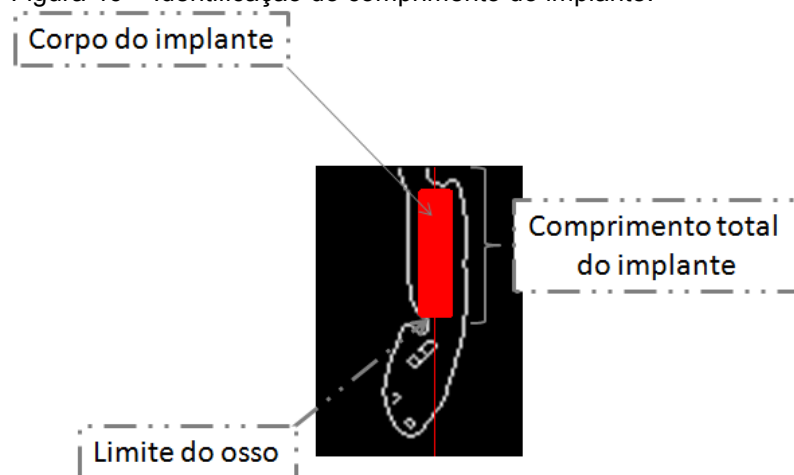


Fonte: o autor (2012).

O eixo de inclinação será utilizado como referência para determinar o comprimento do implante, pois quando se percorre a reta $El(x)=a+bx$ com o diâmetro do implante no eixo Z, de 1 até o limite do eixo Z é possível verificar se este não ultrapassa a borda do osso ou intercepta um nervo, como pode ser verificado na figura 46. Caso uma destas condições ocorra, o comprimento do corpo do implante assumirá a posição atual do eixo Z. Após a conversão da unidade de pixel para milímetros, equação 5.17, deve-se descontar 1mm devido ao processo de osseointegração, conforme a bibliografia recomenda (BRINK; MERAW; SARMENT, 2007; LEE *et al.*, 2005, MAHON; NORLING, PHOENIX, 2000).

$$\text{comprimento em mm} = (\text{comprimento total do implante} * \text{SliceThickness}) - 1\text{mm} \quad (5.17)$$

Figura 46 – Identificação do comprimento do implante.



Fonte: o autor (2012).

5.2.4.1.5 Mecanismo de inferência para o cálculo da densidade óssea

O cálculo da densidade óssea é o mecanismo de inferência que identifica o tipo do implante dentário apropriado ao osso onde o corpo do implante será inserido. A densidade é obtida com o cálculo do histograma do osso $H(x)$, que fornece a frequência que cada valor de intensidade aparece na imagem. Nesta pesquisa o nível de intensidade segue a escala de Hounsfield, e com base na tabela 8, que apresenta a faixa de intensidade em Hounsfield que cada tipo de osso se enquadra, é possível de se obter a densidade óssea da imagem.

Tabela 8 – Classificação da densidade óssea.

Classificação da densidade óssea de Misch	
Osso	Densidade
D1	>1250 UH – Osso cortical denso
D2	=850 a 1250 UH – Osso cortical espesso, denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior
D3	=350 a 850 UH – Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino
D4	=150 a 350 UH – Osso trabecular fino
D5	<150 – Osso imaturo não mineralizado

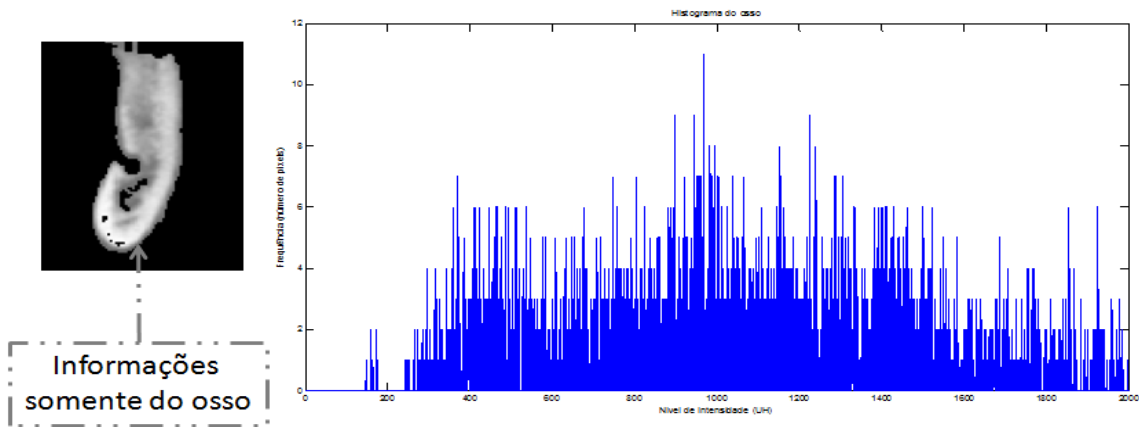
Fonte: Adaptado de Misch (2000).

Para se aplicar o histograma é necessário extrair da imagem original $I(x,y)$ somente as informações do osso, assim semelhante ao procedimento de detecção

da geometria óssea, ao realizar o processo de limiarização, equação 5.18, da imagem original $f0(x,y)$, busca-se as informações que se enquadram na faixa de osso, conforme proposta na tabela 8, assim obtém-se uma nova imagem denominada $Iosso(x,y)$, cujos valores se enquadram somente na faixa do osso. Desta forma, as outras informações são excluídas da imagem, possibilitando a realização do processo de histograma $H(x)$ desta imagem, conforme ilustrado na figura 47.

$$Iosso(x,y) = \begin{cases} 0 \rightarrow \text{se } f0(x,y) < 100 \\ f0(x,y) \rightarrow \text{se } 100 \leq f0(x,y) \leq 1600 \\ 0 \rightarrow \text{se } f0(x,y) \geq 1600 \end{cases} \quad (5.18)$$

Figura 47 – Histograma do osso.

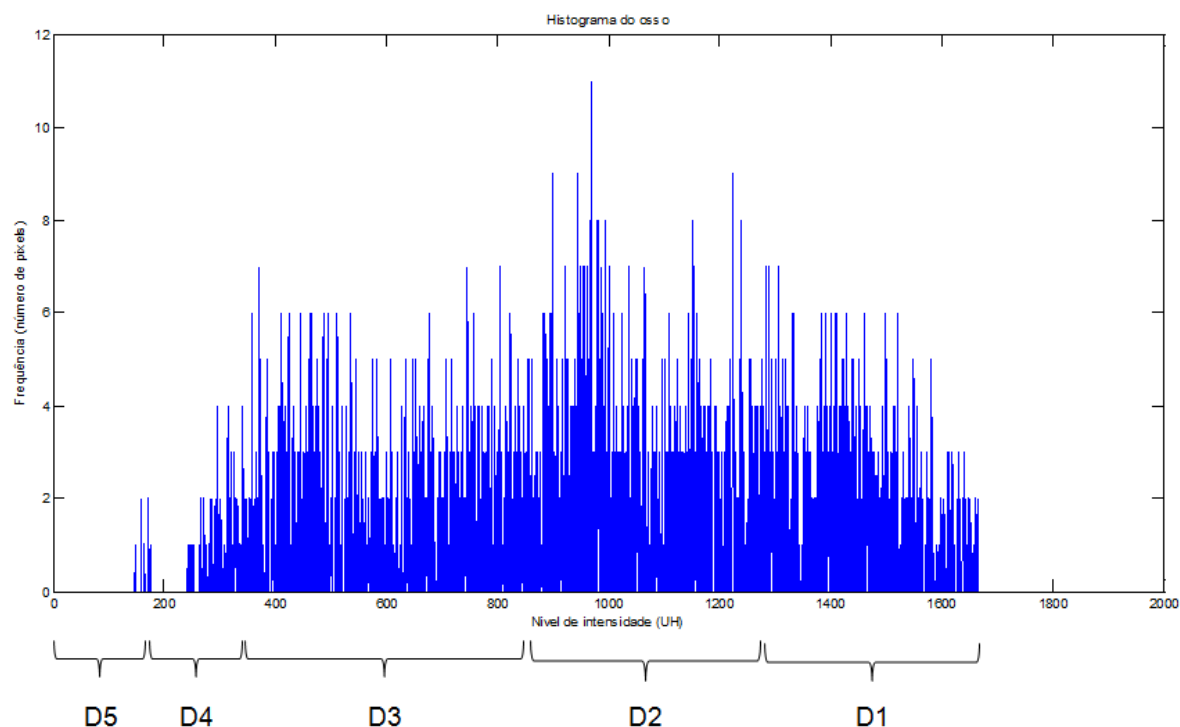


Fonte: o autor (2012).

Após aplicação da técnica de histograma é possível calcular a densidade do osso através da somatória das intensidades que estão na faixa de cada tipo de osso conforme a tabela 8 e a equação 5.19, onde o tipo do osso que apresentar o maior valor da somatória é o tipo de osso predominante, ou seja, a densidade calculada, como mostrado na figura 48.

$$D1 = \sum_{i=1250}^{1600} H(i), D2 = \sum_{i=850}^{1249} H(i), D3 = \sum_{i=350}^{849} H(i), D4 = \sum_{i=150}^{349} H(i) \text{ e } D5 = \sum_{i=0}^{150} H(i) \quad (5.19)$$

Figura 48 – Delineamento do histograma conforme a densidade óssea.



Fonte: o autor (2012).

5.2.4.2 Determinação do pilar do implante

A definição do pilar do implante é baseada em um mecanismo de inferência de comparação, pois as informações necessárias para a determinação do pilar (região interoclusal, tipo de implante e modalidade do implante (unitário ou múltiplo)) são obtidos em processos anteriores ou fornecidos pelo dentista cirurgião buco facial, como é o caso da região interoclusal. Assim, a seleção do pilar do implante é basicamente uma busca na representação do implante dentário, cujos modelos de pilar do implante devem atender aos requisitos estipulados, conforme ilustrado pela figura 49. No caso da região interoclusal não é possível uma busca por comparação direta, uma vez que o fornecedor de corpo do implante e pilar apresenta o espaço mínimo necessário para fixação do pilar, e então a busca deverá ser feita com medidas inferiores às fornecidas pelo cirurgião dentista.

Figura 49 – Requisitos de seleção do pilar.

Modelo	Tipo implante	Espaço Interoclusal	Estilo Prótese	Inclinação	Ângulo do pilar	
Pilar CM	Cone Morse	5mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Mini-Pilar CM	Cone Morse	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	
Mini-Pilar Angulado CM	Cone Morse	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	17° e 30°	
Micro Pilar CM	Cone Morse	3,5mm	Múltipla	-	Reto	
Pilar Cônico	Hexágono externo	6,1mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Mini-Pilar Cônico	Hexágono externo	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	
Mini-Pilar Cônico Angulado	Hexágono externo	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	17° e 30°	
Pilar Cônico II Plus	Hexágono interno	6,1mm	Unitária	Conicidade de 15°	Reto	
Pilar Cônico II Plus Angulado	Hexágono interno	7,6mm	Unitária	Conicidade de 15°	17°	
Mini Pilar Cônico II Plus	Hexágono interno	4,4mm	Múltipla	Conicidade de 20°	Reto	

Requisitos para seleção do pilar

- ✓ Região Interoclusal
- ✓ Tipo do implante dentário
- ✓ Modalidade do implante dentário (Unitário ou Múltiplo)

Fonte: o autor (2012).

6 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA ESPECIALISTA DE PROJETO ORIENTADO PARA O PROCESSO DE IMPLANTE DENTÁRIO

Este capítulo aborda a implementação dos modelos conceituais, descritos no capítulo 4 e 5, convertendo-os em um sistema especialista que apresenta uma interface interativa com o dentista cirurgião buco facial. O sistema tem o intuito de identificar grupos de implantes que satisfaçam aos requisitos estabelecidos, fornecendo assim suporte ao dentista cirurgião na decisão do implante que melhor se adapte as necessidades do paciente.

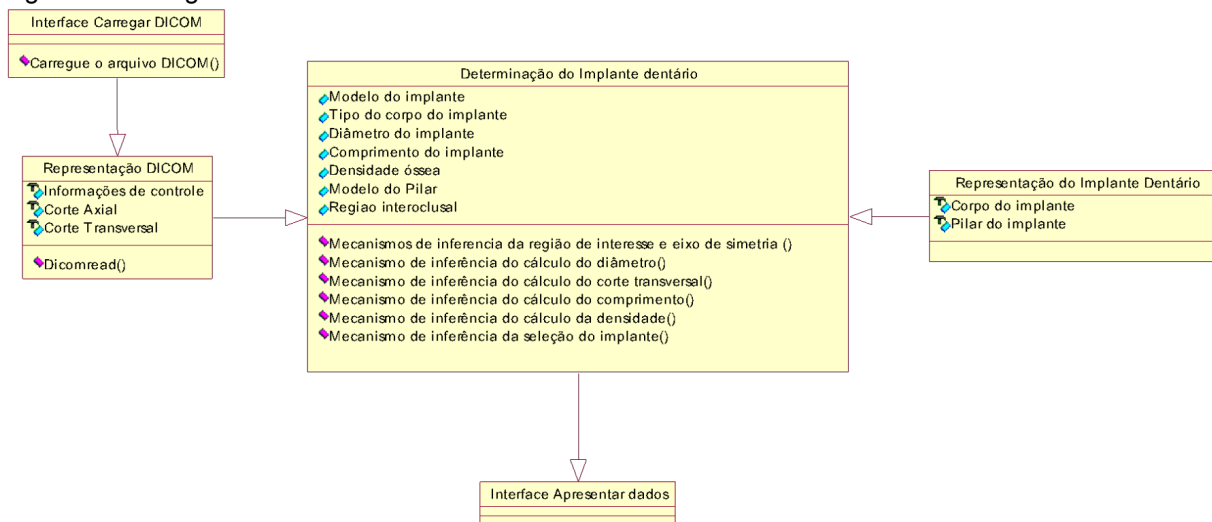
Esta conversão será através de modelos UML de classe, onde são representadas as classes e as funções do sistema, e UML de atividade que apresenta a estrutura dos mecanismos de inferência. O sistema foi desenvolvido utilizando a interface gráfica do software *Matlab* da *Mathworks* e funções deste sistema. Integrado ao *Matlab*, está um banco de dados *MySQL* que gerencia as consultas às informações referentes aos implantes dentários extraídos do catálogo do fabricante utilizado nesta pesquisa.

6.1 DIAGRAMA DE CLASSES DO SISTEMA POID

O diagrama de classes é responsável por apresentar as diferentes classes e funções que constitui o sistema e como que estas se relacionam, ou seja, a estrutura lógica do sistema. O sistema de projeto orientado para o implante dentário foi dividido em 3 classes principais: representação do DICOM, representação do Implante Dentário e determinação do implante dentário. Na representação do Implante Dentário estão contidas as funções dos mecanismos de inferência para a definição do implante dentário, conforme ilustrado na figura 50. As classes, representação do DICOM e representação do Implante Dentário, contêm informações que fornecem suporte à classe determinação do implante dentário, conforme apresentado conceitualmente no capítulo 4. Além disso, a figura 50 apresenta a interface “*carregar DICOM*” e a interface “*apresentar os dados obtidos*”, onde a primeira permite a inserção no sistema das imagens tomográficas no padrão DICOM, e a segunda disponibiliza os resultados alcançados pelo sistema após

análise, possibilitando que o dentista cirurgião buco facial visualize e selecione o implante.

Figure 50 – Diagrama de classe do sistema.

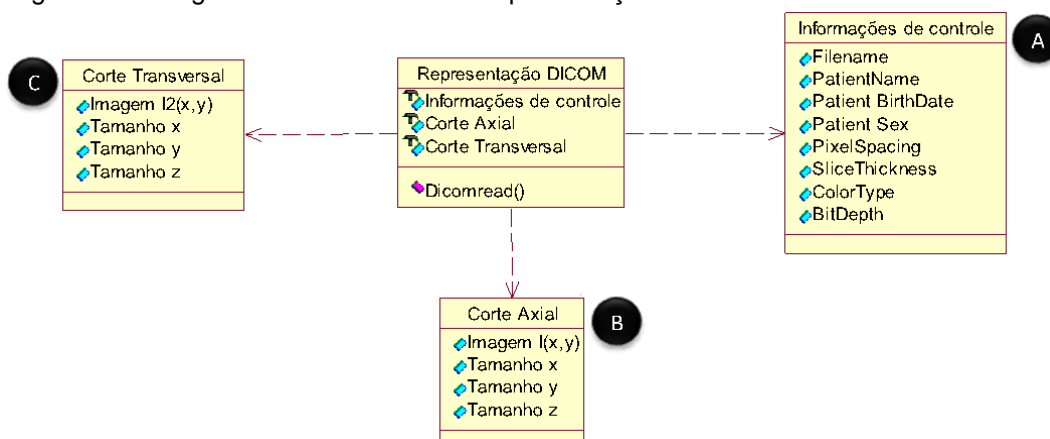


Fonte: o autor (2012).

6.1.1 Diagrama de classe da Representação do DICOM

A classe representação do DICOM recebe as informações das imagens tomográficas adquiridas do paciente que serão exploradas pelo sistema especialista. A fim de estruturar o fluxo de dados desta classe foi feita uma subdivisão em 3 subclasses: informações de controle, corte axial e corte transversal, conforme ilustrado na figura 51.

Figure 51 – Diagrama de subclasse da Representação do DICOM.



Fonte: o autor (2012).

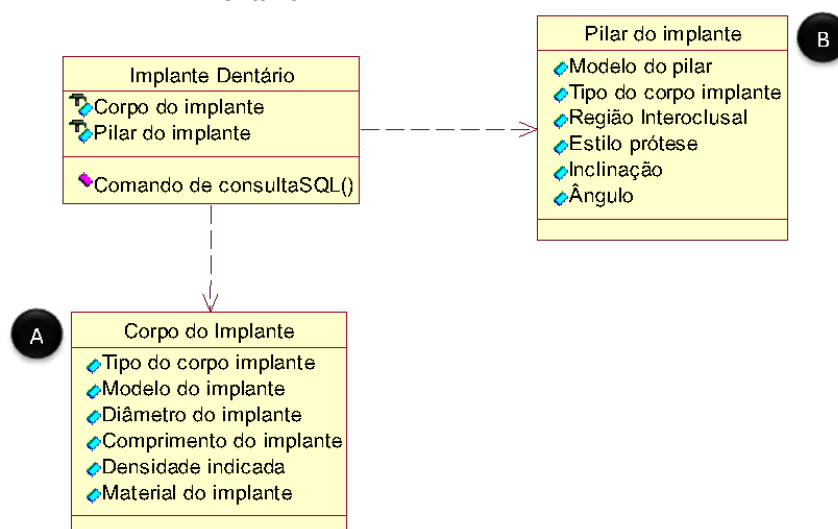
A figura 51 ilustra a subdivisão, onde centralmente está localizada a representação do DICOM, instanciando as subclasses que contém as informações que suportam a função 01 (determinação do implante dentário) como segue:

- 1- **Subclasse de informações de controle (detalhe “A” da figura 51)** - constam os atributos das informações fisiológicas do paciente e das imagens adquiridas pelo tomógrafo.
- 2- **Subclasse de cortes axiais (detalhe “B” da figura 51)** – armazena as informações das imagens em cortes axiais obtidas pela leitura do arquivo DICOM, bem como as informações dos limites de tamanho em X, Y e Z.
- 3- **Subclasse de corte transversal (detalhe “C” da figura 51)**- armazena as informações das imagens em cortes transversais obtida após a aplicação do mecanismo de inferência da determinação do corte transversal, bem como as informações dos limites de tamanho em X, Y e Z.

6.1.2 Diagrama de classe da Representação do Implante Dentário

A representação do Implante Dentário contém as informações acerca dos implantes (corpo do implante e pilar) fabricados pela empresa *Neodent* e como são utilizados conforme cada necessidade, possibilitando uma consulta rápida pelo sistema a estas informações. A partir dos critérios proposto na representação do implante dentário do modelo de produto, secção 4.2, subdividiu-se a classe implante dentário, conforme ilustrado na figura 52, em duas subclasses: corpo do implante (detalhe “A” da figura), e pilar do implante (detalhe “B” da figura).

Figura 52 – Diagrama de subclasse da Representação do Implante Dentário.

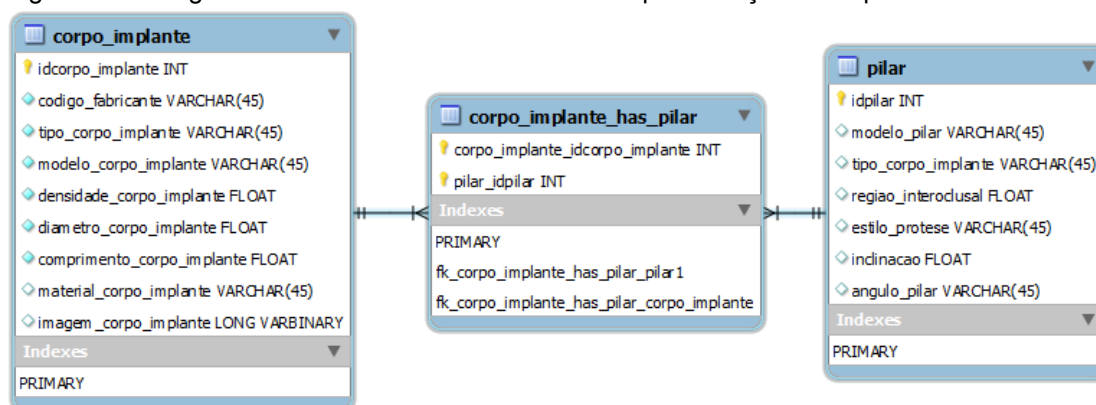


Fonte: o autor (2012).

Conforme apresentado na figura 52, a subclasse Corpo do Implante contém em seus atributos informações referentes aos corpos dos implantes dentários, conforme as tabelas 5, 6 e 7 da seção 4.2.2. Já a subclasse Pilar do implante apresenta como atributo, as informações do pilar que foram apresentadas na tabela 7 da seção 4.2.3.

No entanto, para atender as especificações do critério de consulta e relacionamento entre as informações, estas duas subclasses foram implementadas em um banco de dados *MySQL* da Oracle que possibilita de forma organizada a geração de consultas às informações cadastradas referentes ao conjunto de implante dentário. Esta implementação segue o modelo de digrama entidade relacionamento (DER) apresentado na figura 53.

Figura 53 – Diagrama entidade relacionamento da Representação do Implante Dentário.



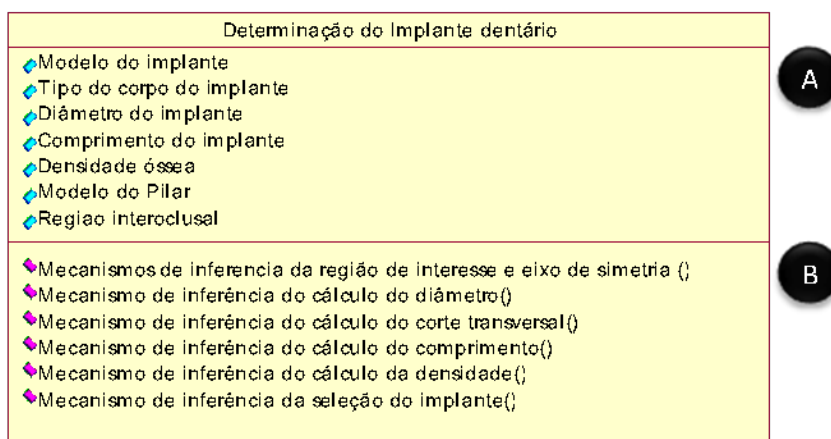
Fonte: o autor (2012).

Este DER apresenta cada subclasse como uma entidade (“corpo_implante” e “pilar”) e o relacionamento entre estas entidades. Visto que, as regras de modelagem de banco de dados não permitem esse relacionamento direto existe a necessidade de um desmembramento em uma nova entidade, cabendo a esta proporcionar o relacionamento entre o corpo do implante e o pilar. As consultas a este banco de dados ocorrem através do comando *Structured Query Language* (SQL) aplicado na classe principal (Representação do Implante dentário), que seleciona o tipo do implante, modelo do implante, código fabricante, diâmetro e comprimento do corpo do implante, densidade óssea para qual o corpo do implante é indicado e modelo do pilar. A seleção destes conjuntos de implantes segue uma tolerância de variação de até 20% para mais ou para menos dos parâmetros diâmetro, comprimento e densidade óssea calculados a partir das informações obtidas através da execução dos mecanismos de inferência da função 01 - Determinação do Implante Dentário.

6.1.3 Diagrama de classe da função 01 – Determinação do implante dentário

A determinação do implante dentário é uma função que compreende os mecanismos de inferência responsáveis em converter, traduzir e compartilhar as informações da representação do DICOM com a representação do Implante Dentário. Nesta função, o conjunto de implantes que estejam de acordo com os parâmetros calculados é selecionando e apresentando ao dentista cirurgião buco facial para a escolha do mais adequado para o paciente. A classe determinação do implante dentário, ilustrado na figura 54, diferente das anteriores, habilita e gerencia as informações requisitadas pelos mecanismos de inferência às outras classes com objetivo de estruturar de forma lógica a determinação do conjunto implante e pilar que estejam adequados às condições requisitadas. O detalhe “A” da figura 54 apresenta os atributos desta função, ou seja, conforme os mecanismos de inferência realizam o seu procedimento, os resultados são armazenados nestes atributos, onde posteriormente serão utilizados na etapa de consulta e seleção dos implantes dentários. O detalhe “B” da figura 54 apresenta as operações dos mecanismos de inferência que determinaram o implante dentário.

Figura 54 – Função 01 - Determinação do Implante Dentário.



Fonte: o autor (2012).

A implementação dos mecanismos de inferência apresentados no detalhe B da figura 54, serão apresentados através de diagramas UML de atividades.

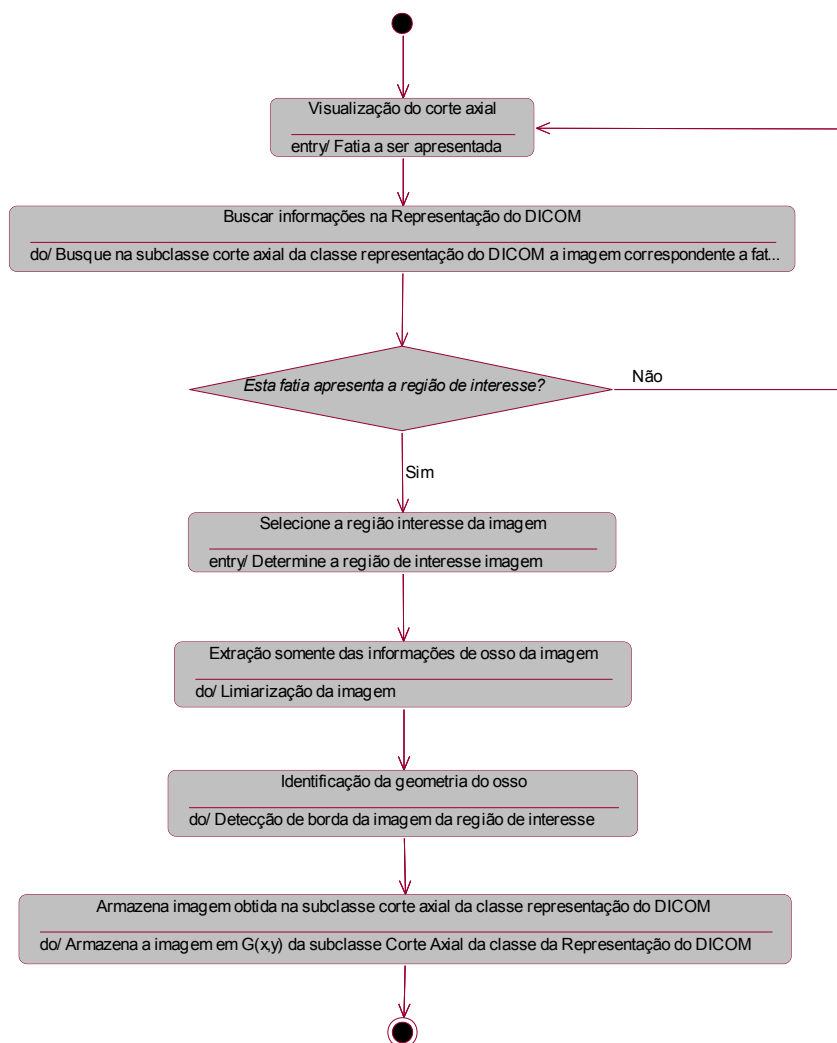
6.2 DIAGRAMA DE ATIVIDADES DO SISTEMA POID

O diagrama UML de atividade mostra o fluxo de atividades entre os processos de conversão, tradução e compartilhamento realizados pelos mecanismos de inferência, conforme apresentado no capítulo 5. Para cada mecanismo de inferência apresentado no detalhe B da figura 54, existirá um diagrama UML de atividade que representa o seu fluxo de informação.

6.2.1 Implementação do mecanismo de inferência da região de interesse e eixo de simetria

O mecanismo de inferência da seleção da região de interesse e definição do eixo de simetria é considerado um dos mais importantes, pois as informações obtidas servirão de subsídio para outros mecanismos. Assim, a figura 55 apresenta o diagrama de atividade da seleção da região de interesse.

Figura 55 – Diagrama de atividade para determinação da região de interesse.



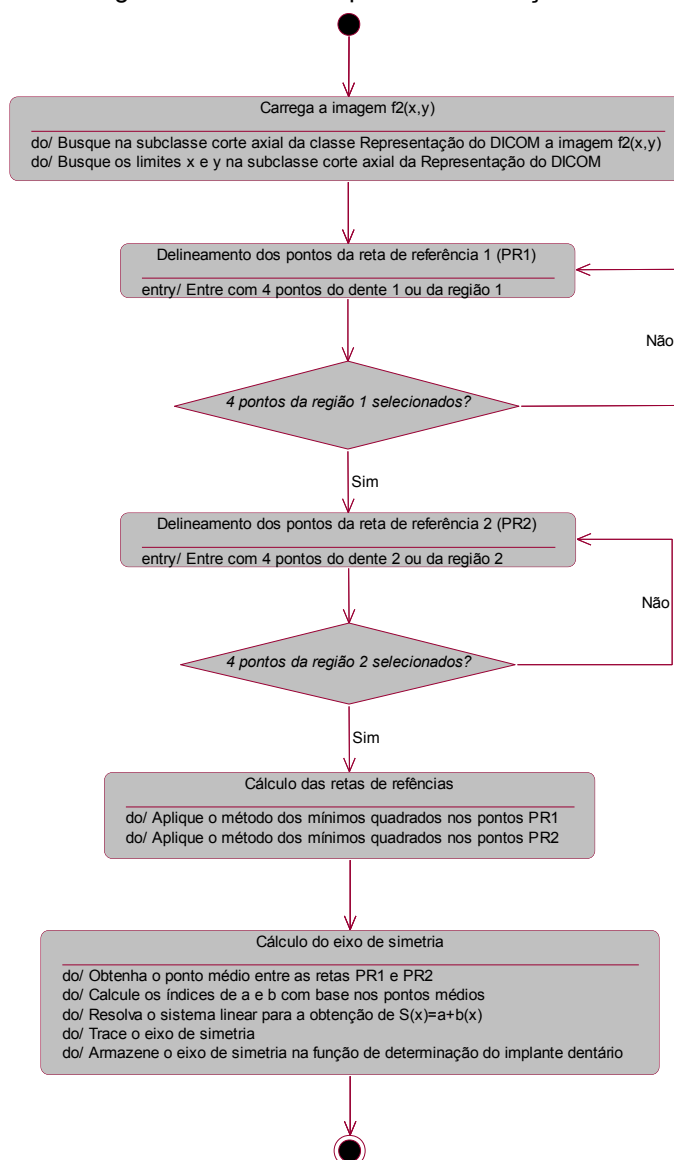
Fonte: o autor (2012).

Assim, conforme apresentado na definição conceitual deste mecanismo, seção 5.2.4.1.1 e proposto no diagrama de atividades da figura 55, o sistema inicialmente deve apresentar uma interatividade com o dentista cirurgião buco facial, proporcionando a visualização dos corte axiais que contém os detalhes necessários para que o sistema defina de maneira precisa os implantes mais apropriados para esta região. A partir desta escolha, o sistema de forma automática inicia o procedimento de definição da geometria óssea, por meio da limiarização e da técnica de detecção de borda, que é utilizado na definição do eixo de simetria e cálculo do diâmetro do implante.

Definido a região de interesse, realiza-se o procedimento para o cálculo do eixo de simetria, conforme definido na seção 5.2.4.1.1, por meio de dois pontos obtidos da mediana dos planos de referência, que foram construídos através do

delineamento dos dentes que limitam a região de inserção ou uma região determinada pelo dentista cirurgião. A figura 56 ilustra o modelo de atividade que converte o mecanismo do cálculo do eixo de simetria em etapas programáveis no sistema.

Figura 56 – Diagrama de atividade para determinação do eixo de simetria.



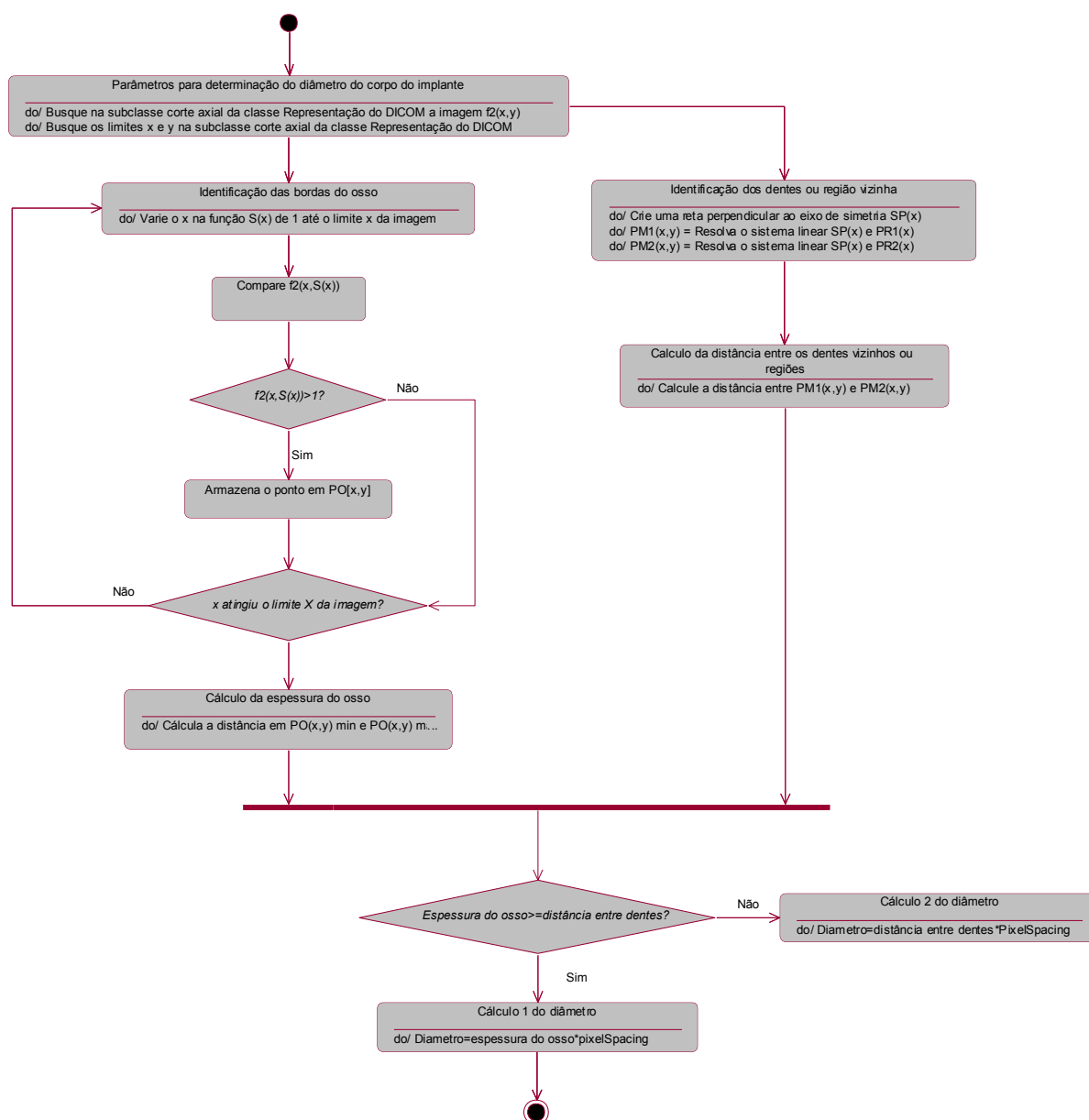
Fonte: o autor (2012).

O eixo de simetria é importante, uma vez que a partir dele determina-se a região de inserção do implante, diâmetro do corpo do implante e região para a secção do corte transversal.

6.2.2 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo do diâmetro do corpo do implante

Com este mecanismo de inferência determina-se o diâmetro do corpo do implante que melhor se adapte ao osso do paciente, por meio da investigação da espessura do osso e da determinação da distância entre os dentes vizinhos, conforme proposto na secção 5.2.4.1.2 e no modelo de atividade da figura 57.

Figura 57 – Diagrama de atividade para o cálculo do diâmetro do corpo do implante.



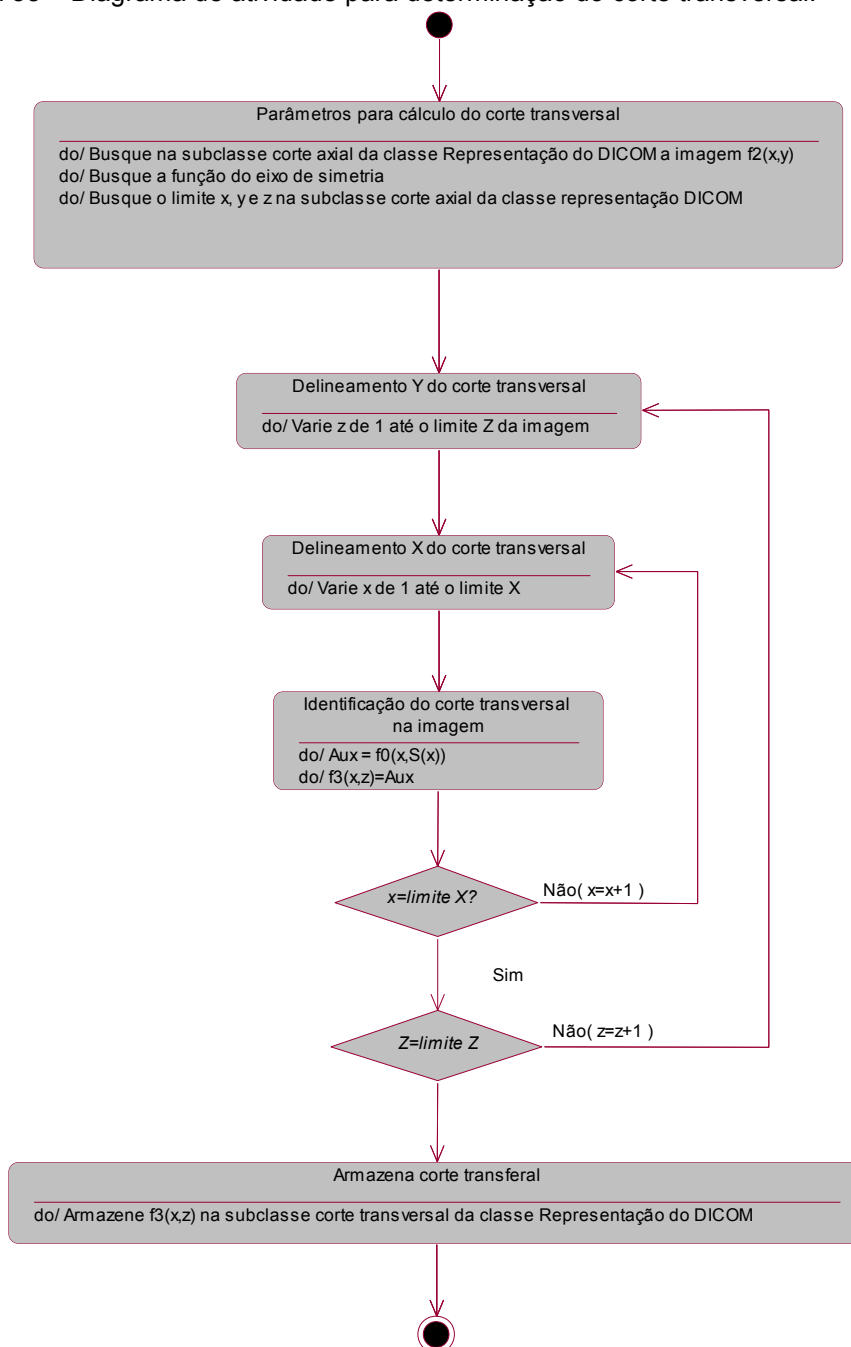
Fonte: o autor (2012).

A definição do diâmetro do corpo do implante é feito através da menor medida obtida pela espessura do osso ou pela distância entre os dentes, descontado 2mm, que é o espaço mínimo para que a superfície do osso revista o implante, realizando o processo de osseointegração. O diagrama apresenta o cálculo destas medidas simultaneamente, onde a espessura é obtida ao investigar sobre o eixo de simetria os pontos de intersecção com o osso e calcular a distância destes pontos. A distância entre os dentes é obtida pela distância entre os pontos onde ocorre a intersecção dos planos de referência com um eixo perpendicular ao eixo de simetria. Após os cálculos o diâmetro obtido é armazenado no atributo da função de determinação do implante dentário, onde juntamente com as outras medidas define-se o conjunto de implantes dentários.

6.2.3 Implementação do mecanismo de inferência da determinação do corte transversal

O corte transversal apresenta informações que não são obtidas no corte axial, como o comprimento e a densidade, no entanto este corte transversal deve seguir o eixo de simetria, pois nesta região ocorrerá a inserção do implante. O diagrama de atividade apresentado na figura 58 converte o mecanismo de inferência conceitual proposto na secção 5.4.2.1.3 em modelo programável no sistema, onde inicialmente buscam-se as informações do eixo de simetria e informações da imagem em corte axial. A conversão ocorre através de laços de repetição que avaliam as informações que estão sobre o eixo de simetria x e $S(x)$ e armazenam as informações de intensidade em um novo vetor. Ao variar também estas coordenadas entre as fatias é possível obter a nova imagem, neste caso x e z que será armazenada na subclasse corte transversal da classe representação do DICOM.

Figura 58 – Diagrama de atividade para determinação do corte transversal.



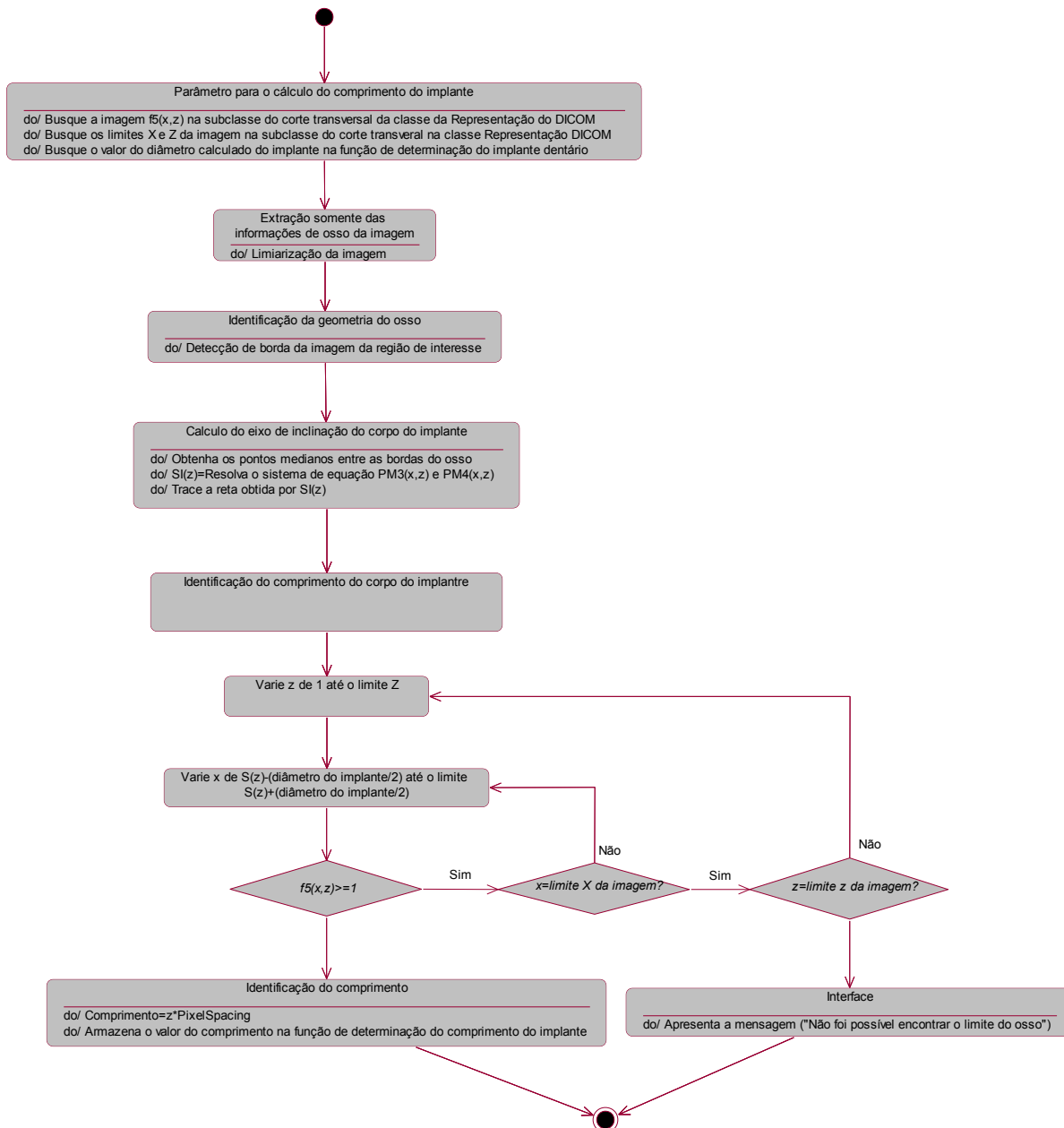
Fonte: o autor (2012).

6.2.4 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo do comprimento do implante

Para determinar o comprimento do implante é necessário analisar a imagem obtida no corte transversal, verificando se o diâmetro do implante intercepta a borda inferior do osso ou algum nervo, conforme proposto na secção 5.2.4.1.4. O diagrama

de atividade converte os procedimentos dos mecanismos de inferência do cálculo do comprimento em etapas sequenciais, conforme apresentado na figura 59.

Figura 59 – Diagrama de atividade para cálculo do comprimento do implante.



Fonte: o autor (2012).

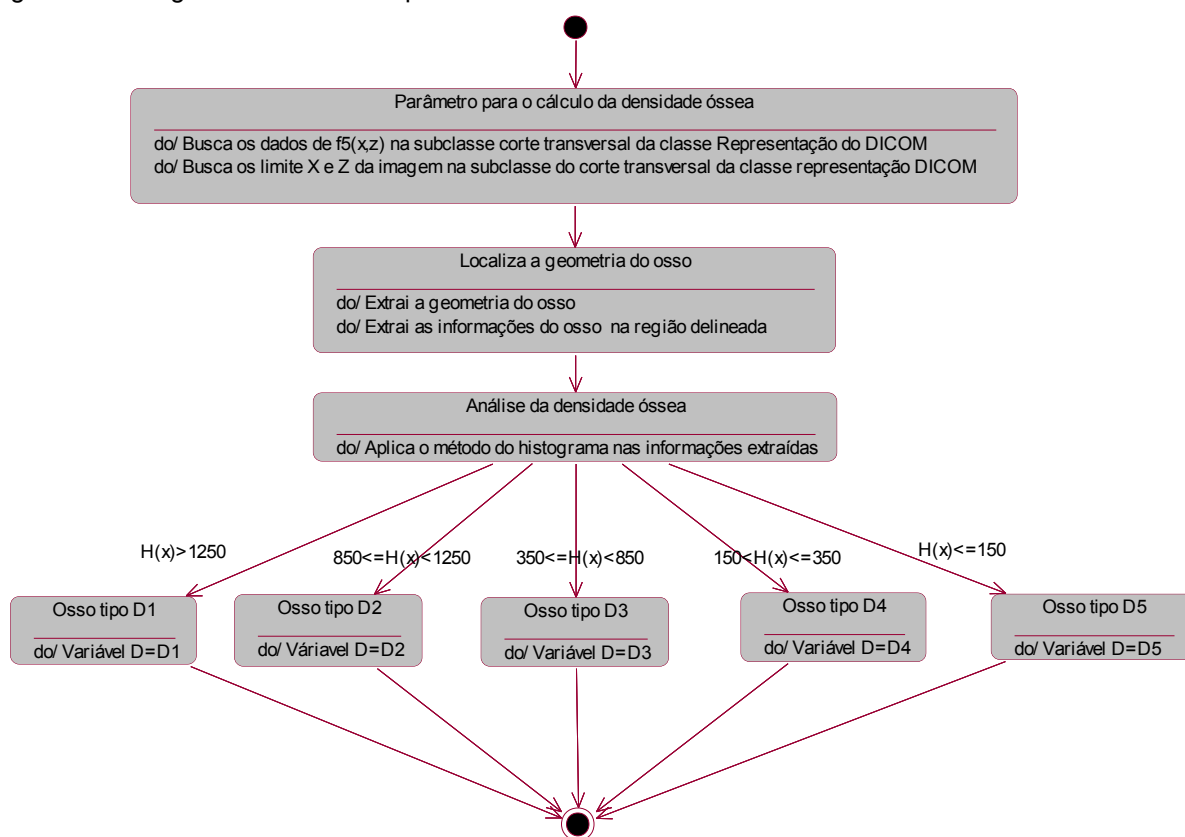
Este diagrama faz inicialmente a busca pelos parâmetros da imagem em cortes transversais na subclasse do corte transversal contida na classe representação do DICOM, possibilitando o início do procedimento de extração da geometria do osso pelo processo de limiarização e posteriormente a detecção de borda, delineando a geometria da borda osso. Assim, a partir do delineamento da borda, na etapa seguinte define-se o eixo de inclinação pelos pontos medianos da

borda esquerda e direita. Utilizando-se das coordenadas deste eixo, somados ao diâmetro calculado nas etapas anteriores, é possível analisar a geometria do osso ao longo deste eixo, identificando os limites impostos pela geometria e pelos nervos que definirão o comprimento do implante.

6.2.5 Implementação do mecanismo de inferência do cálculo da densidade óssea

A densidade óssea é obtida analisando-se o osso na região de inserção do implante através do corte transversal da imagem. A partir da geometria óssea extrai-se somente as informações de osso contidas nesta região, possibilitando a determinação da densidade, conforme mostrado pelo diagrama de atividades da figura 60.

Figura 60 – Diagrama de atividade para cálculo da densidade óssea.



Fonte: o autor (2012).

O modelo de atividade mostrado na figura 60 converte os mecanismos de inferência propostos conceitualmente na seção 5.2.4.1.5. Após definir os parâmetros iniciais e extrair as informações contidas no osso pela equação 5.18, é possível aplicar a técnica de histograma, que identificará a frequência da intensidade dos níveis de cinza e através da tabela 9 de classificação do osso proposta por Misch (2000), é possível identificar as densidades do osso neste corte. A maior concentração de níveis de cinza obtidos pelo histograma será a densidade predominante nesta região

6.3 INTERFACE DO SISTEMA

A interface do sistema especialista foi desenvolvida com o intuito de proporcionar interatividade com o cirurgião dentista, fornecendo informações de diferentes níveis de ações, desde informações fisiológicas até a seleção dos implantes fornecidos pela empresa fabricante. Esta interface, conforme apresentado na figura 61, foi desenvolvida no aplicativo *Matlab* da *MathWorks* e vincula as classes e subclasses do modelo de produto aos mecanismos de inferência através de funções e conexões (no caso da conexão, com o banco de dados *MySQL* da *Oracle*), apoiando todo o processo de tradução, conversão e compartilhamento para a determinação do implante dentário.

Figura 61 – Tela principal da interface do sistema.

A interface do sistema é composta por vários painéis e campos de entrada:

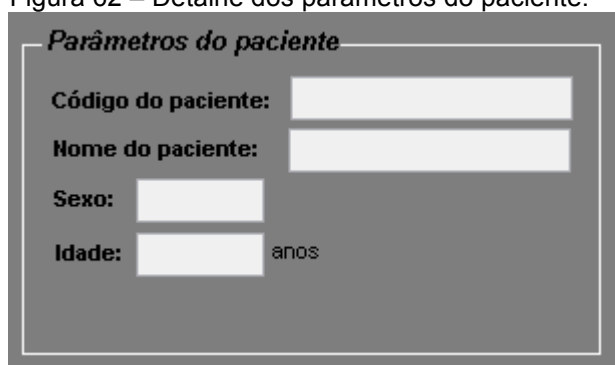
- Informações do paciente:** Campos para Código do paciente, Nome do paciente, Sexo, Idade (em anos).
- Parâmetros Iniciais:** Campo para Região Interoculal, botões para Implantar Unitário (Mandíbula/Maxilar) e Implantar Múltiplo (Mandíbula/Maxilar), campo para Número de implantes, botão Calcular e botão Carregar as imagens...
- Visualizador dos cortes axiais:** Área central para visualização de imagens, com uma barra de rolagem e um campo para Posição do corte a ser analisado.
- Parâmetros obtidos do corpo do implante:** Campos para Diâmetro calculado (mm), Comprimento calculado (mm) e Densidade indicada.
- Status banco de dados:** Indicador de conexão (Conectado).
- Seleção do implante:** Tabela com 8 colunas: Cód. implante, Tipo implante, Modelo implante, Densidade indicada, Diâmetro, Comprimento e Pilar. A tabela contém 4 linhas de dados.

Fonte: O autor (2012).

A interface do sistema, apresentado na figura 61, contém algumas informações como:

- **Informações do paciente (Detalhe “A” da figura 61)** – nesta área são apresentadas as informações do respectivo paciente, como nome, código do paciente, idade e sexo, como ilustrado na figura 62. Estes parâmetros são extraídos do arquivo DICOM e armazenadas na subclasse de informações de controle da classe de representação do DICOM.

Figura 62 – Detalhe dos parâmetros do paciente.

A imagem mostra um formulário de interface de usuário com o título "Parâmetros do paciente" em uma barra superior. Abaixo do título, há quatro campos de entrada: "Código do paciente:" com um campo de texto largo; "Nome do paciente:" com um campo de texto largo; "Sexo:" com um campo de texto curto; e "Idade:" com um campo de texto curto seguido pelo texto "anos".

Fonte: o autor (2012).

- **Parâmetros iniciais (Detalhe “B” da figura 61)** – nesta área da interface são apresentados os parâmetros iniciais, como a região interoclusal, o estilo da prótese (unitária ou múltipla). No caso de prótese múltipla, deve-se fornecer a quantidade de implantes a serem identificados e inseridos, bem como se as imagens tomográficas são da região da mandíbula ou do maxilar. Estes parâmetros são fornecidos pelo dentista cirurgião buco facial na determinação do implante dentário. Além disso, nesta área existe o botão de cálculo do implante, conforme a figura 63, no entanto este só é habilitado quando a imagem tomográfica for inserida corretamente no sistema, seguido da visualização dos cortes tomográficos e do acionamento pelo usuário do botão “check”.

Figura 63 – Detalhe dos parâmetros iniciais.

A interface 'Parâmetros Iniciais' contém os seguintes elementos:

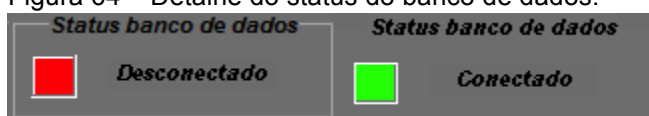
- Campos de entrada: 'Região Interoculsa:', 'Número de implantes:'.
- Grupos de botões de opção:
 - Implante Unitário (selecionado) / Implante Múltiplo
 - Mandíbula (selecionado) / Maxilar
- Botão 'Calcular' com uma seta apontando para ele.
- Link 'Carregue as imagens...'.

Um texto explicativo em uma caixa ao lado do botão 'Calcular' afirma: 'Botão de inicia o processo de determinação do implante dentário'.

Fonte: o autor (2012).

- **Status do banco de dados (Detalhe “C” da figura 61)** – este campo mostra se o sistema está corretamente conectado ao banco de dados. Se a sinalização estiver verde, o banco de dados está conectado ao sistema corretamente, porém se estiver vermelho houve uma falha na comunicação, conforme ilustrado na figura 64.

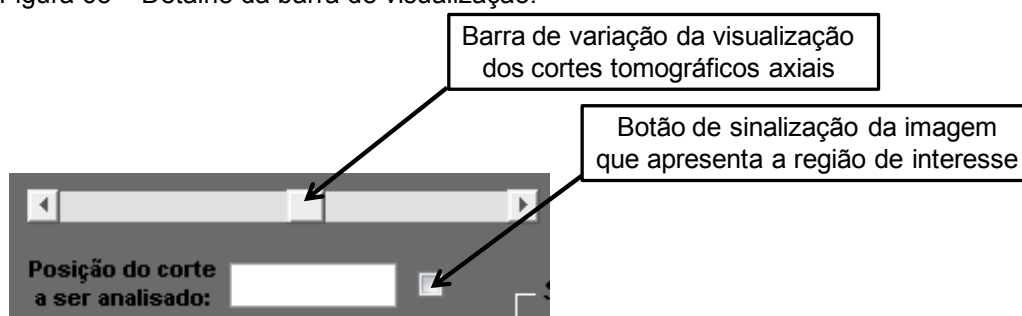
Figura 64 – Detalhe do status do banco de dados.



Fonte: o autor (2012).

- **Visualizador de imagens tomográficas em cortes axiais (Detalhe “D” da figura 61)** – conforme apresentado na seção 6.2.1, o dentista cirurgião precisa selecionar a imagem tomográfica que apresente a região de interesse para ser analisada. Neste campo visualizam-se todos os cortes tomográficos armazenados na subclasse dos cortes axiais da classe representação do DICOM, obtido pela leitura do arquivo. Quando o dentista cirurgião identifica a imagem que contém a região de interesse, este sinaliza ao sistema através do botão “check”, conforme ilustrado na figura 65, que armazena a informação do corte da imagem para, posteriormente, serem analisadas pelo sistema.

Figura 65 – Detalhe da barra de visualização.



Fonte: o autor (2012).

- **Parâmetros obtidos do corpo do implante (Detalhe “E” da figura 61)** – após o processo de conversão, tradução e compartilhamento são obtidas as informações de diâmetro e comprimento do corpo implante, bem como a densidade óssea da região de inserção. O campo “parâmetros obtidos do corpo do implante” é responsável por apresentar os resultados teóricos da determinação do implante, conforme ilustrado na figura 66, e que serão utilizados para a seleção dos conjuntos de corpo e pilar dos implantes fabricados e possíveis de serem utilizados.

Figura 66 – Área dos valores teóricos do implante.

Fonte: o autor (2012).

- **Seleção dos implantes (Detalhe “F” da figura 61)** – este campo apresenta os implantes selecionados com base nas informações teóricas obtidas pelos mecanismos de inferência, conforme ilustrado na figura 67. Estes implantes foram selecionados no banco de dados com uma variabilidade de $\pm 20\%$, cabendo ao dentista identificar o implante que melhor se adapte ao seu paciente.

Figura 67 – Área de apresentação dos implantes selecionados pelo sistema.

Seleção do implante

	Cód. implante	Tipo implante	Modelo implante	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento	Pilar
1							
2							
3							
4							

Buscar

Fonte: o autor (2012).

O arquivo DICOM obtido pela tomografia computadorizada e que apresenta a extensão “.dcm” é inserido no sistema pelo menu “ Arquivo->Abrir” da interface, onde o sistema automaticamente realiza a leitura do mesmo e armazena nas classes específicas da representação do DICOM, conforme as informações. A figura 68 ilustra a inserção de um arquivo no sistema.

Figura 68 – Detalhe da interface abrindo o arquivo DICOM.

Interface

Arquivo Ajuda

Abrir
Sair

Informações do paciente

Código do paciente:
 Nome do paciente:
 Sexo:
 Idade: anos

Parâmetros Iniciais

Região Interoculal:
☒ Implante Unitário ☒ Mandíbula
☐ Implante Múltiplo ☐ Maxilar

Número de implantes:
 Calcular
 Carregue as imagens...

Visualizador dos cortes axiais

Posição do corte a ser analisado:

Parâmetros obtidos do corpo do implante

Diâmetro calculado: mm
 Comprimento calculado: mm
 Densidade indicada:

Aguarde carregado imagens DICOM...

Seleção do implante

	Cód. implante	Tipo implante	Modelo implante	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento	Pilar
1							
2							
3							
4							

Buscar

Status banco de dados
☒ Conectado

Fonte: o autor (2012).

Além das telas da interface principal do sistema são apresentadas ao longo da execução do processo de determinação do implante dentário subtelas que ilustram a execução deste procedimento. Estas telas serão ilustradas no capítulo de desenvolvimento dos casos experimentais.

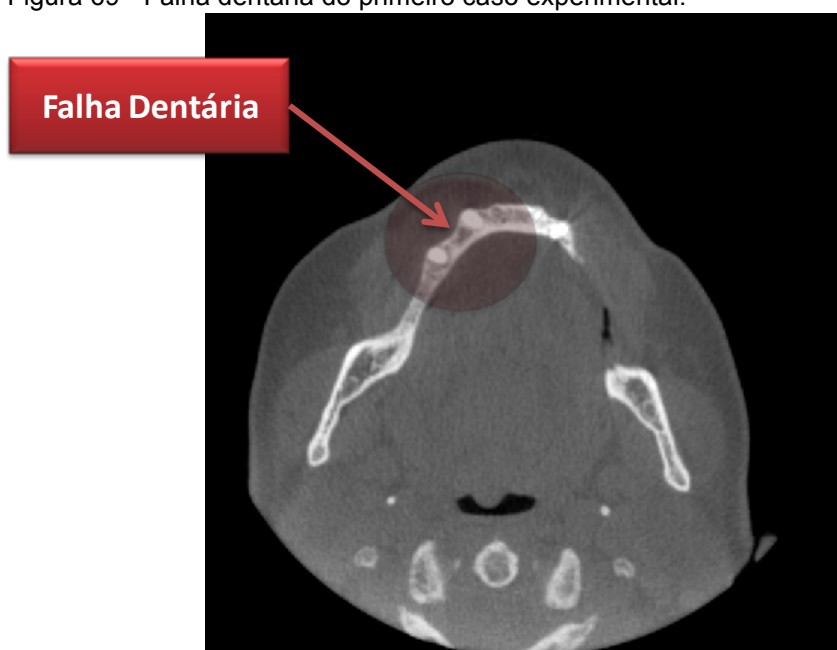
7 TESTES E VALIDAÇÃO DO SISTEMA ESPECIALISTA

Este capítulo explora o modelo de produto e os mecanismos de inferência propostos pelo modelo conceitual desta pesquisa. Este desenvolvimento experimental foi realizado com casos reais, sendo o primeiro caso um paciente edêntulo parcial com uma falha na mandíbula na região do canino. O segundo caso é um paciente edêntulo total com a falha na região do maxilar. No terceiro caso, o paciente é edêntulo parcial com a falha dentária na região posterior da mandíbula na região do incisivo central.

7.1 CASO EXPERIMENTAL 1 – IMPLANTE DENTÁRIO NA MANDÍBULA (REGIÃO DO CANINO ESQUERDO)

No caso experimental 1, o paciente apresenta uma falha dentária parcial na mandíbula, na região do canino esquerdo, conforme ilustrado na figura 69. Com o auxílio do sistema de projeto orientado ao processo de implante dentário deseja-se determinar o conjunto de implantes (corpo+pilar) que melhor se adaptem a este paciente.

Figura 69 - Falha dentária do primeiro caso experimental.



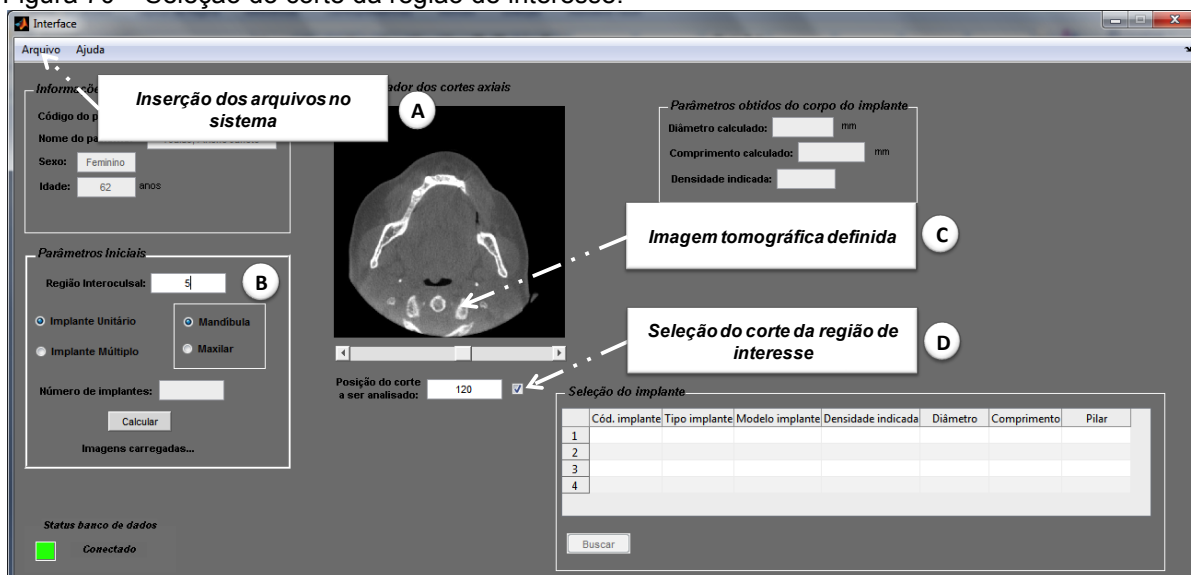
Fonte: o autor (2012).

Todas as etapas de determinação do implante dentário (cálculo do diâmetro, comprimento do corpo do implante dentário, cálculo da densidade óssea e seleção do implante dentário) serão apresentadas em detalhes.

7.1.1 Determinação do diâmetro do corpo do implante

Para a determinação do diâmetro do corpo do implante é necessário realizar alguns procedimentos iniciais, como a inserção do arquivo DICOM a ser analisado pelo sistema através do menu “Arquivo->AbrirDICOM” (Detalhe “A” da figura 70) e a inserção do parâmetro da região interoclusal (Detalhe “B” da figura 70). Será necessário também habilitar o botão “calcular”. Esta habilitação é realizada definindo-se a imagem que apresenta a região de interesse por meio da visualização dos arquivos tomográficos no visualizador dos cortes axiais (Detalhe “C” da figura 70) bem como definir a fatia que contém a região de interesse (Detalhe “D” da figura 70). Após estes procedimentos, o sistema está apto para realizar a análise.

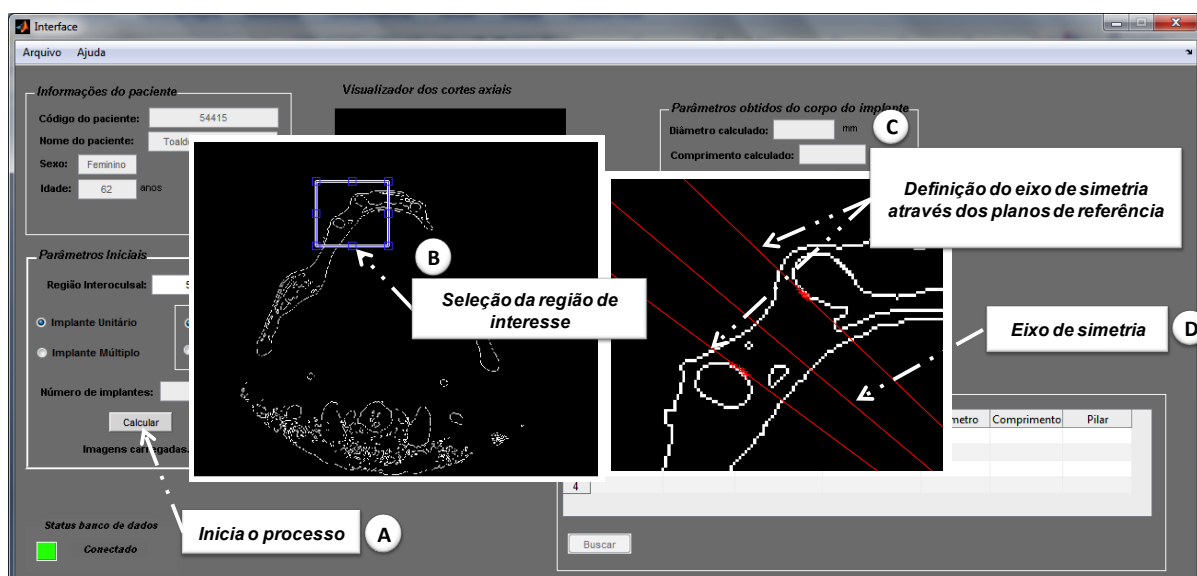
Figura 70 – Seleção do corte da região de interesse.



Fonte: o autor (2012).

Com a definição dos parâmetros iniciais somados a seleção do corte axial, o botão de análise do sistema (Detalhe “A” da figura 71) é habilitado. Quando o botão “calcular” é acionado, o sistema inicia o processamento para a determinação do implante dentário, conforme apresentado no capítulo de implementação, onde a primeira etapa é a definição da região de interesse (Detalhe “B” da figura 71) pelo dentista cirurgião buco facial e a segunda etapa, o delineamento do eixo de simetria (Detalhe “D” da figura 71) através dos planos de referência (Detalhe “C” da figura 71) criados a partir de 8 pontos (4 para cada plano de referência) fornecidos pelo dentista cirurgião.

Figura 71 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.



Fonte: o autor (2012).

A partir da definição do eixo de simetria é possível extrair as informações da espessura do osso através da análise dos pontos de intersecção do eixo de simetria com o osso (detalhe “A” da figura 72). No caso deste experimento a distância entre os dentes vizinhos, oriundos da intersecção da reta perpendicular ao eixo de simetria com os planos de referência que estão tangentes aos dentes vizinhos (detalhe “B” da figura 72).

Figura 72 – Análise da espessura óssea e da distância entre dentes.



Fonte: o autor (2012).

Com estas análises obtém-se o diâmetro do corpo do implante a ser utilizado através da comparação e identificação da menor medida obtida da espessura óssea ou da distância entre os dentes, subtraída de 2mm que é área de segurança e osseointegração do corpo do implante, conforme ilustrado pelo detalhe A da figura 73.

Figura 73 – Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 01.



Fonte: o autor (2012).

7.1.2 Determinação do comprimento do implante dentário

O próximo parâmetro a ser definido é o comprimento do corpo do implante que é obtido pelo corte transversal (Detalhe “B” da figura 74) ao longo do eixo de simetria (Detalhe “A” da figura 74).

Figura 74 – Visualização do corte transversal.



Fonte: o autor (2012).

Com o corte transversal do osso é possível analisar variáveis como o comprimento máximo do implante e a densidade óssea não disponíveis no corte axial. Assim ao se determinar o eixo de inclinação da inserção do corpo do implante dentário (detalhe “A” da figura 75), torna-se possível identificar o comprimento ao percorrer este eixo e verificar a existência de nervos ou a borda inferior do osso que limitam o comprimento do implante conforme o detalhe “B” da figura 75. No entanto, para o comprimento efetivo, o sistema subtrai 2 mm da distância obtida pela análise, pois é um critério de segurança e como ocorre no diâmetro do corpo do implante, o comprimento respeita o limite para a osseointegração do corpo do implante. No detalhe “C” da figura 75, é apresentado o valor do comprimento obtido pela análise do osso deste paciente.

Figura 75 – Apresentação do comprimento do corpo do implante do caso 01.

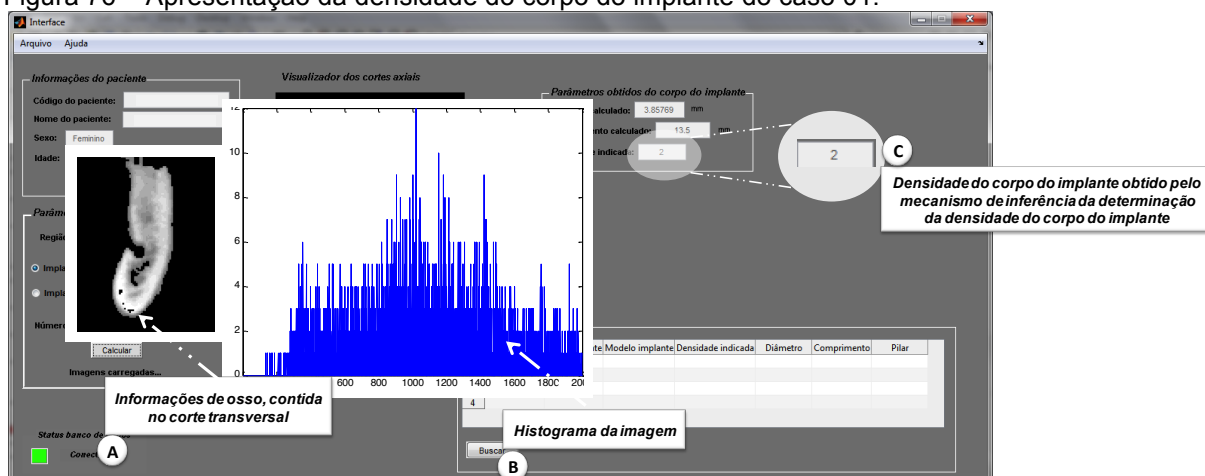


Fonte: o autor (2012).

7.1.3 Cálculo da densidade óssea

O último parâmetro a ser obtido para a seleção do conjunto de implante é a densidade óssea da região de inserção (detalhe “A” da figura 76). Realizando o método de histograma, ocorre a identificação da intensidade de níveis de cinza existente nesta região, detalhe “B” da figura 76 e quando comparado com a tabela 8, a densidade desta região é determinada

Figura 76 – Apresentação da densidade do corpo do implante do caso 01.



Fonte: o autor (2012).

O detalhe “C” da figura 76 apresenta a densidade obtida após a comparação com a tabela 8, pois esta grandeza é um dos critérios de sucesso do processo de osseointegração que garantirá a vida prolongada do implante inserido.

7.1.4 Seleção do implante dentário

Com os parâmetros de seleção do corpo do implante definidos (diâmetro, comprimento e densidade), o sistema seleciona no banco de dados os conjuntos de implantes que se enquadram nestes parâmetros (figura 77), ficando a critério do dentista a escolha do conjunto para a aplicação com base nas informações extraídas das imagens tomográficas do corte axial e transversal.

Figura 77 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 01.

The screenshot shows the 'Interface' software window with the following sections:

- Informações do paciente:**
 - Código do paciente: []
 - Nome do paciente: []
 - Sexo: ☒ Feminino
 - Idade: 62 anos
- Parâmetros Iniciais:**
 - Região Interoculal: 5
 - ☒ Implante Unitário ☐ Implante Múltiplo
 - ☒ Mandíbula ☐ Maxilar
 - Número de implantes: []
 - Calcular
 - Imagens carregadas...
- Visualizador dos cortes axiais:**
 - Posição do corte a ser analisado: 120 ☒
- Parâmetros obtidos do corpo do implante:**
 - Diâmetro calculado: 3.83631 mm
 - Comprimento calculado: 13.5 mm
 - Densidade indicada: 2
- Implantes selecionados:** (indicated by an arrow pointing to the table below)
- Seleção do implante:**

	Cód. implante	Tipo implante	Modelo implante	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento	Pilar
1	109.616	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3.5000	11 PLAR CM	
2	109.617	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3.5000	13 PLAR CM	
3	109.618	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3.5000	15 PLAR CM	
4	109.609	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3.7500	11 PLAR CM	
5	109.610	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3.7500	13 PLAR CM	
- Status banco de dados:**
 - ☒ Conectado

Fonte: o autor (2012).

A tabela 9 apresenta em detalhes os corpos e pilares dos implantes selecionados de acordo com os parâmetros obtidos pelo processo de conversão, tradução e compartilhamento de informação dos mecanismos de inferência.

Tabela 9 – Conjunto de corpo e pilares de implantes selecionados pelo sistema POID.

Código fabricante	Tipo do corpo do implante	Modelo do corpo do implante	Densidade	Diâmetro do corpo do implante	Comprimento do corpo do implante	Modelo do pilar do implante
109.616	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,5	11	PILAR CM
109.617	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,5	13	PILAR CM
109.618	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,5	15	PILAR CM
109.609	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,75	11	PILAR CM
109.610	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,75	13	PILAR CM
109.611	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	3,75	15	PILAR CM
109.633	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	4,0	11	PILAR CM
109.620	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	4,0	13	PILAR CM
109.634	CONE MORSE	TITAMAX CM	2	4,0	15	PILAR CM
109.464	HEXAGONO INTERNO	TITAMAX IIPPLUS	2	3,75	11	MINI PILAR CONICO II PLUS
109.465	HEXAGONO INTERNO	TITAMAX IIPPLUS	2	3,75	13	MINI PILAR CONICO II PLUS
109.466	HEXAGONO INTERNO	TITAMAX IIPPLUS	2	3,75	15	MINI PILAR CONICO II PLUS

Fonte: O autor (2012).

7.1.5 Discussão dos resultados obtidos

O sistema especialista consegue criar um eixo de simetria entre os dois dentes através da interação com o usuário. Este eixo é gerado de maneira precisa uma vez que se baseia diretamente na imagem e esta possui uma incerteza de 0,25mm, a qual pode ser considerada insignificante sobre o ponto de vista da implantodontia.

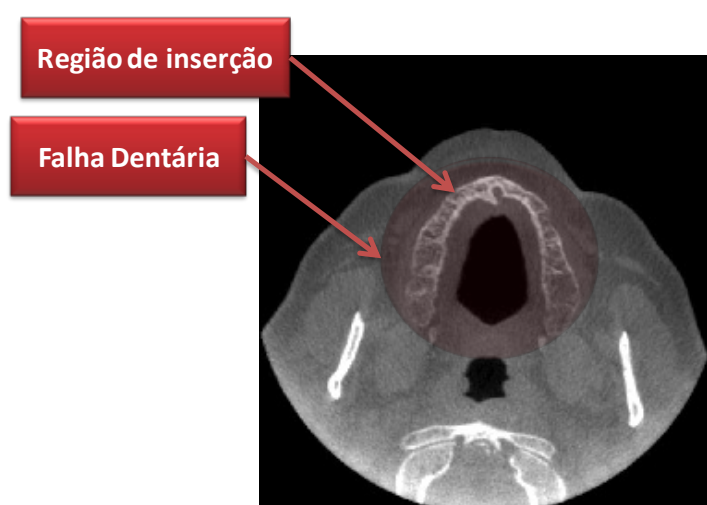
O sistema é capaz de definir o diâmetro do implante baseado na espessura óssea ou na distância entre dentes, isto é, ele utiliza para o cálculo do diâmetro a menor distância obtida por estas duas unidades, sendo a incerteza, também neste caso, na ordem 0,25mm. Para a determinação do comprimento do implante o sistema utiliza o contorno do osso inferior quando é a mandíbula e o superior quando é o maxilar, bem como o posicionamento dos nervos, pois estes limitam a medida da profundidade do furo onde será inserido o implante. Para este caso onde a falha dentária possui o espaço para um único dente o sistema calcula a posição, diâmetro, profundidade e a densidade de maneira adequada. Isto não será verdade quando a falha possuir espaço para dois ou mais implantes.

Pelas regras atualmente implementadas no sistema obteve-se 12 tipos de implantes possíveis para este caso específico. Todavia acredita-se que se a base dos critérios para a escolha do implante for melhorada estas opções tendem a reduzir.

7.2 CASO EXPERIMENTAL 2 – IMPLANTE DENTÁRIO NO MAXILAR (REGIÃO DO INCISIVO LATERAL ESQUERDO)

No caso experimental 2, o paciente é edêntulo total do maxilar e deseja-se determinar o implante dentário para a região do incisivo lateral esquerdo com o auxílio do sistema de projeto orientado ao processo de implante dentário, conforme ilustrado na figura 78.

Figura 78 – Falha dentária do segundo caso experimental.

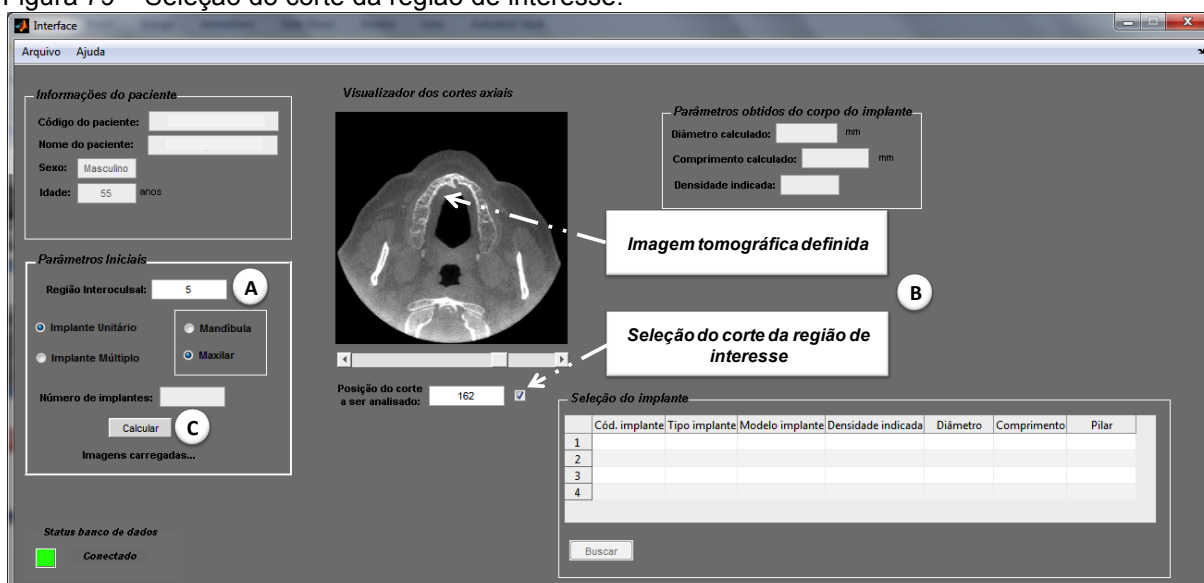


Fonte: o autor (2012).

7.2.1 Determinação do implante dentário

Para a determinação do diâmetro do corpo do implante foi realizado o procedimento inicial de inserção do arquivo DICOM a ser analisada pelo sistema; inserção do parâmetro da região interoclusal (Detalhe “A” da figura 79); seleção de maxilar; seleção do corte axial que apresenta a região de interesse (Detalhe “B” da figura 79) e foi inicializado o processo de cálculo dos parâmetros através do botão “calcular” da interface do sistema (Detalhe “C” da figura 79).

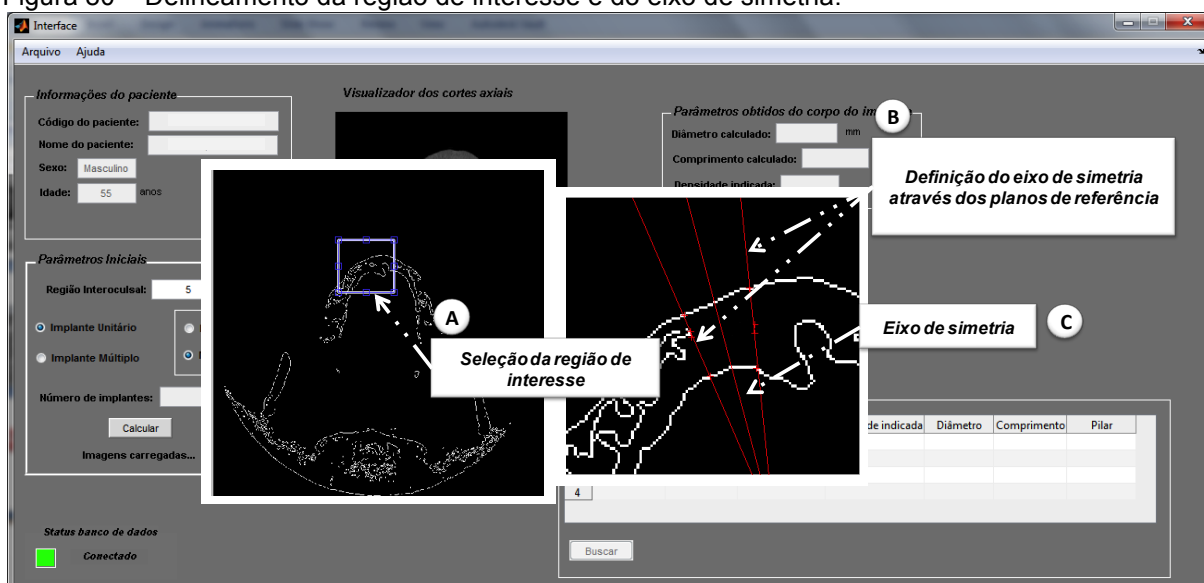
Figura 79 – Seleção do corte da região de interesse.



Fonte: o autor (2012).

Após a inserção dos parâmetros iniciais no sistema, inicia-se o processo de definição da região de interesse (Detalhe “A” da figura 80) pelo dentista cirurgião buco facial e do delineamento do eixo de simetria (Detalhe “C” da figura 80) através dos planos de referência (Detalhe “B” da figura 80) criados a partir de 8 pontos (4 para cada plano de referência) fornecidos pelo dentista cirurgião. Neste caso, como o paciente é edêntulo total a distância entre os dentes será a distância entre os planos criados pelo dentista cirurgião.

Figura 80 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.



Fonte: o autor (2012).

A partir das definições do eixo de simetria é possível extrair as informações da espessura do osso através da análise dos pontos de intersecção do eixo de simetria com o osso (detalhe “A” da figura 81). Neste caso como não há uma vizinhança com dentes, os planos de referência serão fornecidos pelo dentista cirurgião na região de inserção (detalhe “B” da figura 81), e caso exista alguma limitação de espaço entre os planos, uma área menor deverá ser indicada, caso contrário, pode ser inserido uma área cujo limitante será a espessura do osso.

Figura 81 – Análise da espessura óssea e da distância entre as retas.



Fonte: o autor (2012).

Com estas análises obtém-se o diâmetro do corpo do implante a ser utilizado através da comparação e identificação da menor medida obtida da espessura óssea ou da distância entre os dentes, subtraindo-se 2mm que é área de segurança e osseointegração do corpo do implante, conforme ilustrado pelo detalhe A da figura 82.

Figura 82 – Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 02.



Fonte: o autor (2012).

7.2.2 Determinação do comprimento do implante dentário

O próximo parâmetro a ser definido é o comprimento do corpo do implante que é obtido pelo corte transversal (Detalhe “B” da figura 83) ao longo do eixo de simetria (Detalhe “A” da figura 83).

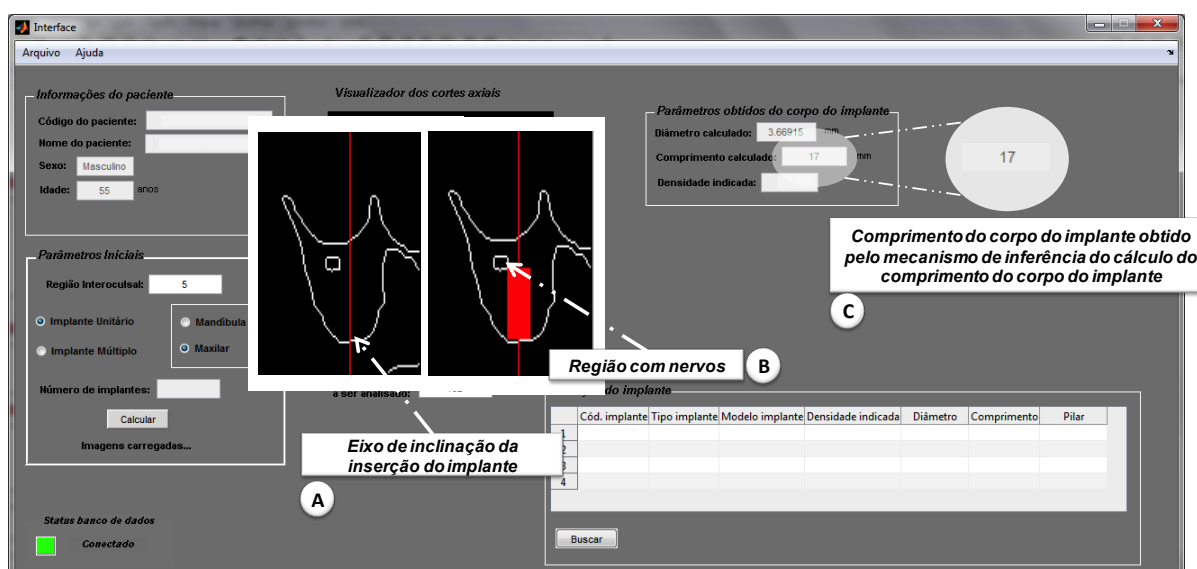
Figura 83 – Visualização do corte transversal.



Fonte: o autor (2012).

Com o corte transversal do osso é possível analisar a variável de comprimento do corpo do implante através da determinação do eixo de inclinação da inserção do corpo do implante dentário (detalhe “A” da figura 84). Percorrendo o eixo de inclinação verificou-se a existência de nervos que limitam o comprimento do corpo do implante conforme o detalhe “B” da figura 84. O detalhe “C” da figura 84 apresenta o valor do comprimento obtido pela análise do osso deste paciente.

Figura 84 – Apresentação do comprimento do corpo do implante do caso 02.

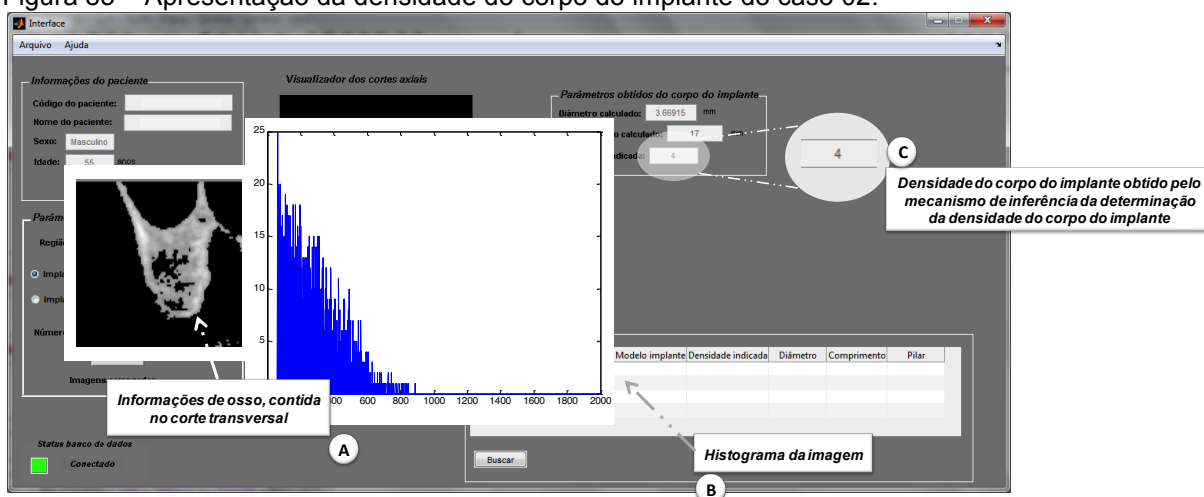


Fonte: o autor (2012).

7.2.3 Cálculo da densidade óssea

O último parâmetro a ser obtido para a seleção do conjunto de implante é a densidade óssea da região de inserção (detalhe “A” da figura 85). Realizando o método de histograma, ocorre a identificação da intensidade de níveis de cinza existente nesta região, detalhe “B” da figura 85 e quando comparado com a tabela 8, a densidade desta região é determinada.

Figura 85 – Apresentação da densidade do corpo do implante do caso 02.

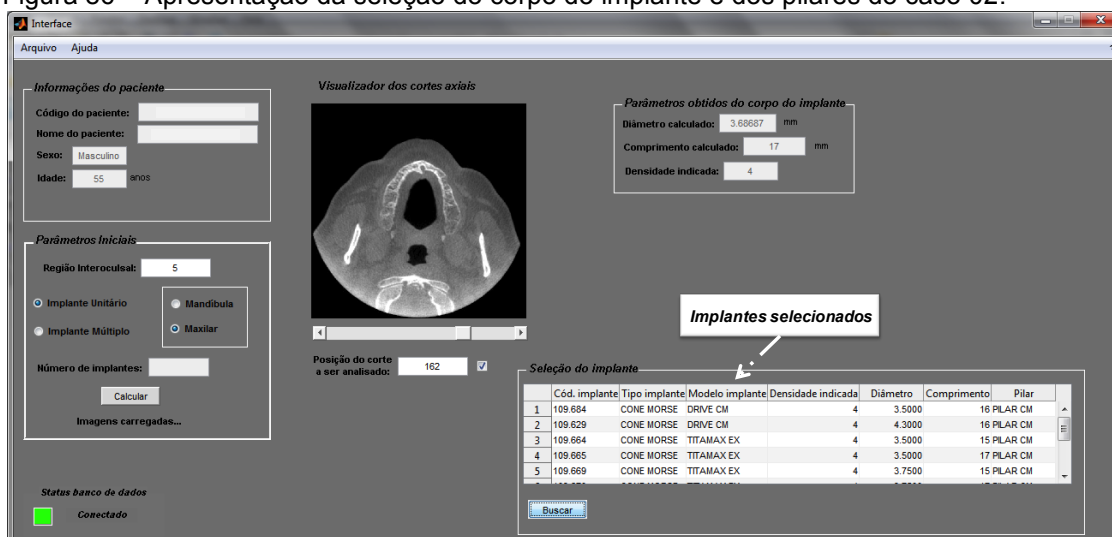


Fonte: o autor (2012).

7.2.4 Seleção do implante dentário

Com os parâmetros de seleção do corpo do implante (diâmetro, comprimento e densidade) definidos o sistema seleciona no banco de dados os conjuntos de implantes que se enquadram nestes parâmetros, conforme ilustrado na figura 86, ficando a critério do dentista a escolha do conjunto para a aplicação.

Figura 86 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 02.



Fonte: o autor (2012).

A tabela 10 apresenta em detalhes os corpos e pilares dos implantes selecionados de acordo com os parâmetros obtidos pelo processo de conversão, tradução e compartilhamento de informação dos mecanismos de inferência.

Tabela 10 – Conjunto de corpo e pilares de implantes selecionados pelo sistema POID.

Código fabricante	Tipo do corpo do implante	Modelo do corpo do implante	Densidade	Diâmetro do corpo do implante	Comprimento do corpo do implante	Modelo do pilar do implante
109.684	CONE MORSE	DRIVE CM	4	3,5	16	PILAR CM
109.629	CONE MORSE	DRIVE CM	4	3,5	16	PILAR CM
109.664	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	3,5	15	PILAR CM
109.665	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	3,5	17	PILAR CM
109.669	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	3,75	15	PILAR CM
109.670	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	3,75	17	PILAR CM
109.639	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	4,0	15	PILAR CM
109.640	CONE MORSE	TITAMAX EX	4	4,0	17	PILAR CM
109.660	CONE MORSE	ALVIM CM	4	3,5	16	PILAR CM
109.651	CONE MORSE	ALVIM CM	4	4,3	16	PILAR CM
109.480	HEXAGONO INTERNO	ALVIM IIPPLUS	4	4,3	16	MINI PILAR CONICO II PLUS

Fonte: o autor (2012).

7.2.5 Discussão dos resultados obtidos

O sistema especialista consegue criar o eixo de simetria baseado em dois planos definidos pelo usuário do sistema. O diâmetro do implante fica condicionado à distância entre os dois planos quando esta for inferior a espessura do osso. Neste caso a incerteza contínua sendo 0,25mm igual a do caso anterior. A profundidade também segue os mesmos critérios do caso anterior. A única diferença é que para este estudo o sistema necessita do conhecimento do usuário para o posicionamento dos planos e determinação da posição de inserção do implante. Não é possível gerar posicionamento de múltiplos implantes, sendo uma limitação neste caso específico.

7.3 CASO EXPERIMENTAL 3 – IMPLANTE DENTÁRIO NA MANDÍBULA (REGIÃO DO INCISIVO CENTRAL)

No caso experimental 3, o paciente é edêntulo parcial da mandíbula e deseja-se determinar o implante dentário para a região do incisivo central esquerdo, conforme ilustrado na figura 87, onde com o auxílio do sistema de projeto orientado ao processo de implante dentário espera-se determinar o conjunto de implantes (corpo+pilar) que melhor se adaptem a este caso.

Figura 87 – Falha dentária do segundo caso experimental.

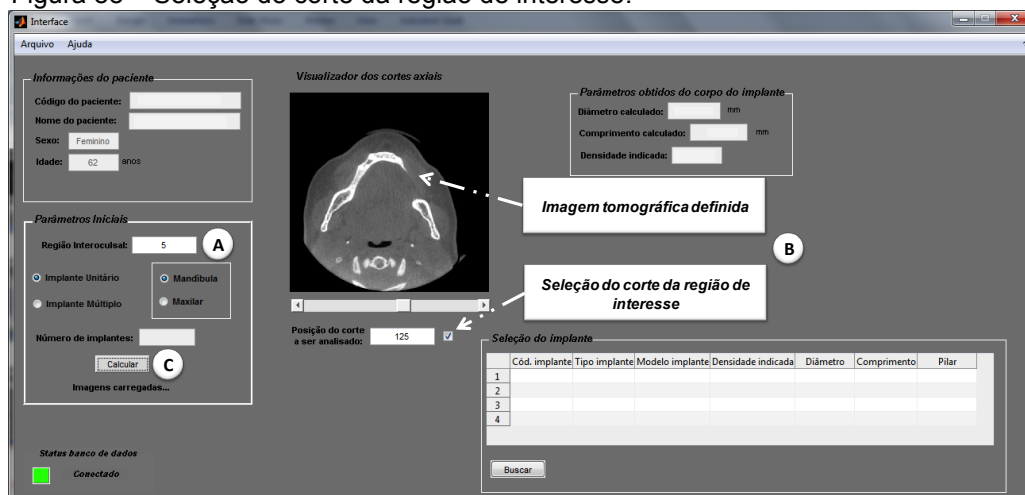


Fonte: o autor (2012).

7.3.1 Determinação do implante dentário

Para a determinação do diâmetro do corpo do implante foi realizado o procedimento inicial de inserção do arquivo DICOM a ser analisado pelo sistema; a inserção do parâmetro da região interoclusal pelo dentista cirurgião buco facial (Detalhe “A” da figura 88); a seleção da análise para este caso que é da mandíbula; a seleção do corte axial que apresenta a região de interesse (Detalhe “B” da figura 88) e inicialização do processo de cálculo dos parâmetros através do botão “calcular” da interface do sistema (Detalhe “C” da figura 88).

Figura 88 – Seleção do corte da região de interesse.



Fonte: o autor (2012).

Com os parâmetros iniciais inseridos no sistema, inicia-se o processo do mecanismo de inferência da definição da região de interesse (Detalhe “A” da figura 89), onde o dentista cirurgião buco facial seleciona no sistema a região que apresenta interesse de análise. A partir da região de interesse determina-se o eixo de simetria (Detalhe “C” da figura 89) através dos planos de referência (Detalhe “B” da figura 89) criados a partir de 8 pontos (4 para cada plano de referência) fornecidos pelo dentista cirurgião. Neste caso o paciente é edêntulo parcial, porém ele apresenta somente um dente próximo à região de inserção, desta forma um dos planos de referência será criado pela geometria deste dente e o outro será criado na região determinada pelo dentista cirurgião.

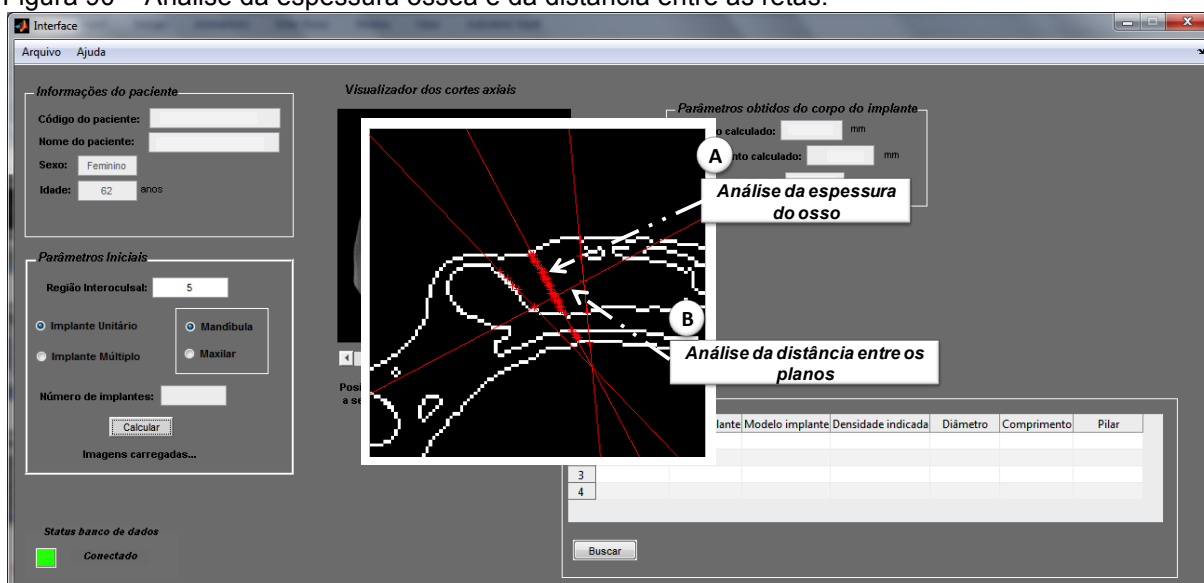
Figura 89 – Delineamento da região de interesse e do eixo de simetria.



Fonte: o autor (2012).

A partir das definições do eixo de simetria é possível extrair as informações da espessura do osso através da análise dos pontos de intersecção do eixo de simetria com o osso (detalhe “A” da figura 90). Neste caso como há um dente próximo à região de inserção, o cálculo da distância entre os dentes será obtida pelo plano criado pela tangencia entre o dente existente e as retas de referência criado pelo dentista cirurgião (detalhe “B” da figura 90).

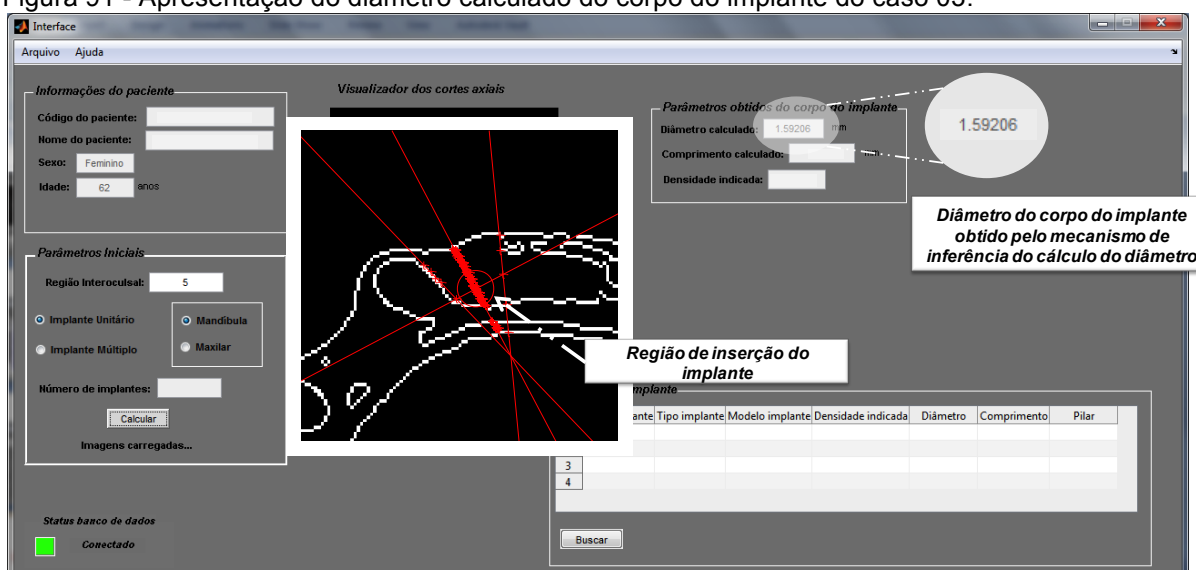
Figura 90 – Análise da espessura óssea e da distância entre as retas.



Fonte: o autor (2012).

Com estas análises obtém-se o diâmetro do corpo do implante a ser utilizado através da comparação e identificação da menor medida obtida da espessura óssea ou da distância entre os dentes, subtraindo-se 2mm, conforme ilustrado pelo detalhe A da figura 91.

Figura 91 - Apresentação do diâmetro calculado do corpo do implante do caso 03.



Fonte: o autor (2012).

7.3.2 Determinação do comprimento do implante dentário

O próximo parâmetro a ser definido é o comprimento do corpo do implante que é obtido pelo corte transversal (Detalhe “B” da figura 92) ao longo do eixo de simetria (Detalhe “A” da figura 92).

Figura 92 – Visualização do corte transversal.



Fonte: o autor (2012).

Com o corte transversal do osso é possível analisar a variável de comprimento do corpo do implante com a determinação do eixo de inclinação da inserção do corpo do implante dentário (detalhe “A” da figura 93). Percorrendo o eixo de inclinação verificou a existência de nervos que limitou o comprimento do corpo do implante conforme o Detalhe “B” da figura 93. No entanto, para o comprimento efetivo, o sistema subtrai 2 mm da distância obtida que é o critério de segurança e limite para a osseointegração. O detalhe “C” da figura 93 apresenta o valor do comprimento obtido pela análise do osso deste paciente.

7.3.4 Seleção do implante dentário

Com os parâmetros de seleção do corpo do implante definidos, o sistema seleciona no banco de dados os conjuntos de implantes que se enquadra nestes parâmetros, conforme ilustrado na figura 95, ficando a critério do dentista a escolha do conjunto para a aplicação com base nas informações extraídas das imagens tomográficas do corte axial e transversal. Neste caso como houve uma falha na definição do diâmetro, pois o eixo de referência foi definido pelo usuário de forma incorreta, o banco de dados não retornou valor algum.

Figure 95 – Apresentação da seleção do corpo do implante e dos pilares do caso 03.

The screenshot shows a software interface with several sections:

- Informações do paciente:**
 - Código do paciente: 54415
 - Nome do paciente: Toledo, Arlene Janete
 - Sexo: Feminino
 - Idade: 62 ANOS
- Parâmetros Iniciais:**
 - Região Interoculab: 5
 - Implante Unitário (selected) / Mandíbula (selected)
 - Implante Múltiplo / Maxilar
 - Número de implantes: [empty]
 - Calcular button
 - Imagens carregadas...
- Visualizador dos cortes axiais:**
 - Posição do corte a ser analisado: 125
- Parâmetros obtidos do corpo do implante:**
 - Diâmetro calculado: 1.59206 mm
 - Comprimento calculado: 6 mm
 - Densidade indicada: 3
- Seleção do implante:**

	Cód. implante	Tipo implante	Modelo implante	Densidade indicada	Diâmetro	Comprimento	Pilar
1	No Data						

Buscar button
- Status banco de dados:**
 - Correctado (green indicator)

Fonte: o autor (2012).

7.3.5 Discussão dos resultados obtidos

Para este caso, o sistema especialista consegue criar o eixo de simetria baseado na borda de um dente e em uma reta definida pelo usuário. O diâmetro do implante fica condicionado entre o plano, o dente e a espessura óssea. Neste caso observa-se que houve um erro na determinação do plano, pois o usuário o definiu muito próximo do dente o que ocasionou a determinação do diâmetro do implante de maneira incorreta, no caso 1,59mm. Com isso, acredita-se ser necessário melhorar as regras da base do conhecimento para que o diâmetro, o comprimento e o posicionamento do implante sejam definidos de maneira correta.

8 CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES

8.1 CONCLUSÃO

Esta pesquisa apresentou uma proposta de um modelo conceitual de um sistema especialista orientado ao processo de implante dentário que vem auxiliar as decisões que o dentista cirurgião buco facial precisa assumir para definir o implante que melhor se adapte ao paciente, pois nos processos tradicionais de implante dentário as informações disponíveis para consulta não fornecem subsídios suficientes para a determinação correta do implante. Esta falha na decisão acarreta a fadiga prematura dos implantes, procedimentos cirúrgicos prolongados com elevados traumas e em algumas situações, o dimensionamento incorreto do corpo do implante proporcionando o rompimento dos nervos que pode ocasionar desde uma paralisção parcial da boca por um tempo determinado até a paralisção total por tempo indeterminado.

Desta forma, buscou-se através dos conceitos e técnicas na área de engenharia simultânea, processamento de imagens (limiarização, detecção de borda, histograma, processos aritméticos e algébricos) e implante dentário (próteses segmentadas, protocolo de dois estágios, definições das aplicações do corpo e do pilar do implante) formular um modelo conceitual de projeto orientado ao processo de implante dentário, com modelo de produto e mecanismos de inferência, onde o primeiro fornece subsídios de informações ao segundo, que realiza a conversão, tradução e compartilhamento de informações, a fim de determinar o implante que se adeque aos requisitos do paciente. Este modelo conceitual foi implementado em um sistema computacional obtendo-se como resultado um sistema especialista que apresenta interatividade com o usuário e fornece no final dos procedimentos dos mecanismos de inferência a indicação de um grupo de conjuntos de implantes dentários (corpo e pilar do implante) e subsidio de informação (diâmetro, comprimento, densidade, geometria, localização de nervos) para que o dentista cirurgião buco facial escolha dentre estes implantes o mais indicado.

O estudo das imagens tomográficas foi fundamental para a determinação da geometria do osso, diâmetro e o comprimento adequados do corpo do implante e seu respectivo posicionamento geométrico, além de definir a localização de nervos e

a densidade óssea da região de inserção. Já o estudo das características dos implantes foi importante para se criar as regras de associação dos tipos de implantes às imagens tomográficas. Estas regras de associação permitiram a geração do modelo conceitual do sistema especialista de projeto orientado ao processo de implante dentário, e basearam-se em abordagens de conversão, tradução e compartilhamento de informações entre diferentes representações, que no caso desta pesquisa foram entre as representações do DICOM e do Implante Dentário. Estas regras foram concebidas na forma de cinco mecanismos de inferências, que foram explorados conceitualmente no capítulo 5, implementados no capítulo 6 e validados nos três estudos de casos apresentados no capítulo 7. No processo de conversão a informação do corte axial contida na representação do DICOM foi convertida no corte transversal para subsidiar o processo de tradução. A tradução busca informações no corte axial e transversal na representação do DICOM para determinar o diâmetro e o comprimento do corpo do implante e a densidade óssea. Já o processo de compartilhamento utilizou informações comuns entre as representações do DICOM e do Implante Dentário para a seleção do conjunto de implantes que atendessem aos requisitos dos casos em estudo.

O sistema especialista foi fundamentado utilizando-se os modelos de linguagem unificada (UML) por meio dos diagramas de classe e de atividades para o projeto do sistema. Já a sua implementação foi desenvolvida em um ambiente Matlab da Mathworks que permitiu o desenvolvimento do protótipo conceitual do sistema. Embora esta implementação apresente uma interface amigável, não é recomendada para um desenvolvimento profissional, pois esta pesquisa preocupou-se somente com o lado conceitual dos modelos ficando em segundo plano a interface e o tempo de processamento deste sistema.

Foram aplicados 3 casos no sistema especialista, o primeiro apresentou um falha dentária entre dois dentes, o segundo uma falha em um paciente edêntulo e o terceiro foi um caso de edêntulo parcial. Para todos os casos a incerteza dimensional foi da ordem de 0,25mm e este valor não é significativo sob a ótica da implantodontia. Embora os resultados apresentados tenham sido, em sua maioria positivos, nota-se que existe um longo caminho a ser percorrido no sentido do sistema ser capaz de efetuar análises mais complexas do que simplesmente uma falha unitária e isto deve ser objeto de estudo de pesquisas futuras.

8.2 RECOMENDAÇÕES PARA PESQUISA FUTURAS

- Desenvolvimento de um Sistema de Planejamento do Processo Assistido por Computador (Computer Aided Process Planning - CAPP) para os modelos de produto e de manufatura;
- Desenvolvimento da representação e seu respectivo projeto orientado para a Máscara Guia, integrado ao sistema de projeto orientado ao implante dentário;
- Geração de critérios para seleção de implante que se enquadrem em falhas múltiplas, baseado em inteligência artificial ou raciocínio baseado em casos;
- Desenvolver novos critérios para a seleção otimizada de implantes que seja orientada ao conhecimento da implantodontia.

REFERÊNCIAS

- ASSENCIROS, R. **Fusão de imagens médicas para aplicação em sistemas de planejamento de tratamento em radioterapia.** (2006). 140 f. Tese (Doutorado) – Instituto de pesquisas energéticas nucleares – Universidade de São Paulo, 2006.
- ANITUA, E.; ORIVE G. A new approach for atraumatic implant explanation and immediate implant installation. **Oral and Maxillofacial Surgery.** V. 113, n. 3, p. e19-e25, Mar. 2012.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DA INDÚSTRIA DE ARTIGOS E EQUIPAMENTOS MÉDICOS, ODONTOLÓGICOS, HOSPITALARES E DE LABORATÓRIOS (ABIMO). **Nova norma de esterilização de implantes odontológicos.** 13-08-2009 P. 1-3 <http://www.abimo.org.br/modules/news/makepdf.php?storyid=95>.
- AUGUSTO, F.R. **Localização e reconhecimento de placas de sinalização utilizando um mecanismo de atenção visual e redes neurais artificiais.** (2002). 110f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Campina Grande, 2002.
- BERNARDES, S. R. **Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante.** (2008). 121 f. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, 2008.
- BOOCH, G.; RUMBAUGH, J.; JACOBSON, I. **UML: Guia do Usuário.** Tradução de Fábio Freitas. Rio de Janeiro: Campus, 2000.
- BOTTINO, M. A., ITINOCHE, M. K., BUSO, L., FARIA, R. Estética com implantes na região anterior. **Revista Implant News**, v. 3, n. 6, p.560-568, dez. 2006.
- BRÄNEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T. Introduction in Osseointegration. In: Tissue-integrated prostheses. **Osseointegration in clinical dentistry.** Chicago: Quintessence Books; 1985. Cap.1.
- BREEDING, L.C; DIXON, D.L.; SADLER J. P.; MCKAY M. L. Mechanical consideration for the implant tooth-supported fixed partial denture. **The Journal of Prosthetic Dentistry.** V. 74, n. 5, p. 487-492. Nov-1995.
- BRINK J, MERAW SJ, SARMENT DP. Influence of implant diameter on surrounding bone. **Clinical Oral Implantology Res.** V.18, n.1, p. 563-568. Dez-2007.
- BUENO, J.M. **Suporte à recuperação de imagens médicas baseado em conteúdo através de histogramas métricos.** (2001). 162 f. Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, 2001.
- CANCIGLIERI JUNIOR, O.; RUDEK, M.; SOUZA, T.; FRANCESCONI, T. A Geometric Modelling in the CAD System from the Medical Images to Support Prosthesis Design. In: **17th ISPE International Conference on Concurrent Engineering**, 2010, Cracow. 17th ISPE International Conference on Concurrent Engineering. Elsevier, 2010. p. 431-441.

CANCIGLIERI JUNIOR, O. **Product model based translation mechanism to support multiple viewpoints in the design for manufacture of injection moulded products.** (1999). 357 f. Tese (Doutorado) – Loughborough University, 1999.

CARITA, Edilson Carlos; MATOS, André Luiz Mendes and AZEVEDO-MARQUES, Paulo Mazzoncini de. **Ferramentas para visualização de imagens médicas em hospital universitário.** *Radiol Bras* [online]. 2004, vol.37, n.6, pp. 437-440. ISSN 0100-3984.

CONSTANTINO, A. Caracterização e avaliação do hexágono externo na interconexão de implantes orais à seus respectivos componentes. **Revista Brasileira de Implantodontia**, V. 2, n. 1, p.12-18, abril-junho 2001.

COUTO FILHO, Milton B.; Souza, Julio C. Stacchini; Schilling Marcus Th. Sobre o problema da integração generalizada de dados. **Revista Controle e Automação**. V. 18, n. 1, p.24-43, janeiro-março 2007.

DIAS, E. C. L. C. M. **Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seu efeito na infiltração bacteriana: um estudo in vitro.** (2007). 98 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade da Grande Rio, 2007.

DRAENERT F. G, COPPENRATH E., HERZOG P., MÜLLER S., MUELLER-LISSE U. G. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. **Dentomaxillofac Radiol**. V. 36, n. 4, p. 198-203. Jun. 2007.

DRAGAN, D.; IVETIC, D. Tools for Ubiquitous PACS System. In: **6th International Conference on Human-centric Computing 2011 and Embedded and Multimedia Computing**, 2011, Enshi. 6th International Conference on Human-centric Computing 2011 and Embedded and Multimedia Computing, Elsevier, 2011, p. 297-307.

DUFF, S.E., et al. Computed tomographic colonography (CTC) performance: one-year clinical follow-up. **Clinical Radiology**. V. 61, n. 11, p. 932-936. Jan. 2006.

FARMAN A. G., SCARFE W. C. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. V. 130, n. 2, p. 257-265. Mar. 2006.

FERNANDES, Anita Maria da Rocha. Definições de inteligência artificial. **Inteligência artificial**. 1 ed. Florianópolis: Visual Books Editora, 2003, 160 f.

FLANDERS, A. CARRINO, J. Understanding DICOM and IHE. **Seminars in Roentgenology**. V. 38, n. 3, p. 270-281. Jul. 2003.

FLORCZYK, S. **Robot Vision: Video-based Indoor Exploration with autonomous and mobile robots.** 1 ed. Germany: Wiley-VCH Verlag, 2005, 198 f.

FORSYTH, D. A.; PONCE, J. **Computer Vision: A moder approach**. 2 ed. New York: Prentice Hall, 2011, 761 f.

GALANIS, C. G.; SFANTSIKOPOULOS, M. M.; KOIDIS, P. T.; KAFANTARIS, N. M.; MPIKOS, P. G. "Computer methods for automating preoperative dental implant planning: Implant positioning and size assignment". **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 86, p. 30-38, dez. 2006. DOI:10.1016/j.cmpb.2006.12.010

GARIB, D. G.; RAYMUNDO JR., R.; RAYMUNDO, M. V.; RAYMUNDO, D. V.; FERREIRA, S. N. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. V. 12, n. 2, p. 139-156. Abr. 2007.

GEBRIM, L. Design dos implantes osseointegrados. **Revista Implant News**, v. 2, n. 6, p. 578- 579, 2005.

GENNA, F. On the effects of cyclic trasversal forces on osseointegrated dental implants: experimental and finite element shakedown analuses. **Computer Method in Biomechanics and Bomedical Engineering**. vol. 2, n. 6 p. 141-152, jul 2003.

GRAHAM, R. N. J. PERISS, R. W., SCARSBROOK, A. F. DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice. **Clinical Radiology**. V. 60, n. 1, p. 1133-1140, Jun. 2005.

GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E. **Digital Image Processing**. 3 ed. Boston: Addison-Wesley Longman Publishing Company, 2008, 954 f.

HADDAD, M.F.; PELLIZZER, E.P.; MAZARO, J.V.Q.; VERRI, F.R.; FALCÓN-ANTENUCCI, R.M. Conceitos básicos para a reabilitação oral por meio de implantes osseointegrados - parte II: influência da inclinação e do tipo de conexão. **Revista Odontológica de Araçatuba**, V.29, n. 2, p. 24-29, dez-2008.

HIMMLOVA L, DOSTALOVA T, KACOVSKY A, KONVICKOVA S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**. V. 91, n. 1, p. 20-25. Dez. 2004.

HONDA, M.J.; TSUCHIYA, S.; SHINOHARA, Y; SHINMURA, Y; SUMITA Y. Recent advances in engineering of tooth and tooth structures using postnatal dental cells. **Japanese Dental Science Review**. V.46, N. 1, p. 54-66, Out. 2009.

HOUNSFIELD, G. N. Computed transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. **Br J Radiol**, v. 46, n. 552, p. 1016-1022, Dez. 1973.

HUANG, G. Q.; MAK, K. L. The DFX shell: a generic framework for developing design for X tools. **Robotics e computer-integrated manufacturing**. V. 13, n. 3, p. 271-280, Mar. 1997.

IYOMASSA, C. M. **Software de processamento de imagens para identificação de imagens em ceratometria em dispositivos móveis**. 2010. 86 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

INSTITUO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA (IBR), **Tomografia computadorizada**, <http://portaldaradiologia.com/?cat=3>, 2012.

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, **Sinopse do censo demográfico 2010**, http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=1866&id_pagina=1

JAFFIN, R. A.; KUMAR, A.; BERMAN, C. L. Immediate loading of implants in partially and fully edentulous jaws: a series of 27 case reports. **Journal of Periodontol**, Chicago, v. 71, n. 5, p. 833-838, May. 2000.

JEE WS. The past present and future of bone morphometry; its contribution to an improved understanding of bone biology. Apud PELEGRINE AA ; MACEDO LG;COSMO LAM. **Transplantes ósseos na Odontologia: Biologia do tecido ósseo**. 1ª Ed. São Paulo: Ed. Napoleão 2008, p.16-51

JING, S.; HE, F.; HAN, S., CAI, X. LIU, H. A method for topological entity correspondence in replicated collaborative CAD system. **Computers in Industry**. V. 60, n. 1, p. 467-475. Mar. 2009.

JIVRAJ, S.; CHEE, W. Rationale for dental implants. **British Dental Journal**. V. 200, n. 12, p. 661-665. Jun. 2006.

LACERDA, P. et. al. Algumas caracterizações dos métodos científicos em engenharia de produção: uma análise de periódicos nacionais e internacionais. **Anais do XXVII Encontro Nacional de Engenharia de Produção**. V. 1, n. 125, p. 1-10. Out. 2007.

KHAYAT B.; MICHONNEAU J-C. Cone beam in endodontics. **ENDODONTIC PRACTICE**. SOPS. V. 10, n.3, p.1-7, Apr. 2009.

LARMAN, C. **Utilizando UML e padrões: uma introdução à análise e ao projeto orientados a objetos e ao desenvolvimento iterativo**. 3 ed. São Paulo: Bookman, 2008, 685 f.

LEE J. H., FRIAS V., LEE K.W., WRIGHT R. F. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. **Journal of Prosthetic Dentistry**. V. 94, n.1, p. 377-381, Nov. 2005.

LEWIS, S. Anterior single-tooth implant restorations. **International Journal Periodontics & Restorative Dentistry**. V. 15, n. 1, p. 31-41, jan-1995.

LI T, et. al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. **Applied Mathematical Modelling**. v.35 p. 446-456, jul 2010. DOI: 10.1016/j.apm.2010.07.008

LIN, D. et. al. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. **Journal of biomechanics**. v. 43, p. 287-293, ago 2009. DOI: 0.1016/j.jbiomech.2009.08.024

LINKOW, L. I.; DORFMAN, J. D. Implantology in dentistry: A brief historical perspective. **New York State Dentistry Journal**. V. 57, n. 2, p. 31-35. Mar. 1991.

LOPES P. M. L., MOREIRA C. R., PERRELLA A., CAVALCANTI M. G. 3D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. V. 105, n. 2, p. 224-230. Dez. 2008.

LOUBELE M., GUERRERO M. E., JACOBS R., SUETENS P., VAN STEENBERGHE D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. **Int J Oral Maxillofac Implants**. V. 22, n. 3, p.446-454. Mar. 2007.

MAGALHÃES, R. L. **Revisão da sequência protética de prótese unitária sobre implante**. 2008. 60 f. Monografia (Especialização) – Centro livre de odontologia, 2008.

MAHON JM, NORLING BK, PHOENIX RD. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. **Implant Dent**. V. 9, n.1, p.310-320. Abr. 2000.

MARTIN RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal biology. In: Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal tissue mechanics. New york:springer-Verlag, 1998, p 29-78.

MIGUEL, P. A. C. et. al. **Metodologia de pesquisa em engenharia de produção e gestão de operações**. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. 226 p.

MILDENBERGER, P.; EICHELBERG, M.; MARTIN, E. Introduction to the DICOM standard. **European Radiology**. V. 12, n. 4, P. 920-927. Set. 2001.

MILES D. The Future of Dental and maxillofacial imaging. **Dental Clinical North America**. V. 52, n. 4, p. 917-928. Mar. 2008.

MIRANDA, J. I; NETO, J. C. **Detecção de bordas com o modelo de difusão anisotrópica**. In. Anais XIII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, 2007, Florianópolis. Anais XIII Simpósio Brasileiro de Sensoriamento Remoto, 2007.

MISCH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2ªed. São Paulo: Santos Livraria Editora, 2000, p. 210-240.

MISCH, C. E. **Contemporary Implant Dentistry**. 1ª ed. St. Louis: Mosby-Year Book, v. 1, 1993, p. 19-27.

MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes**. 3ª ed. São Paulo: Santos Livraria e Editora, 2006, p. 353-366.

MISCHKOWSKI R. A., PULSFORT R., RITTER L., NEUGEBAUER J., BROCHHAGEN H. G., KEEVE E., *et al.* Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** V. 104, n. 4, p. 551-559. Dez. 2007.

MORAES, B.C.P. **Avaliação da angulação e inclinação dos dentes anteriores por meio da tomografia computadorizada por feixe cônico, em pacientes com fissura transforame incisivo unilateral.** (2010). 127f. Dissertação (Mestrado). Universidade de São Paulo – 2010.

MORALES, D. **Protótipo de um sistema de auxílio ao diagnóstico postural por imagens.** (2003). 125 f. Dissertação, (Mestrado) Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná - Curitiba, 2003.

MOTA JNR, J.C. **Considerações atuais sobre aspectos importantes relacionados à osseointegração.** (2009). 78f. Dissertação (Mestrado). Universidade Veiga de Almeida - Rio de Janeiro, 2009.

NATALI, A.N; MERIOI, E. A.; WILLIAMS, K. R.; CALABRESE, L. Investigation of the integration process of dental implants by means of a numerical analysis of dynamic response. **Dent Materials.** v.13 p. 325-332, set. 1997.

NEDIR R, BISCHOF M, BRIAUX JM, BEYER S, SZMUKLER-MONCLER S, BERNARD JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. **Clin Oral Implants Res.** V. 15, n. 1, p. 150-157. Abr. 2004.

NEMA – National Electrical Manufacturers Association, **Standard Documentation**, <http://medical.nema.org/dicom/2003>.

NEODENT – **Catálogo de produtos** (impresso), 2011, 164 f.

NERY, J. Conexões protéticas utilizadas em Implantodontia. **Revista Implante News**, V.2, n. 6, p. 572-573, Dez-2005.

NEVES, F.D; FERNANDES NETO, A.J.; BARBOSA, G.A.S.; SIMAMOTO JNR, P.C. Sugestão de Seqüência de Avaliação para a Seleção do Pilar em Próteses Fixas Sobre Implantes / Cimentadas e Parafusadas. **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial.** V. 27 n. 5 p. 535-548. Set. 2003.

NITHIANANTHAN S.; BROCK K. K.; IRISH J. C.; SIEWERDSEN J. H. **Deformable Registration for Intra-Operative Cone-Beam CT Guidance of Head and Neck Surgery.** 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008. *Authorized licensed use limited to: UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAIBA. Downloaded on May 29, 2009 at 12:41 from IEEE Xplore. Restrictions apply.*

OCHIAI, K.; OZAWA,S; CAPUTO A. A.; NISHIMURA, R.D. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. **The Journal of Prosthetic Dentistry.** V. 89, n. 5, p. 495-502. May-2003.

OLATE, S.; LYRIO, M. C. N.; MORAES, M.; MAZZONETTO, R. MOREIRA, R.W.F. Influence of diameter and length of implant on early Dental Implant failure. **American Association of Oral Maxillofacial Surgeons**. V. 68, n. 2, p. 414-419, out-2010.

PAES A. S., MOREIRA C. R., SALES M. A., CAVALCANTI M. G. Comparative study of single and multislice computed tomography for assessment of the mandibular canal. **J Appl Oral Sci**. V. 15, n. 3, p. 220-224. Out. 2007.

PANELLA J. **Fundamentos de Odontologia - Radiologia Odontológica e Imagiologia**. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2006.

PERRELLA A., BORSATTI M. A., TORTAMANO I. P., ROCHA R. G., CAVALCANTI M. G. Validation of computed tomography protocols for simulated mandibular lesions: a comparison study. **Braz Oral Res**. V. 21, n. 2, p. 165-169. Out. 2007.

PRASAD, B. Concurrent engineering fundamentals: integrated product and process development. v. 1. New Jersey, Prentice Hall, 1996, 321 f.

PLÁCIDO, A. F. **Carga imediata sobre implantes osseointegráveis na região anterior a mandíbula**. (2007). 71f. Monografia (Especialização). Academia de Odontologia do Rio de Janeiro – 2007.

PÉREZ, M.A.; MOREO, P.; GARCÍA-AZNAR, J.M.; DOBLARÉ, M. Computacional simulation of dental implant osseointegration through resonance frequency analysis. **Journal of Biomechanics**. V. 41, n. 2, p. 316-325, set-2007.

PIATTELLI, A.; DEGIDI, M.; PAOLANTONIO, M.; MANGANO, C.; SCARANO, A. Residual aluminum oxide on the surface of titanium implants has no effect on osseointegration. **Biomaterials**, V. 24, n. 1, p. 4081-4089, Nov. 2003.

PIERRISNARD L, RENOUEARD F, RENAULT P, BARQUINIS M. Influence of implant length and biocortical anchorage on implant stress distribution. **Clin Implant Dent Relat Res**. V. 5, n.1 p. 251-62. Mar. 2003.

PYE, A.D; LOCKHART, D.E.A, DAWSON, M.P.; MURRAY, C.A., SMITH, A.J. A review of dental implants and infection. **Journal of Hospital infection**. V. 72, n.2, p. 104-110. Mar. 2009.

QUESADA et al. Entendendo a tomografia computadorizada. **Revista odontológica – Fac. Odonto/PUCRS**, Rio Grande do Sul, v. 16, n.34, p.275-282, Set. 2001.

ROZENFELD H., FORCELLINI, F. A., AMARAL, D. C., TOLEDO, J. C, SILVA, S. L. ALLIPRANDINI, D. H., SCALICE, R. K. **Gestão de desenvolvimento de produtos: Uma referência para a melhoria do processo**. 1 ed. São Paulo: Saraiva, 2006, 542 f.

RUSS, J. C. **The Image Processing Handbook**. 6. ed. New York: CRC Press, 2011, 867 p.

RUDEK, M. **Método de posicionamento e dimensionamento 3D baseado em imagens digitais**. 2006. 165 f. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2006.

SALES M., CAVALCANTI M. Complex odontoma associated with dentigerous cyst in maxillary sinus: case report and computed tomography features. **Dentomaxillofac Radiol**. V. 38, n. 1, p. 48-52. Abr. 2009.

SATOH T, MAEDA Y, KOMIYAMA Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**. V. 20, n. 1, p. 533-539. Jun. 2005.

SCARFE W. C, FARMAN A. G, SUKOVIC P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**. V. 72, n. 1, p. 75-80.

SCHNITMAN. P. A. et. al. Ten-year results for Branemark implants immediately with fixed prostheses at implant placement. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Chicago, v. 12, n. 4, p. 495-503, Aug. 1997.

SILVA, D. J. A.; COSTA, F. P. D.; MEDEROS, J. L. A. Sistemas de raciocínio baseado me casos para diagnóstico médico de doenças neurológicas. **Anais do II Workshop de Informática aplicada à saúde (CBComb)**, v. 1, n. 38, p. 1-11, jul 2002, Disponível em <<http://200.169.53.89/download/CD%20congressos/2002/2%20CBComp/html/artigos/workshop/wsp038.pdf>> Acesso em: 25 fev. 2012.

SILVA, E. F. D., PELLIZZER, E. P., VILLA, L. M. R., MAZARO, J. V. Q., VEDOVATTO, E., VERRI, F. R. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado da distribuição do estresse. **Revista Implant News**, V. 4, n. 5, p. 549-554, Dez. 2007.

SILVA, M. P. **Processamento de consultas por similiaridade em imagens médicas visando à recuperação percentual guiada pelo usuário**. (2009). 117 f. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, 2009.

SKALAK, R. Um breve relato sobre a filosofia do procedimento de etapa única versus o de duas etapas para prótese dentária suportada por implante osseointegrado. In: BRANEMARK, P.I. **Branemark Novum Protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (Same-day Teeth)**: uma perspectiva global. São Paulo: Quintessense, 2001. 66 f.

SPECTOR, L. Computer-Aided Dental Implant Planning. **The dental clinics of North America**. V. 52, n.4 p. 761-775. Mai. 2008.

SOARES M. A. D, LENHARO A., LUIZ N. E., JACOMINI FILHO A., Implante cone-morse ultra rosqueante de torque interno. Parte I: Desenvolvimento do produto. **Innovation Implant Journal**. V. 2, n. 1, p. 63-69. Mar. 2007.

SOMMERVILLE, I. **Software Engineering**. 6.ed. New York: Addison-Wesley, 2001, 570 f.

SVERZUT, A. T. **Estudo da perda precoce de implantes osseointegráveis realizados na Faculdade de Odontologia de Piracicaba** – Unicamp no período de julho de 1996 a julho de 2004. (2006). 84f. Dissertação (Mestrado). Universidade Estadual de Campinas – Piracicaba, 2006.

SYKARAS, N.; LACOPINO, A. M.; MARKER, V. A.; et al. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**. V. 5, n. 1, p. 675-690, Nov. 2000.

SZMUKLER-MONCLER, S. et al. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 11, n. 1, p. 12-25, Feb. 2000.

TIBERTI, A. J. **Desenvolvimento de software de apoio ao projeto de arranjo físico de fábrica baseado em um framework orientado a objeto**. (2003). 195 f. Tese (Doutorado). Universidade de São Paulo – São Carlos, 2003.

WATANABE F, HATA Y, KOMATSU S, RAMOS TC, FUKUDA H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. **Odontology**. V. 91, n. 1, p. 31-36. Out. 2003.

WEISS, C. M. Tissue integration of dental endosseous implants: Description of comparative analysis of the fibrous integration and osseous integration systems. **Journal Oral Implantology**. V. 12, n. 2, p. 169-214. Out-1986.

WHITE S.C., HESLOP EW, HOLLENDER LG, MOSIER KM, RUPRECHT A, SHROUT MK. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**. V. 91, n. 5, p. 498-511. Mar. 2001.

WIGGINS R. H., DAVIDSON H. C., HARNSBERGER H. R., LAUMAN J. R., GOEDE P.A. Image file formats: Past, present, and future. **RadioGraphics**. V. 21, n.2, p. 789-798. Mar. 2001.

YANG, C.; CHEN, S.; SHIAU, J. A DFX and concurrent engineering model for the establishment of a new department in a university. **International Journal Economics**. V. 107, n. 1, p. 179-189, Nov. 2007.

YIN, R. **Case study research – design and methods**. 4. ed. London: SAGE, 2009. 219 f.