



**Luís Miguel
Coelho Inácio**

**Sistema de Informação e Processamento para
Radiologia Odontológica**



**Luís Miguel
Coelho Inácio**

**Sistema de Informação e Processamento para
Radiologia Odontológica**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações, realizada sob a orientação científica do Dr. Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.

À minha esposa, filho e mãe (em memória).

o júri

presidente

Prof. Dr. José Luís Guimarães Oliveira
Professor Associado da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Augusto Marques Ferreira da Silva
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Arnaldo Joaquim Castro Abrantes
Professor Coordenador do Departamento de Engenharia Electrónica e Telecomunicações e Computadores do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa

agradecimentos

Quero expressar os meus agradecimentos a todas as pessoas e instituições que contribuíram para a concretização desta dissertação, especialmente,

Ao meu orientador, Prof. Dr. Augusto Silva, pelas suas preciosas sugestões inerentes ao trabalho desenvolvido, assim como pela sua amizade manifestada ao longo deste período.

Ao Prof. Doutor Carlos Ferreira, do Departamento de Economia, Gestão e Engenharia Industrial da Universidade de Aveiro, pela colaboração na análise estatística.

À minha esposa e ao meu filhote pela compreensão, apoio, dedicação e amor que me transmitiram em todos os momentos deste percurso.

Ao meu pai e à minha mãe (em memória) por todo o carinho que manifestaram.

A toda a minha família e amigos pelo apoio manifestado, mesmo nos momentos mais difíceis deste período.

Aos meus colegas e amigos do IEETA pelo incentivo e apoio.

A todos os docentes das disciplinas dos cursos de formação especializada em Computação Gráfica e em Sistemas de Informação, pelos conhecimentos que me transmitiram durante a fase curricular deste mestrado.

Ao Dr. Bruno Loos, Dr. Ubele van der Velden, Dr. Mark Timmerman, Dr. Wouter Schoo, Dr. René Huffels, Dr. Marcel van der Zwet, Dr. Sérgio Bizarro e Wijnand Teeuw pela sua colaboração científica na área da Odontologia.

A todos, que de um modo geral contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

Finalmente, expresso o meu reconhecimento às instituições e organismos que tornaram possível a concretização deste trabalho. O Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, o Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro, e a ACTA (Academic Centre for Dentistry in Amsterdam), pelo acolhimento. A INFOBIOMED e a FCT pelo financiamento do projecto.

... a todos eles o meu sincero MUITO OBRIGADO!

palavras-chave

Análise Digital de Imagem, Segmentação Dentária, Modelos Deformáveis, Manipulação de Contraste, Minimização de Ruído, Odontologia, Periodontite, Perda de Massa Óssea, Radiografias Dentárias.

resumo

As técnicas imagiológicas assumem-se como os meios complementares de diagnóstico e terapêutica (MCDT) de maior relevância no cenário clínico actual. O recurso crescente a estas técnicas surge no sentido de maximizar a acuidade do diagnóstico, procurando correlacionar a informação imagiológica com outros dados clínicos, previamente identificados.

A imagiologia médica compreende um vasto conjunto de técnicas de recolha de dados e de equipamentos tecnológicos, usados como complemento ao diagnóstico e tratamento de algumas patologias. A odontologia recorre cada vez com mais proeminência à radiologia projectiva, considerando-a como parte constituinte de um exame dentário.

Este trabalho surge no âmbito duma iniciativa a nível europeu, visando a obtenção de dados de um arquivo de radiografias dentárias e a aplicação de técnicas de análise e processamento digital que permitam identificar e correlacionar as estruturas morfológicas dentárias com diversas patologias do foro estomatológico.

No âmbito desta dissertação, abordaram-se temas inerentes à formação e visualização de radiografias dentárias, assim como da qualidade expectável para este tipo de imagens.

A melhoria da qualidade da imagem em radiologia, enquanto técnica de pré-processamento, reflecte-se na credibilidade e qualidade dos resultados produzidos pelos métodos de segmentação, usados na identificação dos contornos dos dentes. As técnicas de pré-processamento estudadas neste trabalho podem classificar-se em dois níveis: técnicas de minimização de ruído e técnicas de manipulação do contraste.

Neste universo, foram estudados quatro métodos de segmentação orientados ao contorno, os quais foram designados por: método do gradiente; método MAP (maximum a posteriori); GVF – Snakes; e método interactivo baseado em Live Wire. Estas técnicas foram testadas em radiografias dentárias, propondo-se como principal aplicação prática a avaliação quantitativa da periodontite, baseada na medição da perda de massa óssea alveolar.

A depuração e validação dos métodos foi fundamentada pelo estudo estatístico da variabilidade inter observador registada durante a tarefa de medição da perda de massa óssea alveolar.

Finalmente, e no sentido de integrar as técnicas estudadas no âmbito desta dissertação, propôs-se um protótipo de um sistema de informação e processamento para radiologia odontológica.

keywords

Digital Image Analysis, Dental Segmentation, Deformable Models, Contrast Enhancement, Noise Reduction, Dentistry, Periodontitis, Alveolar Bone Loss, Dental X-rays.

abstract

Image analysis techniques are the most important complementary means of diagnosis and therapeutics (MCDT) in the actual clinical scenery. The growing resource to these techniques appears in order to maximize the diagnosis acuity and to establish a relation between the information of the images with other clinical data, previously identified.

Medical imaging contains a large set of data acquisition techniques and of technological equipments, used as complement to the diagnosis and treatment of some pathologies. The dentistry uses the projective radiology with more prominence, considering it as an auxiliary tool of dental exam.

This work appears in an European initiative with two main goals. The first is the acquisition of a large data file of dental x-ray images and the second is to construct a software tool, which contains several techniques of digital image analysis and processing that can be used to identify and correlate the morphology of dental structures with several stomatological pathologies.

In this dissertation, are presented themes about the formation and visualization of dental x-ray images, as well as about the expected quality for this kind of images.

In radiology, the improvement of the image quality as preprocessing technique is reflected in the reliability of the results produced by the segmentation methods and used in the teeth contours identification. The preprocessing techniques that were studied in this work can be classified in two types: techniques of noise minimization and techniques of contrast enhancement.

Therefore, were studied four contour oriented segmentation methods, which were designated as: gradient method; MAP method (maximum a posteriori); GVF - Snakes; and interactive method based on Live Wire. These techniques were tested in dental x-ray images, and was proposed as main practical application, the quantitative evaluation of periodontitis, based on the alveolar bone loss measurement.

The depuration and validation of the implemented methods was based on the statistical study of the inter-observer variability, observed during the measurement of the alveolar bone loss.

Finally, it was proposed a prototype of an information and processing system for odontological radiology, in order to integrate the techniques that were studied in the context of this dissertation.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Motivação	2
1.2	Objectivos	4
1.3	Estrutura da Dissertação	5
2	Radiologia Odontológica	7
2.1	Definição	7
2.2	Conceitos de Formação da Imagem Radio-Odontológica	9
2.2.1	Sistemas Analógicos	11
2.2.2	Sistemas Digitais	16
2.2.3	Visualização	21
2.3	Tipos de Radiografias Dentárias	22
2.3.1	Radiografias Periapicais	23
2.3.2	Radiografias Interproximais	23
2.3.3	Radiografias Oclusais	24
2.3.4	Radiografias Panorâmicas	24
2.4	Qualidade Expectável em Radiografias Dentárias	26
2.5	Sistemas de Software Odontológico	28
3	Melhoria da Qualidade da Imagem	33
3.1	Introdução	33
3.2	Minimização do Ruído	34
3.2.1	Filtro de Média	35
3.2.2	Filtro de Mediana	36
3.2.3	Filtro Gaussiano	37
3.2.4	Filtro de Difusão Anisotrópica	38
3.3	Manipulação do Contraste	41
3.3.1	Curva Característica de Transferência	41
3.3.2	Equalização do Histograma	43
3.3.3	Equalização Adaptativa do Histograma com Limite de Contraste	44
3.3.4	Morfologia Matemática	46
3.4	Modelo de Pré-processamento Proposto	50

3.5	Resumo	52
4	Segmentação em Radiografias Dentárias	53
4.1	Introdução	53
4.2	Pré-segmentação usando Detecção de Arestas	54
4.2.1	Operador Roberts	56
4.2.2	Operador Prewitt	56
4.2.3	Operador Sobel	56
4.2.4	Operador Canny	56
4.3	Método do Gradiente	58
4.4	Método MAP - Modelo Probabilístico	59
4.5	Gradient Vector Flow - <i>Snakes</i>	63
4.6	Método Interactivo Baseado na Estratégia <i>Live Wire</i>	66
4.6.1	Determinação da Função de Custo Local	67
4.6.2	Algoritmo <i>Live Wire</i>	68
4.7	Resumo	72
5	Aplicação dos Algoritmos ao Estudo da Periodontite	75
5.1	Introdução	75
5.2	Periodontite como Caso de Estudo	76
5.3	Separação do Contorno Global do Dente em Componentes (Coroa e Raiz)	77
5.4	Identificação de Parâmetros do Dente	80
5.5	Determinação da Perda de Massa Óssea Alveolar	81
5.6	Resumo	84
6	Avaliação e Validação do Sistema	87
6.1	Introdução	87
6.2	Metodologia	88
6.3	Variabilidade Inter-Observador vs Métodos Computacionais na Medição dos Valores de Perda de Massa Óssea em Radiografias Dentárias	89
6.3.1	Lado <i>Mesial</i>	91
6.3.2	Lado <i>Distal</i>	95
6.4	Resumo	98
7	Concepção do Sistema de Informação e Processamento	101
7.1	Introdução	101
7.2	Especificação de Requisitos	102
7.2.1	Requisitos Relacionados com a Autenticação	102
7.2.2	Requisitos Relacionados com o Paciente	102
7.2.3	Requisitos Relacionados com a Imagem	103
7.3	Modelação do Sistema	104
7.3.1	Modelo de Casos de Utilização	105

7.4	Modelo de Dados	109
7.4.1	Modelo Entidade-Relação	109
7.4.2	Modelo Físico	110
7.5	Interface Gráfica com o Utilizador	111
7.5.1	Gestão do Arquivo de Imagens	112
7.6	Resumo	119
8	Conclusões e Trabalho Futuro	121
8.1	Conclusões	121
8.2	Trabalho Futuro	123
	Referências	125
A	Manual do Utilizador do Sistema (DIA)	133
A.1	Gestão dos Pacientes	135
A.1.1	Acesso Directo à Ficha do Paciente	135
A.1.2	Pesquisa Avançada	136
A.2	Análise e Processamento de Imagem	137
A.2.1	Processamento para Melhoria da Qualidade da Imagem	137
A.2.2	Análise Dentária	142

Lista de Figuras

1.1	Exemplo do processo tradicional de medição da perda de massa óssea.	3
2.1	Corte esquemático de uma ampola de raios X.	9
2.2	Espectro típico da energia emitida por uma ampola de raios X.	10
2.3	Aparelho de raios X dentários com cone de limitação do campo (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	10
2.4	Técnica da bissecção (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	12
2.5	Técnica do paralelismo ou do ângulo recto.	13
2.6	Dispositivo para suporte e colocação do filme (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	13
2.7	Técnica do único centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	14
2.8	Técnica do duplo centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	14
2.9	Técnica do triplo centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	15
2.10	Técnica do centro de rotação móvel (Retirado de Pedroso de Lima [55]).	15
2.11	Configuração geral de um sistema de aquisição directa [73].	17
2.12	Configuração geral de um sistema indirecto de aquisição [73].	18
2.13	Esquema de produção de uma imagem digital num sistema indirecto.	19
2.14	Ilustração de um negatoscópio usado em radiologia dentária.	22
2.15	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo periapical.	23
2.16	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo interproximal.	24
2.17	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo oclusal.	25
2.18	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo panorâmica.	25
2.19	<i>Pipeline</i> do processo de análise de radiografias dentárias.	28
3.1	Máscaras 3×3 com conectividade 4 e 8.	35
3.2	Valores de cinzento de uma região de uma imagem.	36
3.3	Superfície Gaussiana com ponto médio em $(0, 0)$ e $\sigma = 1$	37
3.4	Aproximação discreta à superfície Gaussiana de $\sigma = 1$	38
3.5	Exemplo da aplicação de filtros para suavização de imagens.	40
3.6	Exemplos de curvas de transformação.	42
3.7	Exemplo do uso de uma curva característica de transferência para aumento do contraste.	43
3.8	Radiografia dentária e respectivo histograma.	44
3.9	Exemplo de uso da equalização do histograma.	45

3.10	Exemplo de uso da equalização adaptativa do histograma com limite de contraste.	46
3.11	Exemplos de elementos estruturantes.	47
3.12	Exemplo de aplicação das operações morfológicas.	50
3.13	Comparação entre métodos de minimização de ruído e manipulação de contraste.	51
4.1	Comparação entre operadores de detecção de arestas.	57
4.2	Inicialização dos algoritmos de extracção dos contornos.	58
4.3	Extracção do contorno do dente através do método do gradiente.	60
4.4	“Contexto” de um ponto, intensidade interna (I_{inner}) e intensidade externa (I_{outer}).	61
4.5	Estimativa da função densidade de probabilidade, $p(I)$.	63
4.6	Extracção do contorno do dente através do método que usa o modelo probabilístico.	64
4.7	Extracção do contorno do dente através do método <i>Gradient Vector Flow</i> (GVF) - <i>Snakes</i> .	66
4.8	Extracção do contorno do dente através do método interactivo baseado em <i>Live-Wire</i> .	69
4.9	Exemplo de falha do método do Gradiente e do método MAP.	72
5.1	Representação dos parâmetros do dente (CEJ, “ <i>Bone Level</i> ” e <i>Apex</i>).	80
5.2	Propriedades I_{bone} e I_{outer} .	82
5.3	Representação da <i>Schei ruler</i> .	82
5.4	Comparação entre o método tradicional e o novo método de determinação da perda de massa óssea.	83
6.1	Valores de perda de massa óssea para do lado <i>mesial</i> (observadores vs métodos computacionais).	91
6.2	Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado <i>mesial</i> (observadores vs métodos computacionais).	92
6.3	Análise Factorial das Correspondências (AFC).	93
6.4	Valores de perda de massa óssea para do lado <i>mesial</i> (referência vs métodos computacionais).	94
6.5	Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado <i>mesial</i> (referência vs métodos computacionais).	94
6.6	Valores de perda de massa óssea para do lado <i>distal</i> (observadores vs métodos computacionais).	95
6.7	Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado <i>distal</i> (observadores vs métodos computacionais).	96
6.8	Valores de perda de massa óssea para do lado <i>distal</i> (referência vs métodos computacionais).	97
6.9	Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado <i>distal</i> (referência vs métodos computacionais).	97

7.1	Diagrama geral de casos de utilização do sistema.	108
7.2	Modelo entidade-relação da estrutura de dados.	110
7.3	Modelo físico da estrutura de dados.	111
7.4	Autenticação no sistema.	112
7.5	Componentes funcionais da janela principal do sistema.	113
7.6	Possível configuração para uma rede em ambiente clínico odontológico. Adaptado de parte 11 do DICOM (<i>Media Storage Application Profiles</i>) [68].	117
7.7	Classes SOP e sintaxes de transferência de imagens dentárias.	117
A.1	Autenticação no sistema.	133
A.2	Componentes funcionais da janela principal do sistema.	134
A.3	Esquema de acesso directo à ficha do paciente.	135
A.4	Esquema de uma pesquisa avançada de pacientes na base de dados.	136
A.5	Interface da aplicação de filtros para a minimização do ruído.	138
A.6	Interface de manipulação do contraste através de uma curva característica.	139
A.7	Interface de manipulação do contraste através da equalização adaptativa do histograma com limite de contraste.	140
A.8	Interface de manipulação do contraste usando morfologia matemática.	141
A.9	Interface de manipulação do contraste usando processamento padronizado.	142
A.10	Interface de identificação dos contornos de um dente.	143
A.11	Interfaces de cálculo da perda de massa óssea.	145
A.12	Interface de medição de distâncias e ângulos nas imagens.	146
A.13	Interface de visualização de perfis.	147
A.14	Interfaces de consulta do histórico de valores de perda de massa óssea.	148

Lista de Tabelas

3.1	Máximos aconselháveis para o passo de integração Δt	39
6.1	Categorização dos valores de perda massa óssea alveolar, representados em percentagem do comprimento total da raiz.	90
7.1	Lista dos campos considerados para a composição do cabeçalho de uma imagem DICOM.	118

Lista de Algoritmos

1	- Curva característica de transferência	42
2	- Equalização do histograma	44
3	- Extração do contorno da coroa (método do gradiente)	59
4	- Extração do contorno da raiz	61
5	- Extração do contorno da coroa (método MAP)	64
6	- Extração do contorno do dente (método interactivo baseado em <i>Live Wire</i>)	70
7	- Actualização de um segmento do contorno global	71
8	- Separação do contorno global do dente em componentes (coroa e raiz) . . .	78
9	- Separação do contorno da raiz nas componentes <i>mesial</i> e <i>distal</i>	79
10	- Extração da posição do nível do osso (" <i>Bone Level</i> ")	81

Glossário

ACM *Active Contour Models*

ACTA *Academic Centre for Dentistry of Amsterdam*

ADC *Analog-to-Digital Converter*

AFC *Análise Factorial das Correspondências*

APS *Active Pixel Sensor*

ASM *Active Shape Models*

CCD *Charge-Coupled Device*

CEJ *Cemento-Enamel Junction*

CMOS *Complementary Metal Oxide Semiconductor*

CMOS-APS *Complementary Metal Oxide Semiconductor - Active Pixel Sensor*

DIA *Dental Image Analyser*

DQE *Detective Quantum Efficiency*

FK *Foreign Key*

GVF *Gradient Vector Flow*

ICCC *Intraclass Correlation Coefficient*

MAP *Maximum a posteriori*

MCDT *Meios Complementares de Diagnóstico e Terapêutica*

ML *Maximum Likelihood*

MTF *Modulation Transfer Function*

NEQ *Noise-Equivalent Quanta*

NPS *Noise Power Spectrum*

PET *Positron Emission Tomography*

PK *Primary Key*

PSF *Point Spread Function*

PSP *Photostimulable Phosphor*

RM *Ressonância Magnética*

RUP *Rational Unified Process*

RX *Raios X*

SLiM *SIAS Light Method*

SOP *Service-Object Pair*

SQL *Structured Query Language*

TAC *Tomografia Axial Computorizada*

UML *Unified Modeling Language*

XML *eXtensible Markup Language*

Capítulo 1

Introdução

Os meios complementares de diagnóstico e terapêutica (MCDT), habitualmente designados por exames, análises ou tratamentos, englobam um vasto conjunto de técnicas, equipamentos e métodos usados para produzir informação complementar acerca do estado clínico dos pacientes. Esta informação permite auxiliar os profissionais clínicos na realização do diagnóstico, seguimento e eventual terapêutica de múltiplas patologias.

No universo clínico, a Imagiologia compreende um vasto conjunto de técnicas de recolha de dados, recorrendo a equipamentos por vezes de complexidade assinalável [6,10]. Ao associar-se a um mapa com a distribuição no espaço e/ou no tempo duma determinada grandeza física relevante clinicamente, uma imagem médica pode veicular informação morfológica, fisiológica e/ou metabólica. Surgem assim várias modalidades de aquisição de imagens, tais como, radiografia, ecografia, tomografia axial computadorizada (TAC), ressonância magnética (RM), entre outras técnicas eventualmente menos acessíveis, como a “positron emission tomography” (PET), por exemplo [59]. A opção por uma das modalidades depende, obviamente, do tipo de estruturas que se pretendem visualizar e analisar, que acabam por determinar a resolução e precisão pretendidas para as imagens.

As radiografias convencionais são a forma mais simples e económica de todo o universo de modalidades da imagiologia médica. O seu uso como MCDT é muito frequente, uma vez que permitem obter representações fidedignas e de baixo custo de várias estruturas anatómicas do paciente. Normalmente este tipo de exames é utilizado na primeira abordagem de um problema, e posteriormente, caso os resultados da sua análise não sejam conclusivos, o processo de diagnóstico complementar-se-á com a realização de exames clínicos mais complexos.

Em odontologia, as radiografias dentárias são parte integrante de um exame dentário completo, sendo consideradas como o principal meio complementar do processo de diagnóstico, nesta área [31]. Apesar dos sistemas analógicos, ainda designados como convencionais, de aquisição de radiografias dentárias serem muito usados, os sistemas digitais de raios X são o avanço mais recente na imagiologia dentária e, aos poucos, vão sendo adoptados pelos dentistas nos seus consultórios e clínicas. Nestes sistemas, as radiografias dentárias são captadas e visualizadas automaticamente no computador, permitindo a organização do ficheiro clínico de imagens em bases de dados digitais para posterior consulta e processamento.

O uso das técnicas imagiológicas como meio complementar de diagnóstico surge no sentido de maximizar a acuidade do diagnóstico, procurando correlacionar a informação imagiológica com outros dados clínicos previamente identificados. Aproveitando o facto da odontologia recorrer, cada vez com mais proeminência, à radiologia projectiva, o presente trabalho visa inserir-se num "*workflow*" gerador duma ampla base de imagens radiológicas dentárias e a partir daí permitir a extracção eficiente de informação morfológica das estruturas dentais, para posterior correlação com diversas patologias, entre as quais a Periodontite, que se converteu num caso de estudo abordado nesta dissertação.

1.1 Motivação

Em medicina, o diagnóstico é um procedimento muito importante e está presente em todas as suas áreas. A identificação e classificação precoce de uma dada patologia é fundamental para o sucesso do tratamento a realizar. Actualmente, a maioria das áreas médicas recorre à análise de imagem, usando os dados e informação obtidos para fundamentar os diagnósticos e tratamentos efectuados.

O uso do computador na análise digital de imagens médicas, tem como finalidade a eliminação dos erros associados à actividade humana e utilizar a sua precisão matemática para maximizar a acuidade do diagnóstico. O desenvolvimento tecnológico tem sido uma característica marcante nas últimas décadas, de modo a garantir o rigor dos diagnósticos, exigido pela complexidade crescente dos casos.

Assim, a informática e a informatização têm sido preponderantes na generalidade das áreas médicas, e em especial na radiologia, permitindo não só o processamento digital de imagens médicas, mas também todo o tratamento e manipulação dos dados daí provenientes. Além disso, a possibilidade de reprodução e transmissão de imagens para locais remotos (telemedicina e partilha de informação clínica) promove o debate sobre o estado clínico dos pacientes, aumentando a acuidade do diagnóstico.

O desenvolvimento de equipamentos médicos e de técnicas para aquisição de imagens como meios complementares de diagnóstico, aliados ao crescimento da aceitação e do uso destas novas tecnologias por parte da comunidade clínica envolvida, tem constituído um interesse e desafio crescentes às entidades que desenvolvem os métodos de análise de imagem. Deste modo, tem-se assistido ao aparecimento de novas técnicas de análise e segmentação para responder às exigências impostas a estes meios, estabelecendo uma relação de desenvolvimento mútuo entre os dois universos (equipamentos de aquisição de imagem e técnicas de diagnóstico por imagem).

A escolha do tema desta dissertação foi movida pela conjugação de vários factores inerentes ao uso de radiografias dentárias como meios complementares de diagnóstico e terapêutica em odontologia.

De facto, a banalização das radiografias dentárias enquanto prática comum na maioria dos consultórios e clínicas dentárias, assim como a escassez de ferramentas capazes de processar e analisar a informação obtida deste tipo de imagens, em prole da identificação e avaliação de

diversas patologias e tratamentos, de forma rápida e automática, constitui o primeiro factor de motivação para a realização deste trabalho de investigação.

A contribuição para o desenvolvimento e adaptação de algumas técnicas de segmentação de modo a extraírem informação adequada ao estudo das doenças periodontais, a partir de representações em radiografias dentárias, foi também um factor aliciante durante o desenvolvimento do presente trabalho.

As doenças periodontais têm características infecto-inflamatórias que acometem os tecidos de protecção e sustentação dos dentes [93], chegando a afectar cerca de 90% da população mundial [76], distribuída pelos diferentes grupos etários, mas com maior incidência na população idosa. A periodontite constitui a forma mais severa das doenças periodontais e é uma das principais causas de perda de dentes em adultos.

A severidade da periodontite é avaliada pela quantidade de perda de massa óssea alveolar, que tradicionalmente é medida em radiografias impressas em filme, e visualizadas no negatoscópio, através de uma grelha impressa num acetato à qual se dá o nome de “*Schei ruler*”. Esta grelha permite a obtenção de valores de perda de massa óssea em percentagem do comprimento total da raiz com intervalos de 10% [81]. No entanto, este processo é muito demorado e cansativo, demovendo por vezes a realização deste tipo de prática. Na figura 1.1 está ilustrado um exemplo deste processo tradicional de medição da perda de massa óssea.

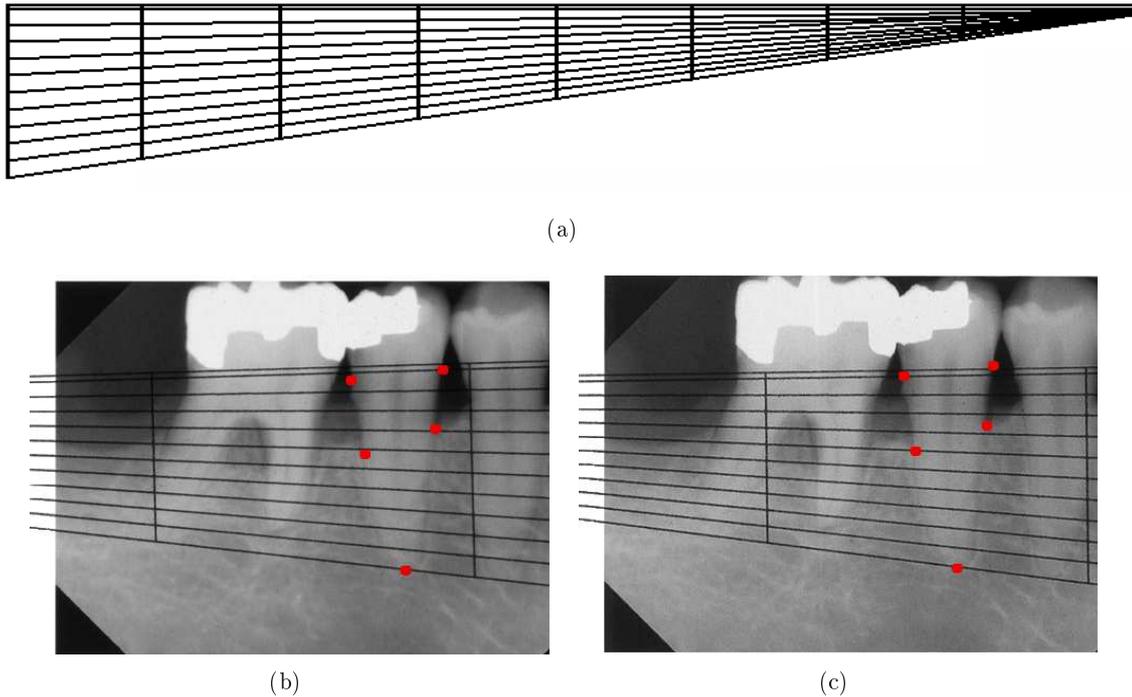


Figura 1.1: Exemplo do processo tradicional de medição da perda de massa óssea. (a) Representação da *Schei ruler*. (b) Medição no lado “*mesial*”. (c) Medição no lado “*distal*”.

Dada a gravidade deste tipo de patologias, a importância de um diagnóstico precoce e a inexistência de ferramentas informáticas conhecidas e complementares de diagnóstico, neste trabalho, surge como factor de motivação acrescida o facto de se poder implementar um

sistema, tão automático quanto possível, para auxiliar os dentistas na tarefa de medição da quantidade de perda de massa óssea em radiografias dentárias digitais. As vantagens do uso de um sistema desta natureza consistem no facto de reduzir o tempo e o trabalho despendidos na medição dos valores de perda de massa óssea, no aumento da reprodutibilidade das medições, bem como na possibilidade de registar automaticamente os valores medidos no ficheiro clínico do paciente, armazenado numa base de dados.

A ferramenta computacional usada no desenvolvimento da interface do sistema proposto foi o MATLAB. A toolbox de processamento imagem [43], a facilidade de utilização, e o facto de ser uma óptima ferramenta para simulação e prototipagem de diversas aplicações científicas, foram as principais razões para adoptar o MATLAB como ferramenta de trabalho. Outra razão para o uso do MATLAB é o facto de permitir a criação de aplicações “*stand-alone*” que, conjuntamente com uma biblioteca de funções internas, disponibilizadas livremente pelo MATLAB Component Runtime [27], podem ser instaladas e executadas em qualquer computador, mesmo que não tenha o MATLAB instalado.

Para além da interface gráfica, o sistema proposto possui uma camada de dados independente, desenvolvida em *Microsoft SQL Server 2005*. Com este cenário de aplicação, o sistema pode ser configurado localmente para um único computador ou, em alternativa, pode ser efectuada uma configuração distribuída, em que a mesma base de dados serve múltiplos computadores. Esta última solução vai ao encontro da realidade encontrada nas clínicas e consultórios dentários actuais.

1.2 Objectivos

O estado da arte relativo à análise processamento de radiografias dentárias e às ferramentas computacionais usadas como meios complementares ao diagnóstico e tratamento de doenças periodontais, assim como algumas das características que mais motivaram e impulsionaram o desenvolvimento desta dissertação, permitiram delinear vários objectivos para este trabalho.

Neste trabalho pretende-se instanciar, de forma integrada, duas perspectivas de utilização da Imagiologia odontológica: a gestão de estudos radiográficos e o processamento digital de imagem para apoio à estimativa de parâmetros morfológicos. Sugere-se como caso de estudo a implementação e validação de técnicas robustas para a estimativa da perda massa óssea e posterior correlação com casos de periodontite.

Do ponto de vista da gestão, o sistema que aqui se propõe, para além da interface que assegure acesso aos dados demográficos dos utentes, deverá também proporcionar de forma concertada o arquivo da informação quantitativa que decorra da execução dos vários algoritmos de processamento.

Relativamente ao processamento e análise digital de radiografias dentárias, pretende-se o estudo e implementação de técnicas de segmentação capazes de identificar os contornos dos dentes, que por sua vez permitem determinar parâmetros e características essenciais à estimativa da perda de massa óssea.

1.3 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação está estruturada em oito capítulos e um apêndice. O presente capítulo, a “Introdução”, apresenta o tema central e enquadra todos assuntos abordados em torno dele. Apresenta ainda, os objectivos propostos para a dissertação, assim como a sua estrutura acompanhada de uma breve apresentação dos assuntos abordados em cada capítulo.

No segundo capítulo, “Radiologia Odontológica”, apresenta-se a definição de radiografia dentária, descrevem-se alguns conceitos inerentes à formação de imagens radio-odontológicas e identificam-se os vários tipos de radiografias dentárias mais usados actualmente, bem como as suas aplicações. Também é efectuada uma breve reflexão acerca da qualidade expectável para este tipo de imagens, tendo em consideração os meios e condições de aquisição existentes. O capítulo encerra com a apresentação de alguns sistemas de software odontológico existentes no mercado.

O terceiro capítulo, “Melhoria da Qualidade da Imagem”, descreve algumas técnicas de pré-processamento usadas para melhorar a qualidade das radiografias dentárias, actuando ao nível da minimização do ruído e da manipulação do contraste. Os métodos de pré-processamento são usados para facilitar o desempenho do processo de segmentação subsequente.

No quarto capítulo, “Segmentação em Radiografias Dentárias”, abordam-se assuntos inerentes à segmentação de radiografias dentárias. Neste capítulo apresentam-se quatro métodos de segmentação de dentes usados em imagens dentárias. O primeiro usa apenas a informação proveniente do gradiente da imagem para segmentar o dente; o segundo usa a informação obtida a partir da função de densidade de probabilidade da distribuição dos pixeis na imagem para desempenhar a mesma tarefa; o terceiro método é uma variante dos conhecidos modelos de contornos activos, intitulado como *Gradient Vector Flow - Snakes* [94,95]; o quarto método é um método interactivo de segmentação baseado na estratégia *Live Wire* [7,14,64].

O capítulo cinco, “Aplicação dos Algoritmos ao Estudo da Periodontite”, contém uma apresentação de um exemplo de aplicação prática dos métodos de segmentação descritos no capítulo quatro. Estes métodos de segmentação foram usados no estudo da periodontite, mais concretamente na fase de medição da perda de massa óssea dos dentes. Finalmente, apresenta-se um breve resumo dos assuntos relacionados com a aplicação de técnicas de segmentação no estudo da periodontite.

O sexto capítulo, “Avaliação e Validação do Sistema”, é dedicado à avaliação quantitativa e qualitativa dos resultados obtidos pela aplicação dos métodos de segmentação ao estudo da periodontite. Será efectuada uma comparação entre os algoritmos implementados, integrando um estudo à variabilidade inter e intra observador na medição dos valores de perda de massa óssea. O capítulo encerra com a classificação dos algoritmos e com a apresentação de um resumo dos assuntos abordados.

Os métodos implementados no âmbito da presente dissertação foram integrados num sistema de software. No capítulo sete, “Concepção do Sistema de Informação e Processamento”, está descrito o trabalho relacionado com a concepção e implementação do sistema, desde a especificação dos requisitos até à interface gráfica com o utilizador, apresentando no final um

resumo do capítulo.

No capítulo oito, “Conclusões e Trabalho Futuro”, expõem-se as conclusões generalizadas do trabalho desenvolvido no âmbito da dissertação e são propostas algumas directivas para trabalhos futuros relacionados com esta temática. Finalmente, no apêndice A, ilustram-se no manual do utilizador, as principais funcionalidades do sistema proposto neste âmbito.

Capítulo 2

Radiologia Odontológica

O presente capítulo tem um carácter introdutório, no qual serão apresentados os diversos tipos de radiografias dentárias, que vão ser alvo de estudo neste trabalho de investigação. Numa primeira secção será apresentada, ainda que de uma forma superficial, uma definição para o conceito de radiografia dentária. Nas secções subsequentes, serão abordados, com mais detalhe, os conceitos inerentes à formação e visualização deste tipo de imagens, quer nos sistemas analógicos ou convencionais, quer nos modernos sistemas digitais, assim como as principais aplicações dos diversos tipos de radiografias. Finalmente, será apresentada uma breve reflexão acerca da qualidade expectável para as radiografias dentárias, encerrando-se o capítulo com a exposição de alguns sistemas de software odontológico disponíveis no mercado.

2.1 Definição

Os raios X são emissões electromagnéticas de natureza semelhante à luz visível, ultravioleta, infravermelha, ondas de rádio e outros tipos de energia radiante [82]. A radiação electromagnética dos raios X produz campos eléctricos e magnéticos que variam sinusoidalmente com um comprimento de onda entre $10^{-9}m$ até $10^{-12}m$ [87].

As aplicações mais conhecidas para os raios X são na área médica, especialmente na produção de imagens para apoio ao diagnóstico e terapêutica. No entanto, existem outras áreas, como a indústria e a astronomia, que também recorrem às técnicas de raios X para desempenhar algumas tarefas inerentes ao seu *modus operandus*.

Geralmente os raios X, usados na imagiologia médica e industrial, são produzidos através de um tubo de vácuo com um ânodo e um cátodo (Tubo de *Coolidge*). O cátodo é aquecido, produzindo electrões livres que são projectados com grande velocidade (elevada energia cinética), sob a forma de feixe, em direcção ao ânodo carregado positivamente. Quando os electrões chocam com o núcleo, ocorre uma libertação de energia sob a forma de raios X. A energia dos raios X é controlada pela voltagem aplicada ao ânodo, e o número fotões com essa energia é controlado pela corrente aplicada ao filamento no cátodo [34].

A implementação das diferentes técnicas radiológicas resulta das características obtidas pela variação da energia cinética dos electrões e da densidade de corrente dos feixes. A densi-

dade de corrente de um feixe de electrões numa ampola de raios X é, geralmente, definida pelo número de electrões que, num segundo, atravessam uma área de 1cm^2 , perpendicularmente à direcção da sua velocidade [55].

Ao passar através de um corpo, um feixe de raios X interage com os átomos que o constituem. Como resultado, o feixe que emana do corpo, depois de o atravessar, tem definido um padrão em que áreas diferentes contêm números diferentes de fotões correspondendo às formas dos tecidos, suas espessuras e elementos que o constituem [79].

Actualmente, a detecção dos raios X que emanam do corpo, depois de o terem atravessado, pode ser efectuada ou por uma película de filme ou por dispositivos electrónicos sensíveis à radiação X, conforme se trate de um sistema analógico ou de um sistema digital. Seja qual for o sistema usado, no final será gerada uma imagem em tons de cinzento, representativa da região radiografada.

Sem dúvida que o grande objectivo da radiologia para diagnóstico é a produção de imagens com várias regiões de diferentes tonalidades e dimensões, que permitam a identificação inequívoca das estruturas anatómicas do paciente, representadas na imagem, bem como da eventual existência de patologias [54].

Em medicina dentária, as radiografias dentárias são usadas, geralmente, para:

- Detectar problemas estomatológicos, como cáries, perdas ósseas, e outras anomalias nas estruturas dentárias e maxilares (ortodontia);
- Preparação de cirurgias maxilares faciais;
- Detectar dentes que estejam em posições incorrectas;
- Detectar tecidos malignos e abscessos;
- Avaliar a evolução do processo de dentição definitiva em crianças;
- Planear tratamentos dentários, assim como cirurgias e implantes;
- Planear tratamentos de ortodontia para corrigir a posição dos dentes e maxilares.

As radiografias dentárias são representações fidedignas dos dentes, dos ossos que constituem os maxilares e dos tecidos envolventes. Estas imagens evidenciam e possibilitam a identificação de problemas estomatológicos. Uma imagem desta natureza pode mostrar estruturas dentárias ocultas, como raízes, dentes fracturados, terceiros molares (siso), perda de tecido ósseo, assim como todas as estruturas que não sejam visíveis por observação directa [70]. Pode-se dizer que as radiografias dentárias são um meio complementar ao diagnóstico, que permite uma melhor identificação de problemas que não sejam visíveis externamente devido à sua localização, como por exemplo regiões entre os dentes e regiões abaixo das gengivas [31].

Actualmente, as radiografias dentárias são usadas na maioria dos tratamentos efectuados, de modo a facilitar e tornar mais rigorosas as decisões que os dentistas, eventualmente, tenham de tomar. Esta é a tecnologia com a qual os clínicos dentários estão mais familiarizados, em termos de análise e interpretação de imagem.

No que respeita à exposição do paciente e dos clínicos à radiação, existe a consciência da existência de um risco mínimo para as células ou tecidos expostos. No entanto, esse risco é considerado insignificante quando comparado com os benefícios inerentes ao diagnóstico [70]. Este é dos temas que mais preocupa os investigadores, e com a modernização e o uso da tecnologia digital usada nos aparelhos e dispositivos de detecção, proporcionam-se condições para adquirir melhores imagens com menor taxa de exposição à radiação.

2.2 Conceitos de Formação da Imagem Radio-Odontológica

Os raios X usados em diagnóstico médico são produzidos a partir do bombardeamento de eléctrodos com feixes de electrões de elevada energia cinética [55]. Tal como referido anteriormente, as características dos raios X usadas nas diferentes técnicas radiológicas são obtidas, essencialmente, pela variação da energia cinética dos electrões e pela densidade de corrente dos feixes de electrões [54]. A figura 2.1 ilustra o esquema simplificado da constituição de uma ampola de raios X.

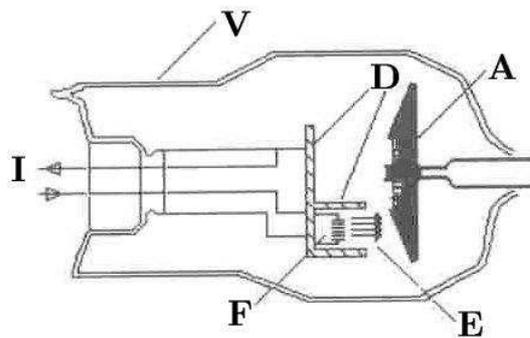


Figura 2.1: Corte esquemático de uma ampola de raios X (Adaptado de Pedroso de Lima [54]). (A - Ânodo; D - Eléctrodo de Focagem; E - Electrões; F - Filamento; I - Intensidade de corrente de filamento; V - Parede de vidro.)

A ampola de raios X é formada por paredes de vidro (V), e é caracterizada pelo vácuo elevado ($< 10^{-6}mmHg$). No interior da ampola existe um filamento de tungsténio (F), um dispositivo de focagem (D) e um ânodo (A). O filamento é ruborizado por efeito de Joule gerado pela corrente (I) que o atravessa. Entre o ânodo e o filamento é aplicada uma diferença de potencial que varia de 20 kV a 150 kV [54].

Os electrões (E) emitidos pelo filamento (por efeito termoiónico) são acelerados no campo eléctrico existente entre A e F, incidindo numa área mínima do ânodo, devido à acção do eléctrodo de focagem (D), libertando a maior parte da sua energia cinética sob a forma de calor. Apenas uma pequena fracção da energia é emitida sob a forma de energia electromagnética X [54]. Na figura 2.2 está ilustrado o espectro típico da energia emitida por uma ampola de raios X.

Em radiologia odontológica, a espessura de tecido e a distância foco-filme são tipicamente pequenas, daí que os aparelhos usados em radiografias dentárias intraorais sejam de baixa

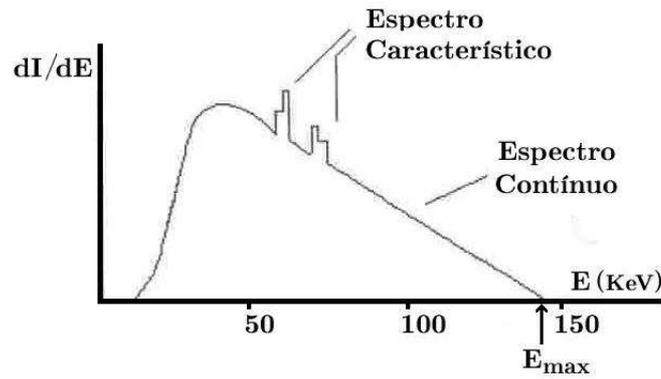


Figura 2.2: Espectro típico da energia emitida por uma ampola de raios X (Adaptado de Pedroso de Lima [54]). (dI/dE - intensidade relativa do feixe por unidade de energia; E_{max} - energia máxima do feixe de fótons).

potência. Neste tipo de radiografias usa-se um filme protegido da luz, com dimensões padrão de 2.2×3.5 , 2.4×4 , 3.1×4 ou $2.7 \times 5.4 \text{cm}^2$, introduzido na cavidade bucal e em contacto com a zona a radiografar [55].

Efectivamente, os aparelhos de raios X possuem uma ampola com um dispositivo cónico de limitação do feixe, usado para diminuir a dose de radiação no paciente e nos radiologistas e dentistas. Este dispositivo deve ser colocado externamente e próximo da face do paciente com o feixe dirigido para a região da película, previamente introduzida.

Na figura 2.3 pode-se ver a ilustração de um aparelho de raios X dentários com cone de limitação do campo.

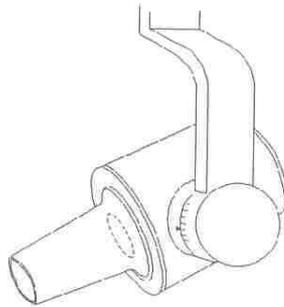


Figura 2.3: Aparelho de raios X dentários com cone de limitação do campo (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

Os sistemas de aquisição de imagens de raios X podem ser classificados em dois tipos, tendo em conta os princípios físicos usados na detecção dos raios X. Os sistemas de raios X analógicos ou convencionais, em que a imagem é formada numa película de filme e os sistemas de raios X digitais, que permitem a produção e visualização das imagens directamente num monitor.

Ambos os métodos possuem as suas vantagens e desvantagens, e a escolha por um deles pode não ser imediata porque depende muito das preferências dos dentistas. Estas preferências

resultam da conjugação de diversos factores, nomeadamente a formação e a experiência do dentista, a idade, o espírito de inovação e modernização, o nível de dificuldade do diagnóstico, os custos, questões ecológicas e ambientais, entre outros.

Nesta secção são estudados os sistemas de aquisição analógicos e os digitais. Serão abordados os conceitos de formação da imagem em cada um dos sistemas, as principais aplicações e algumas vantagens e desvantagens. Numa fase posterior, são apresentados alguns dispositivos usados para a visualização deste tipo de imagens.

2.2.1 Sistemas Analógicos

Os sistemas analógicos de aquisição de imagens de raios X são também, frequentemente, designados por sistemas convencionais, por terem sido os primeiros a serem utilizados. Nestes sistemas usam-se películas de filme para capturar, visualizar e armazenar as imagens das radiografias.

Nestes sistemas, a formação de imagens é composta por duas etapas fundamentais. A primeira etapa resulta da projecção dos fotões do feixe de raios-X, que emanam do paciente, numa película gelatinosa que tem em suspensão partículas finas de sais de prata sensíveis à luz, cujo nome técnico é emulsão [73]. Esta primeira etapa também pode ser designada como um processo fotográfico, que se caracteriza pela produção de uma imagem latente ou oculta.

A segunda etapa é caracterizada por um processo químico que transforma a imagem latente numa imagem visível, apresentada através de variações de densidade óptica, à medida que os iões de prata vão sendo convertidos em prata metálica [5].

As imagens analógicas implicam formalmente um sistema contínuo de coordenadas espaciais, assim como uma gama contínua de tons de cinzento observáveis, variando entre o nível de preto e o nível de branco. Na prática, a natureza do suporte em filme e do processo de visualização, recorrendo normalmente a um negatoscópio, conferem a designação analógica a esta metodologia imagiológica.

Estas imagens permitem distinguir estruturas e tecidos com propriedades distintas, consoante as diferentes tonalidades de cinzento que apresentam, reflexo do tipo de tecidos presentes na região radiografada. Para os dentistas, trata-se de um recurso essencial para a descoberta de cáries ocultas, na avaliação de características odontológicas, bem como, na avaliação das dimensões de uma lesão ou de uma estrutura dentária.

As películas de filme usadas nestes sistemas são pouco eficientes na detecção da radiação, o que obriga a uma exposição, por vezes, elevada à radiação para a formação de uma imagem. Contudo, existem películas de filme que limitam o feixe de radiação a um ângulo recto, reduzindo a exposição à radiação, prática esta que não é utilizada na maioria dos consultórios [73].

O filme radiográfico convencional é utilizado, há muito tempo, como a melhor opção no registo de imagens intraorais. No entanto, apresenta vários inconvenientes que motivam nos investigadores a busca de soluções para a sua substituição. As principais desvantagens da sua utilização são a alta dose de radiação requerida; a variabilidade na qualidade da imagem

obtida; o processamento radiográfico longo; a utilização de produtos químicos; a necessidade de um local próprio para o processamento das radiografias (laboratório); os riscos ambientais; e a impossibilidade de modificar a imagem depois de adquirida [1,2]. As imagens obtidas por este tipo de sistemas são físicas (impressas ou "hardcopy"), e portanto, difíceis de manipular e processar após a sua captura.

Não raramente, os profissionais com mais idade e experiência insistem na utilização dos sistemas analógicos porque se enquadram nos padrões da sua formação inicial, para além dum número considerável de profissionais ainda se mostrar renitente ao uso do computador no seu dia a dia.

Todos os sistemas analógicos, existentes, partilham os princípios físicos inerentes à formação das radiografias. No entanto, existem várias configurações possíveis para os dispositivos do sistema, na captura das imagens, podendo estas classificar-se em radiografias intraorais e radiografias panorâmicas [55].

Radiografias Intraorais

Na aquisição de radiografias intraorais, a fonte de raios X e a película de filme permanecem imóveis durante o disparo. As radiografias intraorais poderão ser adquiridas por uma de duas técnicas possíveis. A técnica da bissecção e a técnica do paralelismo ou também conhecida por técnica do ângulo recto.

Na técnica da bissecção, o raio central, **C**, do feixe dos raios X é dirigido ao vértice, **V** do dente, perpendicularmente à bissetriz, **B**, do ângulo formado pelo eixo maior do dente, **L** e a película do filme, **F** [55]. Na figura 2.4 está ilustrada a configuração da técnica da bissecção.

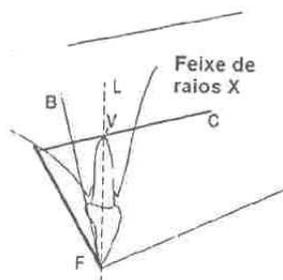


Figura 2.4: Técnica da bissecção (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

Na técnica do paralelismo, o filme e o eixo maior do dente são alinhados paralelamente e de modo a que o raio central passe pelo ponto médio do dente, perpendicularmente ao eixo do dente e ao filme [55]. Na figura 2.5 está ilustrada a configuração da técnica do paralelismo ou do ângulo recto. Todavia, esta técnica necessita de um dispositivo para o suporte e colocação do filme, tal como está ilustrado na figura 2.6. Ao invés, na técnica da bissecção, o paciente tem de segurar o filme com um dedo.

Relativamente à distorção da imagem, a técnica do paralelismo apresenta valores mais moderados do que a técnica da bissecção. No entanto, há que considerar as ampliações que variam com a relação entre a distância foco-filme e objecto-filme. A necessidade de longos

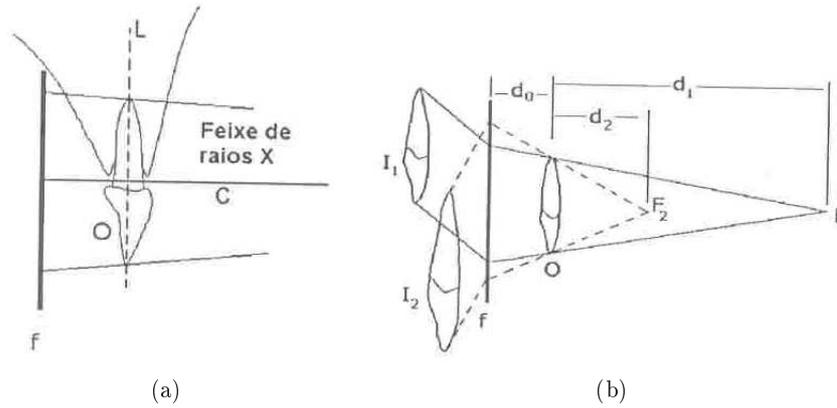


Figura 2.5: Técnica do paralelismo ou do ângulo recto (Retirado de Pedroso de Lima [55]). (a) Aspectos gerais; (b) Ampliação para diferentes relações entre a distância foco-filme e objecto-filme.

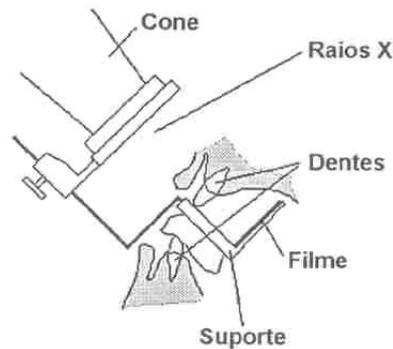


Figura 2.6: Dispositivo para suporte e colocação do filme (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

tempos de exposição para a captura de uma imagem, pode ser um motivo para o movimento involuntário do paciente, causando distorções na imagem. Deste modo, a qualidade final da imagem é prejudicada.

Radiografias Panorâmicas

Tal como indica o próprio nome, uma radiografia panorâmica fornece a informação geral de toda a arcada dentária. Este tipo de radiografias sustenta uma grande parte dos procedimentos usados na cirurgia odontológica, a avaliação do progresso de tratamentos de ortodontia, bem como, informações sobre o crescimento e desenvolvimento dentário infantil. A solicitação deste tipo de radiografia, é uma prática comum usada pelos dentistas, tanto na fase inicial como no controlo dos tratamentos dentários.

É frequente a designação deste tipo de radiografia como ortopantomografia. No entanto, trata-se de uma designação errada, visto não se tratar de uma tomografia mas sim de uma radiografia com movimento de rotação, pelo que se obtêm projecções e não cortes [55].

A aquisição das imagens das radiografias panorâmicas é caracterizada pela rotação quer

do filme, quer da ampola de emissão dos raios X. Esta rotação permite evidenciar planos da anatomia dentária. O resultado final deste processo são imagens radiológicas dos maxilares com partes curvas planificadas, mostrando os dentes e parte óssea até às articulações temporomandibulares [55].

Note-se que existem vários tipos de sistemas panorâmicos, baseados em princípios distintos, originando imagens com algumas características distintas. As diferenças entre os sistemas referem-se, sobretudo, ao número de centros de rotação entre a ampola e o filme.

O autor Pedroso de Lima [55] apresenta, na sua obra, quatro modalidades para os sistemas de radiografias panorâmicas:

- Técnica do único centro de rotação;
- Técnica do duplo centro de rotação;
- Técnica do triplo centro de rotação;
- Técnica do centro de rotação móvel.

Nas figuras 2.7 a 2.10 estão ilustrados os métodos apresentados pelo autor, apontando o método do centro de rotação móvel como o mais vantajoso, na visualização com qualidade da parte posterior do maxilar.

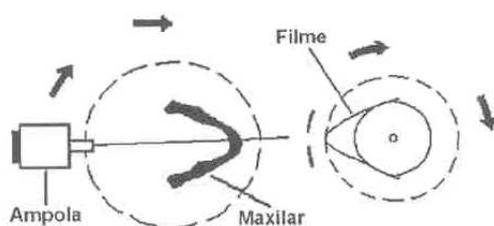


Figura 2.7: Técnica do único centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

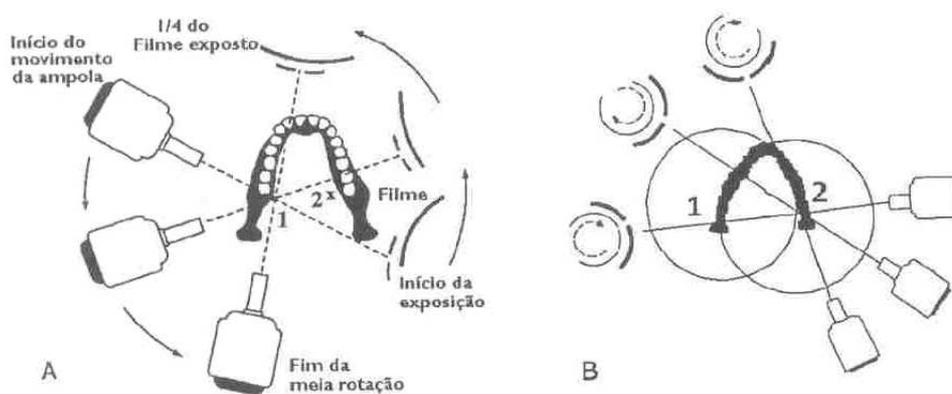


Figura 2.8: Técnica do duplo centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

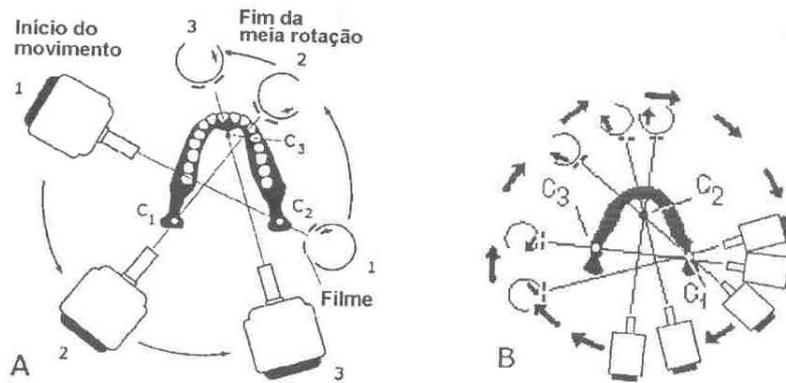


Figura 2.9: Técnica do triplo centro de rotação (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

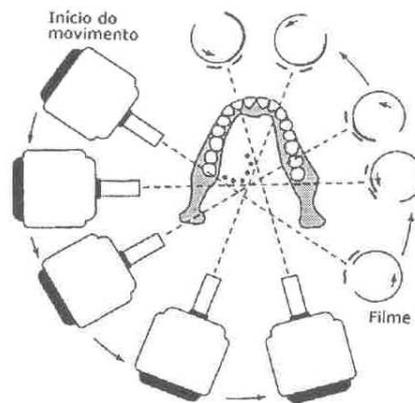


Figura 2.10: Técnica do centro de rotação móvel (Retirado de Pedroso de Lima [55]).

2.2.2 Sistemas Digitais

A radiografia digital foi introduzida em 1989 como alternativa às radiografias convencionais baseadas em películas de filme [74]. Os sistemas digitais de raios X são o avanço mais recente na imagiologia dentária, e aos poucos vão sendo adoptados pelos profissionais da área. Assim, as radiografias dentárias são captadas e inseridas em bases de dados digitais para consultas e processamentos posteriores.

Independentemente do suporte físico, a imagem resultante tem uma organização discretizada tanto no domínio espacial como no domínio tonal. Decorre desta organização o conceito de elemento de imagem ou pixel.

A protecção dos pacientes e radiologistas face aos raios ionizantes constitui uma preocupação dos fabricantes e utilizadores dos aparelhos de raios X. A utilização, cada vez mais frequente, dos meios informáticos veio viabilizar a aquisição de imagens para diagnóstico. O processo de aquisição exige uma menor dose de radiação e torna-se menos agressivo para o meio ambiente, uma vez que é eliminada a fase de processamento radiográfico (revelação da radiografia em filme) [2].

O contraste radiográfico resulta da diferença de absorção dos fotões diferentes estruturas anatómicas atravessadas pela radiação. Numa imagem digital cada pixel pode assumir valores de cinzento organizados numa escala com, tipicamente, 256 níveis. A conversão analógico-digital faz a transposição da voltagem de saída analógica em valores numéricos do sistema binário. Assim, o sinal de saída deste tipo de sistemas é convertido numa escala numérica que varia de 0 (preto) a 255 (branco) consoante o valor da voltagem.

A gama dinâmica de níveis de cinzento está relacionada naturalmente com a resolução de contraste que cada modalidade de imagem pode proporcionar. No caso da radiologia odontológica digital à semelhança dos outros casos a resolução tonal está associada a uma escala de 256 níveis recorrendo-se pois aos tradicionais 8 bits/pixel na fase de quantização do sinal.

Actualmente, o mercado odontológico disponibiliza dois tipos de sistemas para a aquisição de radiografias dentárias digitais, classificados com base na técnica de detecção dos raios X usada. Estes podem ser denominados por sistemas de aquisição directa e sistemas de aquisição indirecta.

Nos sistemas directos usam-se detectores que produzem directamente um sinal eléctrico a partir da absorção dos raios X. Os detectores estão acoplados a um conversor analógico-digital (ADC) que após varrimento espacial apropriado converte o sinal eléctrico na imagem digital [73].

Nos sistemas indirectos, os raios X são absorvidos por um dispositivo óptico intermediário que transforma a radiação X incidente em radiação luminosa. Esta por sua vez é convertida num sinal eléctrico e respectivo formato digital, após processamento em scanners ópticos a laser [2, 73].

Sistemas de Aquisição Directos

Os sistemas de aquisição directos, também conhecidos por sistemas de aquisição de um estágio, caracterizam-se por permitirem a exibição das imagens directamente num monitor de computador, imediatamente após a sensibilização do sensor pelos raios X. Estes sistemas são, geralmente, constituídos por [73]:

- fonte de raios X;
- sensor electrónico de área com conversão analógica-digital;
- placa de interface digital;
- computador para processamento e arquivo imediato;
- monitor;
- software de visualização;
- impressora (opcional).

Na figura 2.11 está ilustrado um esquema geral da configuração de um sistema de aquisição directa.



Figura 2.11: Configuração geral de um sistema de aquisição directa [73].

Os sensores digitais directos mais usados nestes sistemas são os CCD (*Charge-Coupled Device*) e os CMOS-APS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor - Active Pixel Sensor*).

Os sensores CCD são detectores formados por um circuito integrado constituído por um array de pixeis sensíveis aos raios X ou à luz. A implementação electrónica deste array de pixeis corresponde a um conjunto de condensadores ligados entre si. Geralmente, os pixeis dos sensores CCD estão organizados numa matriz de 512×512 , cujo tamanho de cada pixel é aproximadamente $40\mu m$ [73].

Estes sensores apresentam um volume e uma rigidez consideráveis, quando comparados com as películas usadas nos sistemas convencionais, daí que sejam difíceis de posicionar em

bocas pequenas. Para além disso, o facto de estarem ligados por um cabo eléctrico ao computador dificulta o seu manuseamento [2, 73], sendo esta a principal limitação ao seu uso.

Os sensores CMOS-APS são a última tecnologia no campo dos sensores digitais directos. Externamente, estes sensores são idênticos aos detectores CCD, no entanto, têm a particularidade de usar a tecnologia APS (*Active Pixel Sensor*). Os sistemas que usam a tecnologia APS caracterizam-se por reduzir em cerca de 100 vezes a potência requerida para o processamento de uma imagem, quando comparados com os sistemas homólogos que usam sensores CCD [73]. Para além disso, possuem um custo de fabrico menor.

O uso da tecnologia CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) apresenta algumas vantagens em relação ao uso dos sensores CCD, nomeadamente o *design*, o consumo reduzido de energia, o processo de fabrico e o baixo custo. As características de baixo custo e baixa potência são extremamente desejáveis em aplicações portáteis e em situações onde os aparelhos de raios X convencionais não são possíveis, tais como, hospitais de campanha ou veículos de emergência médica. No entanto, o inconveniente da substituição total dos dispositivos CCD por dispositivos CMOS é o facto de, ainda, ser muito difícil obter imagens com uma qualidade semelhante [79], uma vez que as imagens produzidas usando a tecnologia CMOS apresentam mais ruído e menor área [80], conduzindo à penalização da sua qualidade.

Sistemas de Aquisição Indirectos

Os sistemas indirectos de aquisição de imagens também podem ser designados por sistemas de dois estágios, porque a reprodução das imagens no computador passa necessariamente por duas etapas. A configuração deste tipo de sistema está ilustrada na figura 2.12.

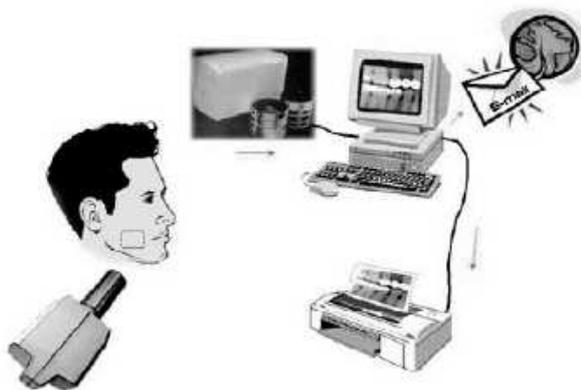


Figura 2.12: Configuração geral de um sistema indirecto de aquisição [73].

As duas etapas contempladas num sistema de aquisição desta natureza são a absorção dos raios X em dispositivos ópticos e a conversão da energia armazenada nesses dispositivos num sinal eléctrico interpretável como uma imagem.

Nestes sistemas indirectos, a captura das imagens é efectuada através de um dispositivo de fósforo fotoestimulável - *Photostimulable Phosphor* (PSP) que consiste numa placa [2], onde a imagem é adquirida sob a forma de informação analógica, sendo numa fase posterior

convertida para digital, após o processamento da placa [73].

A placa usada nestes sistemas é constituída por quatro camadas. A primeira fica do lado a ser exposto e é formada por uma base de poliéster coberta por compostos de haletos cristalinos à base de flúor, haletos de bário impregnado de európio activo ($BaFBrEu^{2+}$). A energia dos raios X é convertida em luz visível, que forma uma imagem latente na segunda camada, na qual a imagem é armazenada por fósforo fotossensível. A terceira camada é uma lâmina de metal que será atraída pelo íman do sistema de leitura óptica. Por fim, a quarta camada consiste num plástico protector [2].

Fazendo um varrimento com um feixe de laser He-Ne (Helio-Neon) direccionado sobre a placa, a energia armazenada é liberta sob a forma de luz azul fluorescente, que é detectada por um tubo foto-multiplicador obtendo-se um sinal eléctrico analógico, que depois de digitalizado possa ser interpretado pelo computador [2,55,73]. Na figura 2.13 está esquematizada a produção de uma imagem digital num sistema indirecto.

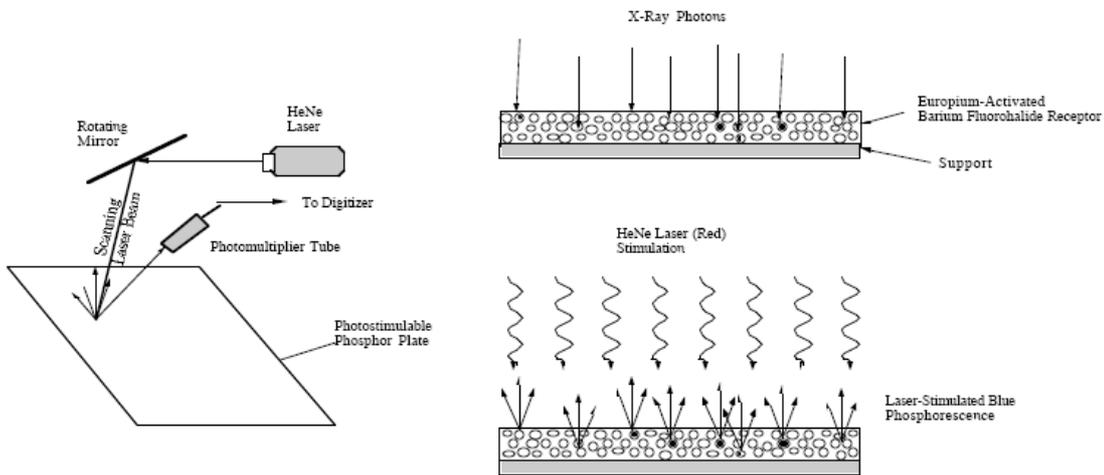


Figura 2.13: Esquema de produção de uma imagem digital num sistema indirecto.

Note-se que nem toda a energia armazenada na placa é liberta durante o processo de varrimento, pelo que será necessário expor a placa à luz directa do sol ou à própria luz do aparelho para eliminar a energia residual (remanescente), e placa possa ser reutilizada [2,73].

A vantagem mais notável neste tipo de sistema é o facto de o receptor PSP ser sem fios, pelo que facilita o seu manuseio e colocação. Estes receptores apresentam um tamanho semelhante ao das películas de filme convencionais. É de extrema importância o uso de barreiras de controlo às infecções porque as placas que gravam a imagem não podem ser esterilizadas, [73].

Análise Global

Existe um conjunto de características que tornam os sistemas digitais de raios X mais vantajosos que os sistemas convencionais. A propriedade mais notável dos sistemas digitais é, talvez, a possibilidade de reavaliação e processamento digital, em computador, das imagens adquiridas. No entanto existem outras propriedades, como a diminuição da dose de radiação

no paciente e a transmissão de dados entre sistemas, que caracterizam estas novas tecnologias em radiologia dentária [55].

Normalmente, os dentistas mais jovens e com mais espírito de inovação são os que mais aderem ao uso das novas tecnologias no seu trabalho, daí que adoptem os sistemas de aquisição digitais. O computador surge aqui como uma ferramenta interessante de armazenamento, processamento e visualização das radiografias dentárias capturadas para cada paciente.

As ferramentas informáticas permitem uma melhor organização do ficheiro do paciente, bem como uma melhor organização no armazenamento das imagens, o que em relação aos sistemas analógicos reduz o espaço físico do arquivo das radiografias.

Tendo em consideração a radiação absorvida pelo paciente durante a aquisição das imagens, o método digital apresenta algumas vantagens pois permite a captura de imagens, com qualidade, e com emissões de radiação menores do que as emitidas pelos métodos analógicos.

As perspectivas iniciais inerentes aos sistemas directos, ou de um estágio, não foram completamente satisfeitas, porque a sua eficiência ficou manifestamente aquém da dos sistemas indirectos, ou de dois estágios. No entanto, em termos gerais, as características mais relevantes dos sistemas digitais usados em radiologia dentária são [55]:

- diminuição da dose de radiação absorvida pelo paciente;
- possibilidade de reavaliação com processamento;
- possibilidade de tratamento dos dados - realce de contraste e obtenção de parâmetros como, distâncias, ângulos, etc., bem como a aplicação de diversos tipos de filtragem;
- possibilidade de mostrar imagens electrónicas em tempo real, eliminando o filme e o tempo de espera do processamento químico;
- possibilidade de utilização de arquivos electrónicos de consulta imediata e com economia de espaço físico. Um exemplo claro desta propriedade, é o facto de ser permitida a consulta imediata, por via electrónica, dos dados alfa-numéricos e de radiografias anteriores do paciente, com possibilidade de comparação com as actuais;
- possibilidade de transmissão da informação directamente ou após armazenamento para outros serviços e/ou instituições de saúde;
- possibilidade de diagnóstico à distância através da comunicação digital;
- possibilidade de utilização de software para apoio ao diagnóstico;
- visualização simultânea da radiografia e de outras imagens, tais como a imagem dos dentes em estudo, obtida através de uma câmara de TV colocada junto do aparelho de raios X.

A lista de vantagens apresentada é esclarecedora das características e da filosofia de funcionamento dos sistemas digitais. Tendo em conta estas características optimistas, impera

a opinião geral, dentro da comunidade odontológica, que as novas tecnologias digitais e a radiografia sem filme serão o futuro da imagiologia com raios X.

No entanto, alguns autores alertam para o facto de também existirem algumas desvantagens ao uso das imagens digitais, nomeadamente o facto de a qualidade de imagem não ser totalmente satisfatória, quando comparada com algumas radiografias convencionais. Para além disso, o custo inicial e o custo da manutenção do equipamento é consideravelmente elevado, ficando ainda restrito às grandes clínicas e aos grandes centros de diagnóstico por imagens [2]. No entanto é previsível que estes factores percam relevância se os custos da tecnologia dos sensores descer.

2.2.3 Visualização

As radiografias dentárias são produzidas para serem visualizadas e analisadas, de modo a auxiliar os dentistas no diagnóstico de diversas patologias. Assim, a visualização constitui a última instância do processo de aquisição e análise de radiografias dentárias.

O acto de visualizar uma imagem consiste na percepção, interpretação, análise e compreensão dos dados e informação nela representados. Dado que as radiografias dentárias contêm informação referente à estrutura dentária e às suas características, a visualização de imagens deste tipo permite a identificação das estruturas dentárias radiografadas e eventuais anomalias na sua formação.

As radiografias assumem o papel de meios complementares de diagnóstico e tratamento (MCDT), pelo que se exige que o seu processo de visualização seja desempenhado em boas condições, e não distorça a informação nelas representada.

As condições de visualização de uma imagem não se restringem apenas aos dispositivos usados, mas também ao meio envolvente, assim como às características pessoais e subjectivas inerentes ao observador humano. É essencial, para um bom diagnóstico, a existência de contraste luminoso moderado.

Em radiologia dentária são usados dois tipos de dispositivos para a visualização das radiografias. O negatoscópio e o monitor de computador, conforme as imagens sejam provenientes dos sistemas de aquisição analógicos ou dos sistemas digitais, respectivamente.

O negatoscópio é um dispositivo semelhante a uma caixa que possui uma superfície transparente e uma lâmpada fluorescente de luz branca no seu interior. Este dispositivo permite a visualização das radiografias convencionais (reveladas em filme), uma vez que ao serem colocadas sobre a superfície transparente, a incidência da luz torna as imagens mais perceptíveis. Na figura 2.14 está ilustrado o exemplo de um negatoscópio usado em radiologia dentária.

As condições de visualização nos negatoscópios são importantes para uma correcta interpretação das imagens usadas para o diagnóstico. Embora se reconheça a necessidade de negatoscópios com maior intensidade luminosa, o nível de luz no ambiente é também importante, devendo manter-se abaixo de 50 lux, a fim de obter um contraste luminoso adequado ao diagnóstico [63].

Relativamente aos monitores usados na visualização das imagens digitais, não existem



Figura 2.14: Ilustração de um negatoscópico usado em radiologia dentária.

grandes restrições, uma vez que a maioria dos monitores actuais reúnem as características exigidas para uma boa visualização, isto é, resolução igual ou superior a 1024 x 768 pixels, ecrã plano, dimensões iguais ou superiores a 17" [73].

Tendo em conta os cuidados exigidos na aquisição das imagens, e com a consciência de que as imagens se destinam a complementar os diagnósticos, é importante garantir a continuidade desses cuidados na visualização das imagens, usando dispositivos que repliquem as imagens geradas de modo fidedigno, sem que existam distorções nem artefactos. Não interessa adquirir imagens com uma qualidade soberba, se os dispositivos de visualização não alinharem pelo mesmo prisma.

A qualidade do diagnóstico está assim dependente, entre outros factores, dos sistemas de aquisição e dos dispositivos utilizados na visualização das imagens.

2.3 Tipos de Radiografias Dentárias

As radiografias dentárias são parte integrante de um exame dentário, sendo consideradas como o principal meio complementar ao processo de diagnóstico. Na secção anterior (2.2) foram apresentados vários métodos de aquisição de radiografias dentárias. Independentemente do método usado na aquisição da imagem, actualmente existem vários tipos de radiografias dentárias, usadas no diagnóstico por imagem. A sua diferenciação está relacionada com o tipo de estruturas que representam.

A escolha de um tipo específico de radiografia é inerente à sua finalidade, ou seja, depende do tipo de patologias que se pretendem diagnosticar (avaliar). Os tipos de radiografias mais usados, em Odontologia, são designados por [31, 70]:

- Radiografias Periapicais;
- Radiografias Interproximais;
- Radiografias Oclusais;
- Radiografias Panorâmicas.

Nas subsecções seguintes, será feita uma breve apresentação de cada um destes tipos de radiografia, acompanhada de um exemplo e das suas principais aplicações.

2.3.1 Radiografias Periapicais

As radiografias periapicais são caracterizadas por mostrarem os dentes em toda a sua extensão, desde a coroa até à raiz, bem como, o osso envolvente à raiz. Tratando-se de imagens 2D, a representação do osso corresponde apenas à parte lateral dos dentes.

Este tipo de radiografias é amplamente usado no diagnóstico de doenças periodontais, caracterizadas pela perda de massa óssea. O seu uso é também frequente na detecção de anomalias da raiz, quistos, tumores ósseos e abscessos.

As imagens, representativas deste tipo de radiografias, permitem um nível de detalhe adequado ao diagnóstico e planeamento de tratamentos nos canais da raiz e nos procedimentos de restauro da coroa [31].

A adesão em massa a este tipo de radiografias deve-se, na generalidade dos casos, à simplicidade de execução do exame radiográfico, não havendo necessidade do posicionamento correcto da cabeça do paciente, ao menor grau de ampliação da imagem radiográfica, e ao facto de ser um exame radiográfico padronizado, possibilitando a obtenção de radiografias iguais, em épocas diferentes.

Na figura 2.15 está ilustrado um exemplo deste tipo de radiografia dentária.



Figura 2.15: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo periapical.

2.3.2 Radiografias Interproximais

As radiografias interproximais são similares às radiografias periapicais, com a nuance de mostrarem apenas a região da coroa das estruturas dentárias, ao invés de toda a extensão do dente. Normalmente, uma radiografia deste tipo é caracterizada por representar os dentes dos dois maxilares em simultâneo, na mesma imagem.

O uso deste tipo de radiografias é frequente no diagnóstico de patologias localizadas, essencialmente, na região da coroa, como as cáries dentárias situadas nos espaços intradentais, na detecção da formação de tártaro e placa bacteriana, entre outras. Contudo, este tipo de imagens também pode permitir a visualização da perda de massa óssea dos dentes, daí que também seja usado no diagnóstico de doenças periodontais [31].

Na figura 2.16 está ilustrado um exemplo deste tipo de radiografia dentária.



Figura 2.16: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo interproximal.

2.3.3 Radiografias Oclusais

As radiografias oclusais são caracterizadas por mostrarem toda a arcada dentária dos maxilares, na mesma imagem [31]. Este tipo de radiografias é o menos usado em diagnóstico, sendo normalmente usadas para visualizar:

- a ordem de erupção dos dentes permanentes, em crianças;
- dentes inclusos e supra-numerários;
- raízes residuais e corpos estranhos;
- fracturas dos maxilares;
- anomalias dos maxilares;
- grandes áreas patológicas;
- tratamentos ortodônticos.

Na figura 2.17 está ilustrado um exemplo deste tipo de radiografia dentária.

2.3.4 Radiografias Panorâmicas

As radiografias panorâmicas são caracterizadas por permitirem a visualização global dos dois maxilares, numa só imagem. Normalmente, este tipo de radiografia é efectuada na primeira visita ao dentista quando este pretende obter uma visão global de toda a estrutura dentária do paciente.

Este tipo de radiografias tem grande utilização no fabrico de próteses, em ortodontia, em cirurgia, e no diagnóstico e acompanhamento de casos patológicos. Esta técnica permite



Figura 2.17: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo oclusal.

a visualização numa única imagem de: arcadas dentárias, superior e inferior; seios maxilares; fracturas; avaliação de tratamentos ortodontais; formação e desenvolvimento dos dentes; avaliação periodontal; avaliação de implantes e próteses, bem como do tecido ósseo de suporte. Na figura 2.18 está ilustrado um exemplo de uma radiografia dentária do tipo panorâmica.



Figura 2.18: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo panorâmica.

O uso deste tipo de radiografias apresenta algumas vantagens e desvantagens [31]. Como vantagens destaca-se o facto de:

- ser um exame bastante útil e prático para complementar o exame clínico, permitindo diagnosticar problemas dentários e dos ossos da face;
- permitir a visualização todos os dentes em simultâneo, inclusive os que ainda não nasceram;
- exigir uma pequena dose de radiação no paciente (cerca de 1/3 das radiografias periapicais).

Provavelmente, a maior desvantagem deste tipo de radiografias é o facto de não ser possível a obtenção de imagens com o mesmo nível de detalhe das radiografias periapicais e interproximais.

2.4 Qualidade Expectável em Radiografias Dentárias

Em secções anteriores foram apresentados alguns conceitos inerentes à formação de radiografias dentárias, bem como os sistemas de aquisição e de visualização deste tipo de imagens. Também foram apresentados os vários tipos de radiografias dentárias e as suas principais aplicações.

Nesta secção será aborda-se o tema da qualidade expectável para as radiografias dentárias, tendo em consideração o processo de aquisição utilizado e o tipo de imagem daí resultante. O conceito de qualidade de imagem médica está relacionado com o nível de exactidão (precisão) com que um sistema imagiológico reproduz a imagem de uma estrutura ou objecto [87]. Este conceito é fundamental na avaliação dos sistemas de imagem médica.

A qualidade requerida para uma imagem médica depende obviamente da sua finalidade. Em particular, as radiografias dentárias são usadas, preferencialmente, para representar estruturas dentárias e todo o tecido envolvente, constituindo o principal meio de complemento ao diagnóstico em Odontologia.

A degradação de uma imagem pode ocorrer durante a captura, transmissão e processamento. Na criação de imagens para visualização e análise, a quantização dos níveis de cinzento numa imagem pode originar o aparecimento de sombras, de artefactos e de falsos contornos. Os processos de captura e processamento de imagens devem contemplar conceitos relacionados com a percepção visual humana, que se conhece sensível ao contraste, à acuidade, à detecção de descontinuidades e à cor [89]. Este requisito deve-se ao facto de, em última instância, a imagem poder ser analisada por um observador humano ou por um método de análise digital.

A qualidade da imagem médica é determinada pelo método de radiodiagnóstico (Raios X, US, TC, RM, etc.), pelas características do equipamento e pelos ajustes efectuados pelo imagiologista. Tal como na generalidade das imagens, a qualidade das radiografias dentárias, em particular, pode ser avaliada pela conjugação dos seguintes factores: contraste entre regiões vizinhas; ruído; homogeneidade; resolução espacial; existência de artefactos e distorção [25,87].

Existem várias métricas usadas para avaliar os sistemas de radiologia odontológica. Estas métricas baseiam-se numa série de parâmetros físicos de qualidade que podemos associar aos sistemas de aquisição de imagem. Os principais parâmetros usados para a avaliação da qualidade das imagens produzidas por estes sistemas são: função de transferência de modulação (MTF) do detector, função de espalhamento de ponto (PSF) do detector, curva sensitométrica, factor gama, densidade espectral de potência (NPS) do detector, uniformidade integral, espalhamento da uniformidade diferencial, relação sinal/ruído integral, ruído quântico equivalente (NEQ) e eficiência na detecção de quanta (DQE). Por exemplo, os parâmetros NEQ e DQE elevados indicam que o sistema é melhor para resolução de detalhes em baixo contraste e permite uma grande redução da dose de radiação. [4].

Existem sistemas integrados que permitem efectuar uma avaliação automática e objectiva de sistemas de radiologia digital odontológica. Albuquerque et. al. [4] propôs, no seu trabalho, um sistema integrado composto por um conjunto de fantasmas específicos para radiologia digital odontológica intra-oral que permite avaliar as imagens geradas por alguns

sistemas de aquisição, existentes no mercado, através da medição dos parâmetros físicos de qualidade referidos anteriormente. Neste tipo de avaliação de qualidade é comum ser efectuada a comparação de uma imagem $f(x, y)$, a avaliar, com uma imagem de referência (fantoma), $g(x, y)$ [89].

Independentemente do método e do sistema usados para capturar as imagens digitais, podem ser aplicadas várias técnicas para melhorar a qualidade das imagens, como a alteração da densidade e do contraste da imagem; o uso de filtros para minimização de ruído; a inversão da escala de cinzento; a ampliação; o uso de escalas de pseudo cor [73].

A preocupação mais recente dos fabricantes de *software* é o desenvolvimento de funcionalidades que usem estas técnicas de melhoramento da qualidade perceptível da imagem, para apoiar os dentistas na análise das radiografias dentárias usadas no diagnóstico.

Relativamente às radiografias dentárias usadas neste estudo, pode-se referir que estas apresentam uma qualidade aceitável para o exame visual, onde os dentistas identificam as estruturas dentárias sem grande dificuldade. Mas, no entanto, as fronteiras entre a raiz e o tecido ósseo, por vezes, não estão bem definidas, podendo comprometer o desempenho das técnicas de segmentação usadas para identificar os dentes e as suas características. Assim sendo, sugere-se o uso de técnicas de pré-processamento para minimizar o ruído e/ou aumentar o contraste, preparando as imagens para o processo de segmentação. Ao evidenciar as discontinuidades existentes entre as estruturas representadas na imagem, produz-se informação útil para os métodos de segmentação, no processo de identificação de contornos.

Em estudos realizados [38, 67, 96], concluiu-se que o desempenho de algumas técnicas de segmentação aplicadas a radiografias dentárias melhora significativamente, se estas tiverem sido previamente sujeitas a pré-processamento para aumento do contraste.

Nesta dissertação propõe-se um *pipeline* para o processo de análise e processamento de imagens médicas em geral, e em particular para as radiografias dentárias. A figura 2.19 ilustra o *pipeline* proposto.

O *pipeline* proposto é composto por cinco etapas: aquisição; pré-processamento; segmentação e análise; classificação de estruturas e validação de resultados.

A etapa de aquisição é obviamente a primeira a surgir no processo, na qual a imagem é capturada e armazenada em computador. Segue-se a etapa de pré-processamento que constitui o primeiro tratamento à qual a imagem é submetida. Esta etapa tem o objectivo de aumentar o contraste da imagem, de forma a realçar as fronteiras entre a raiz e o tecido ósseo envolvente, preparando a imagem para a etapa de segmentação subsequente.

A segmentação e análise constitui uma das etapas mais importantes do *pipeline* e é dedicada à identificação dos dentes e respectivos contornos. Segue-se a etapa de estimação de parâmetros morfológicos com o objectivo de avaliar a perda de massa óssea dos dentes, determinada a partir da informação proveniente dos contornos identificados na etapa anterior. Esta etapa permite também a confirmação do diagnóstico e avaliação de patologias dentárias passíveis de serem identificadas no processo de análise da imagem.

A etapa final do *pipeline* é destinada à validação dos resultados obtidos nas fases anteriores. Neste estudo, a validação dos resultados é realizada por parte dos dentistas, conjugando a

análise visual da imagem com os resultados produzidos pela análise digital efectuada à imagem.

Os temas introduzidos neste *pipeline* serão abordados em detalhe, em secções próprias, ao longo desta dissertação.



Figura 2.19: *Pipeline* do processo de análise de radiografias dentárias.

2.5 Sistemas de Software Odontológico

No cenário clínico actual inerente à Odontologia assiste-se, com cada vez mais proeminência, à adopção de sistemas informáticos para a organização e automatização de algumas tarefas do dia a dia, nomeadamente de gestão dos pacientes, agendamento de consultas, facturação e armazenamento de imagens referentes a exames clínicos. Existem alguns sistemas que apresentam adicionalmente pequenas funcionalidades de processamento de imagem.

No universo das aplicações de software odontológico, algumas são distribuídas com os respectivos sistemas de aquisição de radiografias digitais, outras são independentes dos sistemas de aquisição.

Já anteriormente foi referido que, um dos objectivos finais deste trabalho é a implementação de um sistema de informação e processamento para radiologia odontológica. O título da presente dissertação também é sugestivo deste objectivo. Assim, o focus principal deste sistema centra-se essencialmente em funcionalidades de processamento e análise de radiografias

dentárias digitais ou digitalizadas, com aplicação prática e específica no estudo da periodontite. Saliente-se ainda que, não sendo o focus principal do sistema, este também apresenta funcionalidades ao nível da gestão de pacientes e respectivo arquivo de radiografias dentárias.

O sistema aqui apresentado representa uma solução dedicada ao estudo específico da periodontite, através da avaliação da perda de massa óssea obtida das radiografias dentárias. Antes de prosseguir com a descrição dos vários temas abordados durante a realização do presente estudo, é importante apresentar algumas soluções de software, existentes no mercado, para esta área de negócio. Assim, nesta secção será apresentada uma selecção de sistemas existentes no mercado actual, assim como as principais características e funcionalidades. Esta abordagem tem a finalidade de justificar a pertinência do tema escolhido para a dissertação e comparar funcionalidades entre sistemas.

De entre o universo de sistemas, encontrados na pesquisa, foram seleccionados para serem aqui apresentados os seguintes: Kodak Dental Imaging Software, Emago 5, Dental Office, Dentrrix, ImaginaSoft, DentalPro, MiPACS Dental Enterprise Solution e Biodente. Segue-se uma breve alusão acerca das funcionalidades de cada um deles.

A aplicação Kodak Dental Imaging Software [49] é distribuída com os sistemas de aquisição da mesma marca. Esta ferramenta incorpora funcionalidades de gestão de pacientes e funcionalidades de processamento, gestão, visualização e impressão de imagens dentárias. Todas estas funcionalidades estão integradas numa interface amigável com o utilizador. No que se refere ao processamento de imagem, destacam-se as funcionalidades de manipulação do brilho e do contraste, uso de filtros para minimização do ruído, *zoom*, medição de distâncias, inversão do mapa de cores (negativo), análise de densidade óssea e possibilidade de realizar anotações na imagem.

A ferramenta Emago 5 [26] é um software de diagnóstico usado na radiologia oral e maxilo-facial. Esta ferramenta possui uma colecção de funcionalidades de gestão e análise de imagem, suportando vários formatos (BMP, TIFF, JPEG, DICOM, etc.). As funcionalidades de processamento são idênticas às outras ferramentas aqui referidas, como o ajuste de contraste, inversão do mapa de cores, redução de ruído, correcção de cor e medições de ângulos e distâncias.

O software odontológico Dental Office [18] tem vindo a ser desenvolvido e actualizado há vários anos, encontrando-se actualmente disponível a versão 2007. Este apresenta soluções para a gestão de clínicas dentárias, desde a gestão de pacientes, agendamento, gestão de pessoal, edição de procedimentos e planos de tratamentos, emissão de prescrições e atestados. O sistema incorpora ainda, uma galeria de imagens associadas a cada paciente, sobre as quais são permitidas algumas operações de edição e manipulação (ampliação e redução).

A ferramenta Dentrrix Image [20] é uma ferramenta idêntica às anteriores, contemplando também funcionalidades de manipulação do contraste, rotação, *flipping* e visualização de radiografias dentárias. Este sistema de software é distribuído com os sistemas DENTRIX, daí que também possua funcionalidades de aquisição de imagens.

A empresa de desenvolvimento de software ImaginaSoft Sistemas de Informação e Multimédia [42], possui um leque de aplicações nesta área, como por exemplo o NewSoft Dente

que está presente em mais de 600 clínicas dentárias em Portugal. Esta ferramenta permite a gestão integrada de uma clínica dentária, assim como a interacção com outros módulos complementares a adquirir separadamente. Estes módulos complementares têm aplicações nas áreas da ortometria, implantologia e estudos laboratoriais. Adicionalmente o módulo Dental View complementa toda a gama destes produtos, possibilitando a apresentação de animações tridimensionais que permitem explicar em detalhe algumas intervenções a realizar.

O software DentalPro [19] segue a linha dos restantes sistemas aqui apresentado, possuindo características ao nível da gestão dos pacientes, ficha de anamnese, odontograma, controlo de placa bacteriana, emissão de prescrições, atestados e outros impressos, orçamentos e controlo de pagamentos, arquivo e processamento de imagens (zoom, rotação, desenhos e anotações).

A solução MiPACS Dental Enterprise [60] possui funcionalidades de aquisição, visualização e armazenamento de imagens dentárias, em que o pacote inerente à visualização incorpora algumas funcionalidades de processamento e análise de imagem, como: ajuste de brilho e contraste, inversão do mapa de cores, manipulação do histograma, redução de ruído, saliência de arestas, funções de zoom, medições de distâncias lineares e possibilidade de realizar anotações.

O software Biodente [8] também é uma aplicação odontológica com funcionalidades inerentes à visualização de imagem. Adicionalmente, apresenta alguns módulos gráficos que permitem a visualização do odontograma, análise periodontal, índice de placa bacteriana, índice de cárie, assim como edição e visualização de relatórios.

Analisando a descrição dos sistemas seleccionados nesta secção, depreende-se que na generalidade todos eles apresentam funcionalidades idênticas, nomeadamente relativamente ao armazenamento, organização e algum processamento de radiografias dentárias. O facto de todos os sistemas possuírem funcionalidades direccionadas à imagem, vem reforçar a ideia de que as imagens dentárias em geral, e em especial as radiografias dentárias são o meio mais usado no complemento ao diagnóstico e tratamento de patologias do foro estomatológico.

Na globalidade, as funcionalidades de processamento contempladas nestes sistemas representam as operações mais simples e gerais que se podem aplicar às imagens, pese embora o facto de existir uma ou outra aplicação com funcionalidades mais específicas, nomeadamente a detecção de cáries e análise da densidade óssea.

Dada a panóplia de ofertas de mercado para a área da clínica dentária e, como é óbvio, a disparidade dos custos associados a cada uma delas, a opção por uma solução deve ser bem ponderada. A decisão final deve contemplar factores como os custos, assistência técnica, tipo de utilização pretendida, dimensão da clínica, possibilidade de expansão, entre outros de menor relevo.

O sistema proposto e implementado no âmbito deste trabalho, também contempla a generalidade das características de armazenamento, processamento e visualização de radiografias dentárias digitais, assim como a medição de distâncias e ângulos e a visualização do perfil dos níveis de cinzento dos pixels ao longo de um segmento de recta. Adicionalmente este sistema permite a segmentação dentária, ou seja, neste caso, a identificação dos contornos de cada dente, tendo como aplicação específica a determinação dos valores de perda de massa óssea que permitem avaliar o estado de saúde periodontal do paciente. Neste sistema, as funcionalidades

inerentes aos resultados obtidos para a perda de massa óssea também não foram descurados, possibilitando a consulta do histórico de medições associadas a cada paciente, comparação entre datas, visualização de perfis de evolução e exportação dos valores nos formatos XML e XLS. A identificação dos contornos também pode ter utilidade para sustentar uma avaliação à morfologia dentária de cada paciente.

A fundamentação teórica e a descrição técnica das operações de processamento e análise de imagem, implementadas neste sistema, será estruturada nos próximos capítulos. Esta permitirá ao leitor obter uma melhor percepção dos conceitos envolvidos em cada funcionalidade facultada pelo sistema.

Capítulo 3

Melhoria da Qualidade da Imagem

3.1 Introdução

O uso de técnicas de pré-processamento poderá melhorar a qualidade visual da imagem, aumentando o seu contraste e realçando algumas características de interesse, como por exemplo as fronteiras dos objectos ou estruturas nelas representadas. O uso deste tipo de técnicas também facilita a análise e diagnóstico das imagens, quer por exame visual directo, quer assistida por computador.

Assim, pode-se dizer que a principal finalidade do uso de técnicas de pré-processamento é a eliminação de distorções e artefactos, assim como o realce dos objectos, preparando a imagem para o processo de segmentação e análise das estruturas de interesse.

De facto, o uso de técnicas de pré-processamento é muito frequente na análise digital de imagens, uma vez que elimina informação redundante que não é relevante para a análise das estruturas representadas [89].

Neste trabalho pretende-se usar técnicas de pré-processamento de acordo com dois objectivos bem definidos, a minimização do ruído da imagem e a manipulação do contraste da imagem. A escolha das técnicas utilizadas não deve comprometer, de modo algum, a integridade da imagem para também não comprometer o desempenho das técnicas de segmentação a aplicar a jusante.

Não existem receitas, teorias ou métodos únicos e gerais que se ajustem a todos os tipos de imagem [21]. As diferentes modalidades de imagem também apresentam desafios diferentes às técnicas de pré-processamento de imagem, para realce das suas características. Existem métodos de pré-processamento específicos que dependem do tipo de características a analisar.

É comum a categorização dos métodos de pré-processamento, para melhoria da qualidade da imagem, em métodos do domínio espacial e métodos do domínio da frequência [21, 34]:

- Domínio Espacial - Os métodos pertencentes a esta categoria são caracterizados pela manipulação do contraste baseada na informação espacial dos pixels da imagem, isto é, a informação proveniente da distribuição estatística dos pixels de toda a imagem ou de uma região da mesma. Exemplos de métodos do domínio espacial são as transfor-

mações dos níveis de cinzento; o processamento do histograma; o uso de aritmética e de operações lógicas sobre as imagens e o uso de filtros espaciais.

- Domínio da Frequência - Esta categoria engloba métodos de manipulação de contraste baseada na informação extraída das características de frequência da imagem. Como exemplos desta categoria existem os filtros de frequência recorrendo à transformada de Fourier.

Saliente-se no entanto que, a utilização de filtros lineares no domínio espacial, como por exemplo os filtros de média, também têm interpretação no domínio da frequência. Este caso específico pode ser considerado “híbrido” relativamente à categorização apresentada.

A bibliografia, referente à temática do processamento e análise de imagem, revela a existência de uma grande variedade de métodos e de técnicas usados na melhoria da qualidade. Na impossibilidade apresentar todos os métodos de pré-processamento existentes, até porque alguns não se adequam a imagens de radiografias dentárias, neste capítulo serão abordados apenas alguns métodos de pré-processamento aplicados a este tipo de imagens.

O presente capítulo apresenta uma descrição dos métodos de pré-processamento usados neste trabalho. A sua estruturação assenta fundamentalmente em três secções: a minimização do ruído, a manipulação do contraste e o método proposto escolhido por experimentação em imagens de radiografias dentárias.

Na secção referente à minimização do ruído foram abordadas várias técnicas de filtragem, filtros de mediana, filtros de média, filtros gaussianos, e filtros de difusão anisotrópica. Na secção inerente à manipulação do contraste foram abordadas técnicas, tais como: o ajuste de contraste através de uma curva, a equalização do histograma, a equalização adaptativa do histograma com limite de contraste, e o uso de morfologia matemática. Na secção referente ao método de pré-processamento proposto, para aplicar em radiografias dentárias do tipo periapical, apresenta-se a combinação de uma técnica de minimização de ruído com uma técnica de manipulação de contraste.

Finalmente apresentam-se, em modo de conclusão, alguns comentários aos resultados obtidos da aplicação dos métodos descritos a imagens formadas por raios X dentários.

3.2 Minimização do Ruído

Quando se fala em ruído nas imagens, fala-se em variações anormais dos valores de cinzento dos pixels. Estas variações são aleatórias e normalmente indesejadas. A ocorrência de ruído em imagens digitais surge, essencialmente, durante o processo de aquisição/digitalização, por vezes devido à fraca luminosidade ou à velocidade de captura. O ruído também poderá ser introduzido na transmissão das imagens devido aos dispositivos electrónicos usados na comunicação.

Existem técnicas de processamento de imagem, como o uso de filtros, destinadas à minimização do ruído que corrompe as imagens. O uso destas técnicas tem o intuito de melhorar

a qualidade das imagens no sentido de facilitar o funcionamento das técnicas de segmentação aplicadas na sua análise [89].

É comum existir uma classificação destes métodos de acordo com as propriedades da transformação efectuada (linear e não linear). Numa operação linear, os valores dos níveis de cinzento de cada pixel da imagem processada são determinados como uma combinação linear dos níveis de cinzento da vizinhança local do pixel [89].

A aplicação de um filtro a uma imagem consiste numa convolução da imagem com uma máscara pré-definida, em que esta máscara de convolução varia mediante o tipo de filtro e as suas características. Nestes métodos de suavização das imagens as operações efectuadas sobre os pixels têm em conta a sua vizinhança (“contexto” em que se inserem). No caso concreto dos filtros lineares, o valor do nível de cinzento de cada pixel é substituído por um novo valor, determinado de acordo com máscara aplicada à sua vizinhança [21].

Normalmente, as máscaras são definidas por uma matriz quadrada de número ímpar de linhas e colunas, centrada no pixel a processar. Por exemplo 3×3 , 5×5 , 7×7 , ... Na figura 3.1 está ilustrado o exemplo de uma máscara 3×3 de conectividade 4 e 8, respectivamente.

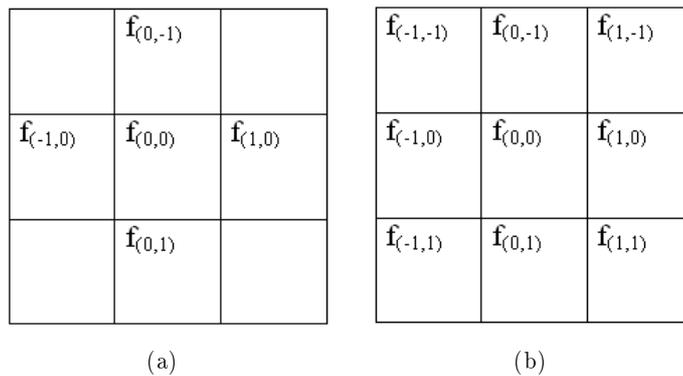


Figura 3.1: Máscaras 3×3 (a) de conectividade 4. (b) de conectividade 8.

A suavização das imagens é definida como a aplicação de métodos de pré-processamento adequados à minimização do ruído, usando a redundância existente nos dados da imagem.

No presente trabalho estudaram-se vários filtros com aplicação em radiografias dentárias: filtro de média, filtro de mediana, filtro gaussiano. Segue-se a descrição de cada um dos filtros estudados.

3.2.1 Filtro de Média

Um filtro de média consiste num método simples e intuitivo de suavização das imagens, reduzindo a variação de intensidades entre os pixels da imagem, e conseqüentemente o ruído.

O mecanismo de funcionamento de um filtro desta natureza é a substituição do valor do pixel da imagem pela média ponderada dos valores dos pixels da sua vizinhança, incluindo ele próprio. Este mecanismo elimina os pixels que não são representativos do contexto da imagem. Normalmente a máscara espacial do filtro (janela) apresenta pesos idênticos para todos os pixels da vizinhança, no entanto, é possível usar máscaras com pesos diferentes [34].

Na figura 3.2 estão representados os valores de cinzento de um extracto de uma imagem, sobre a qual será apresentado um exemplo numérico do cálculo do novo nível de cinzento de um determinado pixel, usando um filtro de média.

152	155	151	148	151	146	142
154	158	157	149	148	143	140
158	153	159	152	149	145	142
160	158	160	149	150	142	143
161	160	156	152	149	146	140
159	157	151	146	147	140	150
156	153	150	152	144	145	146

Figura 3.2: Valores de cinzento de uma região de uma imagem.

Usando uma máscara espacial 3×3 , em que os pesos são iguais para todos os pixels, pretende-se determinar o novo valor de cinzento para o pixel assinalado com um círculo, $f(i, j)$. Como os pesos dos pixels são iguais usa-se a seguinte matriz de convolução [34]:

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{9} & \frac{1}{9} & \frac{1}{9} \\ \frac{1}{9} & \frac{1}{9} & \frac{1}{9} \\ \frac{1}{9} & \frac{1}{9} & \frac{1}{9} \end{bmatrix}$$

Retomando o exemplo apresentado na figura 3.2, o novo valor de cinzento para o pixel assinalado na imagem corresponde ao valor da média dos pixels da sua vizinhança, $g(i, j)$, dado por:

$$g(i, j) = \frac{158+157+149+153+159+152+158+160+149}{9} = 155$$

Na figura 3.5(b) está ilustrado um exemplo de aplicação de um filtro de média, com uma máscara $[5 \times 5]$, a uma radiografia dentária.

3.2.2 Filtro de Mediana

Um filtro de mediana é análogo a um filtro de média, diferindo apenas na operação estatística realizada com a vizinhança dos pixels a processar. Tal como o próprio nome indica, este tipo de filtro determina o novo valor do nível de cinzento de cada pixel pela mediana dos valores dos pixels da sua vizinhança. Recorde que a vizinhança é especificada pelo tamanho da janela (ex. 3×3 , 5×5 , ...). Este tipo de filtro realiza uma operação não linear, daí que seja

caracterizado como um método de suavização não linear, e é muito útil para remover pontos isolados, como por exemplo ruído impulsional [89].

Veja-se um exemplo numérico de cálculo do novo nível de cinzento de um dado pixel de uma imagem, usando um filtro de mediana. Na figura 3.2 estão representados os valores de cinzento de um extracto de uma imagem. Usando novamente o exemplo de uma máscara 3×3 , pretende-se determinar o novo valor de cinzento para o pixel assinalado com um círculo, $f(i, j)$.

De acordo com as directivas de funcionamento de um filtro de mediana, o valor de cinzento do pixel assinalado na imagem corresponde ao valor da mediana dos pixels da sua vizinhança [34]. Assim, a mediana, m , dos pixels da vizinhança apresentada no exemplo é 157, pelo que o novo valor de cinzento para o pixel assinalado é $g(i, j) = m = 157$:

149, 149, 152, 153, 157, 158, 158, 159, 160

Na figura 3.5(c) está ilustrado um exemplo de aplicação de um filtro de mediana, com uma máscara $[5 \times 5]$, a uma imagem de radiografia dentária.

3.2.3 Filtro Gaussiano

O filtro Gaussiano usa um operador de convolução 2D para desempenhar a tarefa de suavização da imagem, eliminando algum detalhe e obviamente o ruído. Este tipo de filtro é similar ao filtro de média, diferindo apenas na máscara de convolução usada. A máscara de convolução usada neste tipo de filtro representa uma aproximação à forma da superfície Gaussiana, traduzida pela expressão 3.1 [34]. Na figura 3.3 está ilustrada uma superfície Gaussiana com ponto médio em $(0, 0)$ e $\sigma = 1$.

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.1)$$

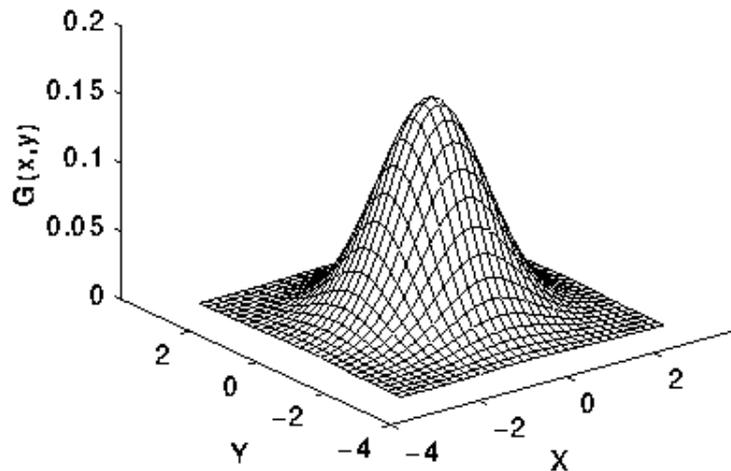


Figura 3.3: Superfície Gaussiana com ponto médio em $(0, 0)$ e $\sigma = 1$.

Uma imagem é uma entidade discretizada na forma de pixels, pelo que a máscara de convolução usada neste método é uma aproximação discreta da superfície Gaussiana representada na figura 3.3. A título ilustrativo, na figura 3.4 está ilustrada uma máscara de convolução de inteiros que representa uma forma aproximada da superfície Gaussiana com $\sigma = 1$.

$$\frac{1}{273}$$

1	4	7	4	1
4	16	26	16	4
7	26	41	26	7
4	16	26	16	4
1	4	7	4	1

Figura 3.4: Aproximação discreta à superfície Gaussiana de $\sigma = 1$.

A aplicação de um filtro Gaussiano numa imagem consiste na execução de uma convolução entre a imagem e a máscara definida. Na figura 3.5(d) está ilustrado um exemplo de aplicação de um filtro Gaussiano, com uma máscara $[5 \times 5]$ e $\sigma = 1$, a uma imagem de radiografia dentária.

3.2.4 Filtro de Difusão Anisotrópica

Um filtro de difusão anisotrópica consiste numa técnica de filtragem não linear caracterizado por reduzir o ruído, preservando as características morfológicas da imagem. Esta técnica foi introduzida por Perona et. al. [75], sendo mais tarde usada por outros autores em vários tipos de imagem, especialmente imagens de ressonância magnética [32, 33, 40, 65]. O *modus operandus* deste tipo de filtro difere circunstancialmente da filosofia de funcionamento dos filtros descritos nos pontos anteriores. Trata-se de uma técnica iterativa cujo ajuste ao valor de um pixel (x, y) , numa dada iteração t , pode ser definido matematicamente pela expressão 3.2.

$$\frac{\partial}{\partial t} I(x, y, t) = \text{div}(C(x, y, t) \nabla I(x, y, t)) \quad (3.2)$$

onde $\nabla I(x, y, t)$ representa o gradiente, *div* o operador de divergência, e $C(x, y, t)$ a função de difusão. Esta função é definida a partir da magnitude do gradiente e tem a característica de ser monotonamente decrescente. Perona et. al. [75] propôs duas versões para a função de difusão $C(x, y, t)$:

$$C1(x, y, t) = e^{-\left(\frac{|\nabla I(x, y, t)|}{K}\right)^2} \quad (3.3)$$

$$C2(x, y, t) = \frac{1}{1 + \left(\frac{|\nabla I(x, y, t)|}{K}\right)^{1+\alpha}} \quad \text{com } \alpha > 0 \quad (3.4)$$

A primeira função preserva as arestas de maior contraste em detrimento das arestas de menor contraste. A segunda preserva regiões de grande dimensão em detrimento das regiões de menor dimensão. Em análise às expressões 3.3 e 3.4 verifica-se que a função de difusão é ajustada pela constante de difusão, K . A escolha do valor da constante de difusão depende, obviamente, das características das imagens que se pretendem suavizar. Neste trabalho usou-se a função de difusão descrita em 3.3, com uma constante $K = 2.0$ para minimizar o ruído em radiografias dentárias.

A implementação deste filtro resulta da discretização da equação 3.2. Segundo Gerig et al. [33], esta equação pode ser discretizada de acordo com a seguinte aproximação:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} I(x, y, t) &= \frac{\partial}{\partial x} [C(x, y, t) \cdot \frac{\partial}{\partial x} I(x, y, t)] + \frac{\partial}{\partial y} [C(x, y, t) \cdot \frac{\partial}{\partial y} I(x, y, t)] \\ &\approx \frac{1}{(\Delta x)^2} [C(x + \frac{\Delta x}{2}, y, t) \cdot (I(x + \Delta x, y, t) - I(x, y, t)) \\ &\quad - C(x - \frac{\Delta x}{2}, y, t) \cdot (I(x, y, t) - I(x - \Delta x, y, t))] \\ &\quad + \frac{1}{(\Delta y)^2} [C(x, y + \frac{\Delta y}{2}, t) \cdot (I(x, y + \Delta y, t) - I(x, y, t)) \\ &\quad - C(x, y - \frac{\Delta y}{2}, t) \cdot (I(x, y, t) - I(x, y - \Delta y, t))] \\ &= \Phi_{este} - \Phi_{oeste} + \Phi_{norte} - \Phi_{sul} \quad \text{com } \Delta x = \Delta y = 1 \end{aligned} \quad (3.5)$$

A expressão 3.5 determina o valor de ajuste ao valor de cinzento do pixel (x, y) , em cada iteração do processo de filtragem. Assim, o valor de cada pixel é determinado iterativamente usando o valor actual do pixel ajustado da contribuição dos seus 4 pixeis vizinhos directos. A expressão 3.6 traduz a actualização de um dado pixel em cada iteração:

$$\begin{aligned} I(x, y, t + \Delta t) &\approx I(x, y, t) + \Delta t \cdot \frac{\partial}{\partial t} I(x, y, t) \\ &= I(x, y, t) + \Delta t \cdot (\Phi_{este} - \Phi_{oeste} + \Phi_{norte} - \Phi_{sul}) \end{aligned} \quad (3.6)$$

onde Δt representa o valor do passo de integração. Na figura 3.5(e) está ilustrado um exemplo de aplicação de um filtro de difusão anisotrópica, configurado com $K = 2.0$, $\Delta t = 0.2$, e 10 iterações. Para garantir a estabilidade deste tipo de filtro, a constante de integração Δt deve ser limitada a um máximo, dependendo do espaço dimensional e do número de vizinhos considerados [33]. A tabela 3.1 mostra os valores máximos aconselháveis para esta constante Δt .

Dimensão	Vizinhos	Δt máximo
1D	2	1/3
2D	4	1/5
	8	1/7
3D	6	1/5
	26	3/44

Tabela 3.1: Máximos aconselháveis para o passo de integração Δt .

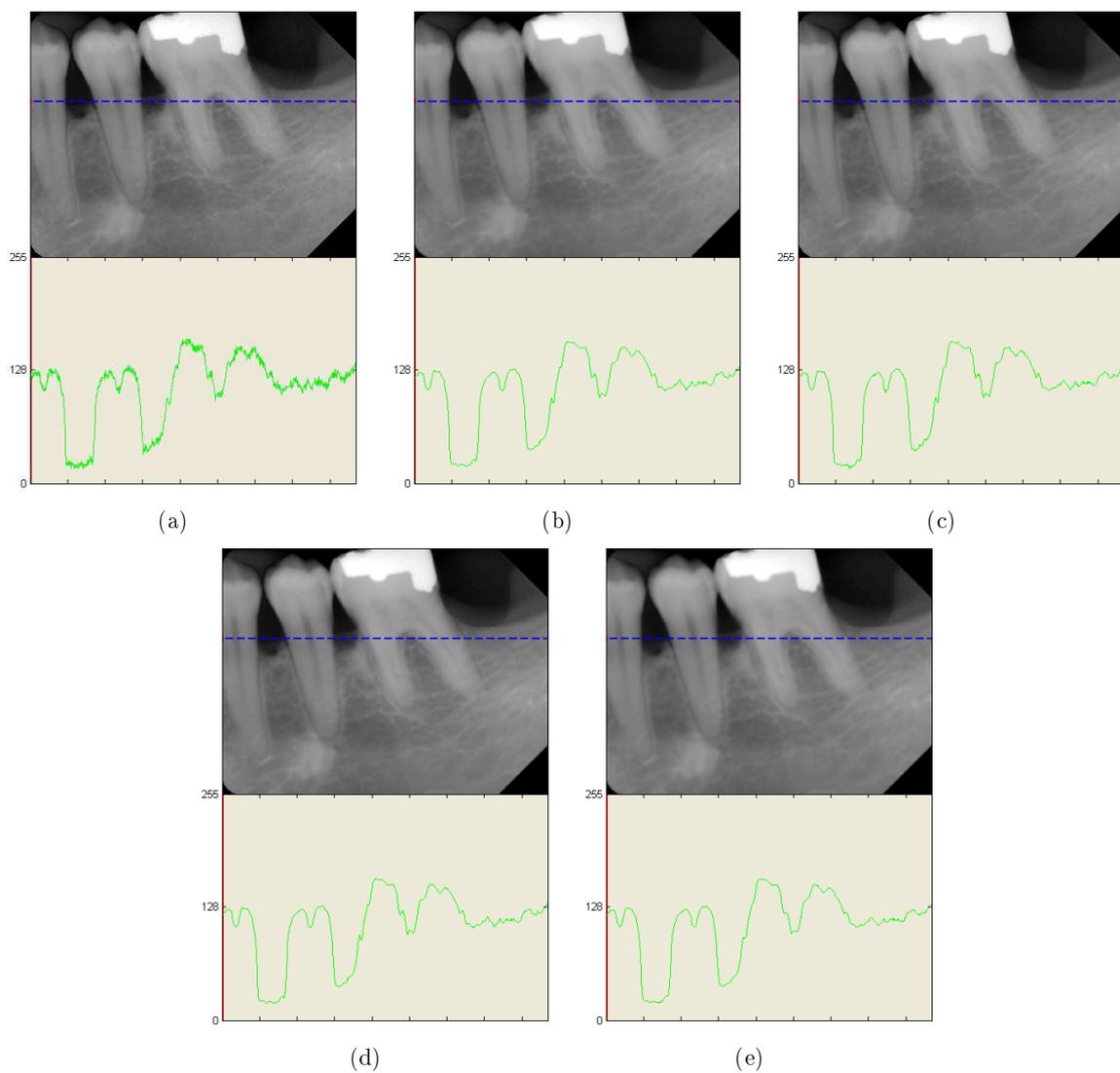


Figura 3.5: Exemplo da aplicação de filtros para suavização de imagens. (a) Imagem original. (b) Aplicação de um filtro de média de máscara $[5 \times 5]$. (c) Aplicação de um filtro de mediana de máscara $[5 \times 5]$. (d) Aplicação de um filtro Gaussiano de máscara $[5 \times 5]$ e $\sigma = 1$. (e) Aplicação de um filtro de difusão anisotrópica com $K = 2.0$, $\Delta t = 0.2$, e 10 iterações.

Pela análise às imagens representadas na figura 3.5, assim como, aos perfis de variação dos níveis de cinzento ao longo de um determinado segmento de recta, traçado aleatoriamente, verifica-se a notória diferença entre a imagem original e as imagens resultantes da aplicação dos vários filtros sobre a mesma imagem. Os perfis representados nesta figura mostram que o uso de filtros suaviza a transição dos níveis de cinzento entre os pixels, reflectindo assim, uma minimização do ruído. Tendo em conta as imagens usadas neste estudo e o nível de ruído que apresentam, verifica-se que todos os filtros estudados neste âmbito apresentam resultados similares, tornando difícil a opção por um deles. No entanto o filtro de difusão anisotrópica aparenta ser aquele que possui um perfil mais suave.

3.3 Manipulação do Contraste

Geralmente, o uso de técnicas de pré-processamento em imagens contribui para a melhoria da sua qualidade, eliminando alguns artefactos e distorções indesejados e salientando algumas características. Normalmente, as regiões da fronteira dos objectos ficam mais evidenciadas, pelo que melhora o resultado final do processo de identificação dos contornos dos objectos.

Algumas aplicações de *software*, destinadas ao tratamento de imagem, usam a transformação do brilho como um método de pré-processamento. Trata-se de uma técnica que altera a luminosidade dos pixels para uma melhoria efectiva da qualidade da imagem. Segundo Sonka et. al. [89] podem-se considerar dois tipos de transformação do brilho, a correcção do brilho e a transformação dos níveis da escala de cinzento.

A correcção do brilho altera a luminosidade dos pixels tendo em consideração a sua posição na imagem. Por outro lado, a transformação dos níveis da escala de cinzento altera a luminosidade dos pixels independentemente da sua posição na imagem.

As técnicas de manipulação do contraste têm a sua aplicação mais frequente em imagens, cujos potenciais observadores são humanos, uma vez que o aumento do contraste facilita a sua interpretação. Por exemplo, as imagens de radiografias ficam mais nítidas após a transformação. A manipulação do contraste de uma imagem reflecte-se no seu histograma, uma vez que actua na distribuição dos níveis da escala de cinzento dos pixels. Assim, algumas técnicas actuam ao nível do histograma para ajustar o contraste das imagens.

Existem várias técnicas de manipulação do contraste de uma imagem. No entanto, neste trabalho serão abordadas apenas algumas, como: o uso de uma curva de função de transferência para ajustar os níveis de cinzento, a equalização do histograma, a equalização adaptativa do histograma com limite de contraste e o uso de morfologia matemática.

3.3.1 Curva Característica de Transferência

A transformação de um dado nível de cinzento é definida por uma curva de transferência. A figura 3.6 ilustra exemplos de curvas de transformação, onde a abcissa representa o nível de cinzento de um pixel da imagem original e a ordenada representa o valor correspondente à transformação do nível de cinzento desse pixel.

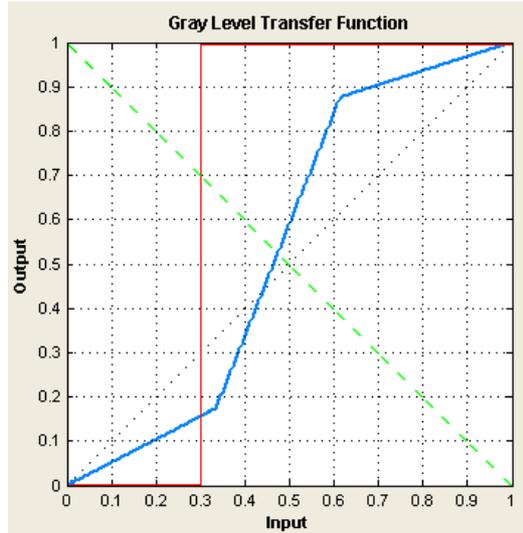


Figura 3.6: Exemplos de curvas de transformação.

O gráfico é uma função contínua, mas pode ser discretizado para todos os níveis de cinzento possíveis. Neste caso existem 256 níveis que corresponde a valores de cinzento de 0 a 255. O modo mais simples de implementar computacionalmente uma função deste género é através de uma tabela de indexação (*look-up table*), em que os índices representam os níveis de cinzento originais e as entradas da tabela representam as respectivas transformações.

$$M_T(k) = \text{round}(f(k)), \quad \text{com } k = 0, 1, 2, \dots, 255$$

onde, f é a função de transferência e $M_T(k)$ é o valor da transformação para o nível k de cinzento.

O processo de transformação dos pixels de cinzento de uma determinada imagem é descrito pelo algoritmo 1.

Algoritmo 1 - Curva característica de transferência

1: Determinar o vector de transformação, $M_T(k)$:

$$M_T(k) = \text{round}(f(k))$$

2: Criar uma imagem de saída, I_{Out} , com as mesmas dimensões da imagem de entrada, I_{In} , e inicializada com os pixels a zero;

3: Para cada pixel da imagem de entrada:

- Ler o valor do nível de cinzento, $k = I_{In}(i, j)$;
- Determinar o valor transformado para o nível de entrada, k ,

$$I_{Out}(i, j) = M_T(k)$$

onde, i representa o índice das linhas da imagem e j as colunas da imagem.

A etapa mais importante desta técnica de manipulação do contraste é a escolha da curva característica de transferência usada na transformação da imagem original na imagem pro-

cessada. A importância desta etapa está, obviamente, relacionada com a preocupação em garantir que a imagem processada apresente melhor qualidade (mais contraste) que a imagem original, justificando o tempo e os recursos usados.

Na figura 3.7 está ilustrado um exemplo de aplicação desta técnica de processamento. Nela está representada a imagem original, a curva do sistema e a imagem resultante.

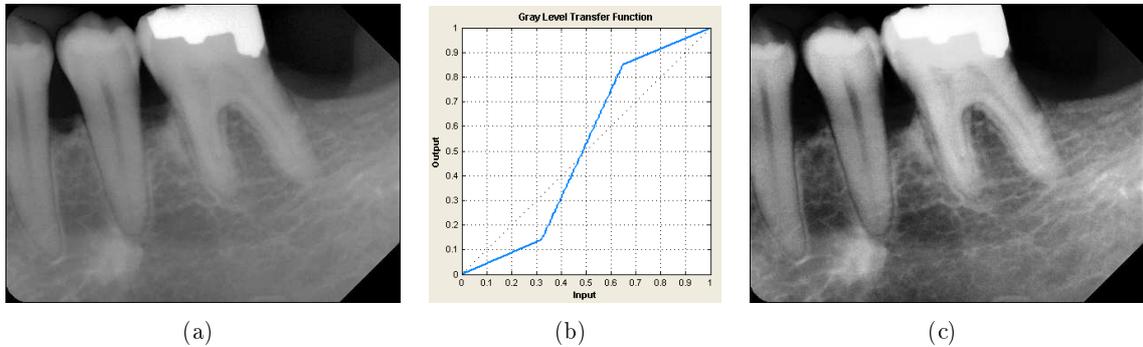


Figura 3.7: Exemplo do uso de uma curva de função de transferência para aumento do contraste. (a) Imagem Original. (b) Gráfico da curva característica de transferência do sistema. (c) Imagem processada.

3.3.2 Equalização do Histograma

O histograma de uma imagem, representada na escala de cinzento, indica o modo como os níveis de cinzento estão distribuídos na imagem. A informação produzida pelo histograma revela-se útil às técnicas do domínio espacial, usadas no processamento e análise da imagem.

O histograma é representado através de um gráfico que indica o número de pixels da imagem em cada nível de cinzento da escala. Por definição, o histograma de uma imagem pode ser descrito analiticamente por $h(r_k) = n_k$, em que r_k representa o nível de cinzento e n_k o número de pixels que a imagem possui com o nível r_k , [34]. Numa imagem cuja escala de cinzento seja $[0, L - 1]$, os valores de k são $k = 0, 1, \dots, L - 1$. A figura 3.8 representa uma radiografia dentária e o respectivo histograma.

A equalização do histograma tende a maximizar a variância da distribuição de tons de cinzento na imagem. Contribui assim para o aumento generalizado do contraste entre estruturas vizinhas nos domínios espacial e tonal de uma imagem, produzindo assim uma imagem com mais contraste.

O objectivo da equalização do histograma é criar uma imagem com distribuição tendencialmente uniforme dos níveis de cinzento, usando todo o espectro da escala de cinzento. Desta forma, os tons de cinzento dos pixels da imagem são redistribuídos, de modo uniforme, por todo o intervalo de níveis possíveis.

Trata-se de uma técnica de pré-processamento que permite aumentar o contraste das imagens, isto é, aumentar os níveis de cinzento em zonas onde os pixels apresentam tons mais claros e diminuir os níveis de cinzento dos pixels em zonas onde estes apresentam valores mais escuros, produzindo uma imagem final em que as transições entre regiões são mais nítidas.

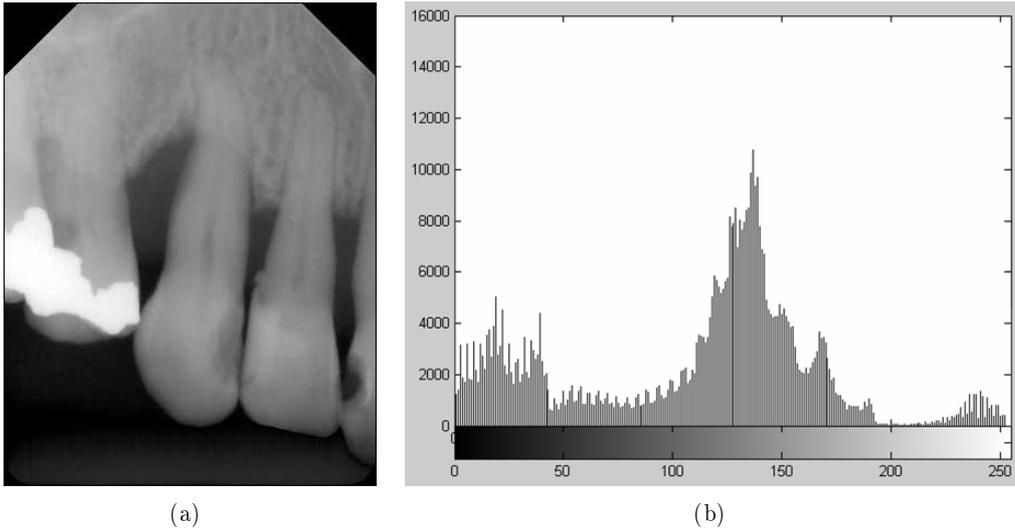


Figura 3.8: (a) Radiografia dentária. (b) Histograma da imagem.

O algoritmo 2, proposto por Sonka et. al. [89], descreve os passos de uma implementação possível para a técnica de equalização do histograma de uma imagem de dimensões $N \times M$.

Algoritmo 2 - Equalização do histograma

- 1: Para uma imagem de dimensões $N \times M$ com G níveis de cinzento, criar um *array* H , de comprimento G inicializado a zero;
- 2: Construção do histograma da imagem: Analisar pixel a pixel, todos os pixels da imagem e incrementar na posição correspondente ao tom de cinzento g_p do pixel, o valor de H ;

$$H[g_p] = H[g_p] + 1$$

- 3: Determinar o histograma acumulado H_c :

$$H_c[0] = H[0]$$

$$H_c[p] = H_c[p - 1] + H[p], p = 1, 2, \dots, G - 1$$

- 4: Determinar o resultado da transformação para cada nível de Cinzento:

$$T[p] = \text{round} \left(\frac{G-1}{N*M} H_c[p] \right)$$

- 5: Determinar a imagem equalizada, cujos níveis de cinzento, g_q , são obtidos do resultados da transformação calculada no ponto anterior:

$$g_q = T[g_p]$$

A figura 3.9 representa os resultados produzidos pela aplicação desta técnica de aumento do contraste numa radiografia dentária. Esta figura permite efectuar uma comparação entre a imagem original e a imagem processada, assim como, entre os respectivos histogramas.

3.3.3 Equalização Adaptativa do Histograma com Limite de Contraste

A equalização adaptativa do histograma baseia-se no princípio genérico da equalização do histograma, descrita no ponto anterior. Deste modo, distribui de forma uniforme os níveis de cinzento presentes na imagem por todo o intervalo de níveis possíveis (256 níveis, neste caso), sendo atribuídas novas intensidades aos pixels e respectivo aumento do contraste.

No entanto, ao contrário da equalização de histograma genérica que usa toda a imagem no

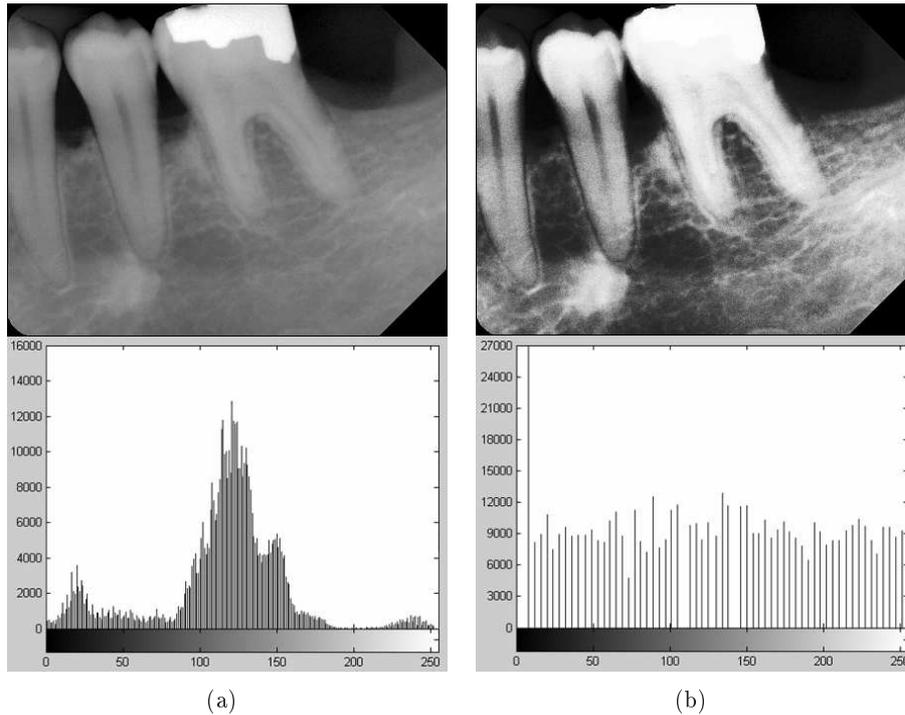


Figura 3.9: Exemplo de uso da equalização do histograma. (a) Imagem original. (b) Imagem equalizada.

seu processo de funcionamento, o método adaptativo realiza uma equalização local. Assim, em cada pixel (i, j) da imagem é calculado o histograma da sua vizinhança $m \times m$, e usando este histograma é possível determinar uma curva de transferência, que será usada apenas para equalizar o ponto (i, j) . Note-se que este processo é repetido em todos os pontos da imagem, pelo que se adivinha um método computacionalmente oneroso.

Para acelerar o processo pode-se, em vez de calcular o histograma para cada vizinhança centrada no ponto (i, j) , dividir a imagem em n regiões não sobrepostas, calcular o histograma e a curva de transferência para cada região e aplicar esta curva a todos os pontos dessa região. Nesta variante, cada região é equalizada independentemente das suas regiões vizinhas.

A imagem equalizada final resulta da agregação de todas as regiões equalizadas separadamente. As regiões contíguas são agrupadas através da interpolação bilinear, de modo a eliminar eventuais artefactos na junção das regiões [43]. No entanto, este método pode produzir um efeito indesejado, designado por “tabuleiro de xadrez”.

A equalização adaptativa do histograma com limite de contraste é apontada como uma variante que possibilita a limitação do contraste da imagem final, evitando amplificações de ruído, possivelmente presente na imagem [34].

Trata-se assim, de um método de equalização do histograma que estende o algoritmo tradicional de equalização do histograma. Tal como era esperado este método produz imagens com mais definição e mais contraste que o método tradicional. Na figura 3.10 estão ilustrados os resultados produzidos pelo método extendido.

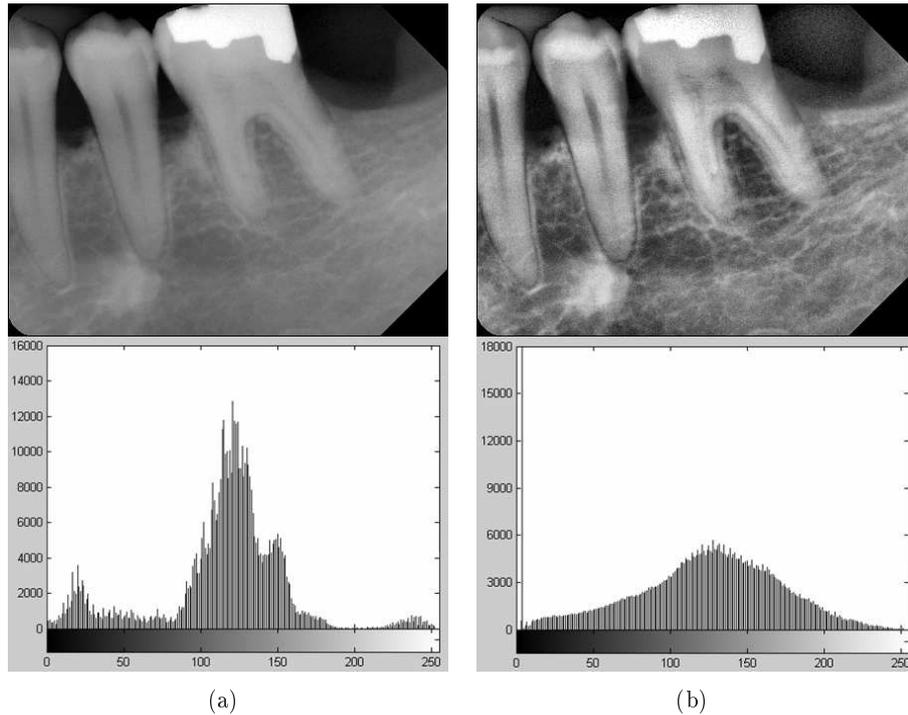


Figura 3.10: Exemplo de uso da equalização adaptativa do histograma com limite de contraste. (a) Imagem original. (b) Imagem equalizada.

3.3.4 Morfologia Matemática

A morfologia matemática engloba um conjunto de conceitos usados na análise espacial de estruturas em imagens. Esta teoria foi iniciada por Jean Serra e Georges Matheron no início dos anos 60, tendo sido alvo de diversos estudos e melhorias, não só pelos seus criadores mas também por outros autores, até aos dias de hoje [84]. As primeiras aplicações desta teoria foram em imagens binárias, sendo depois adaptadas para imagens com tons de cinzento.

Apesar de ter mais de quarenta anos, esta técnica ainda se mantém actual e é amplamente usada no processamento e análise de imagens [83].

Esta teoria é chamada de “Morfologia”, uma vez que o seu objectivo é a análise da geometria e da forma dos objectos; e ao mesmo tempo também é chamada de “Matemática” no sentido de que essa análise é fundamentalmente baseada na teoria dos conjuntos [85].

O processamento morfológico faz a análise de uma imagem usando um elemento estruturante, isto é, uma imagem menor com uma determinada forma geométrica. Neste processamento quantifica-se o modo como o elemento estruturante se ajusta às estruturas representadas na imagem. A forma e o tamanho do elemento estruturante dependem da informação estrutural que se pretende evidenciar na imagem [36]. Assim, a escolha do elemento estruturante constitui uma etapa fundamental nesta técnica de processamento.

No estudo da teoria referente à morfologia matemática surgem termos técnicos como elemento estruturante, erosão e dilatação que carecem de uma explicação adicional para que o leitor compreenda os conceitos envolvidos. Neste sentido, segue-se a descrição dos conceitos

referidos, bem como a apresentação da sequência de operações envolvidas na implementação desta técnica.

Elemento Estruturante

Um elemento estruturante consiste numa matriz de zeros e uns, em que os elementos com valor 1 definem uma figura geométrica em forma e em tamanho. As formas geométricas mais comuns são o rectângulo, o disco, o losango, o octógono e a linha. No entanto, é possível definir qualquer forma geométrica [85].

Trata-se portanto de um conjunto completamente conhecido e definido, que será comparado, a partir de uma transformação, com um conjunto desconhecido dentro da imagem. Na verdade, um elemento estruturante consiste numa máscara que analisa a imagem deslocando-se pixel a pixel de forma que toda imagem seja percorrida, linha por linha e coluna por coluna. Neste deslocamento, o elemento estruturante realiza transformações em relação aos valores de mínimos e máximos considerados na vizinhança do pixel analisado.

Na figura 3.11 estão representados alguns exemplos de matrizes que definem elementos estruturantes.

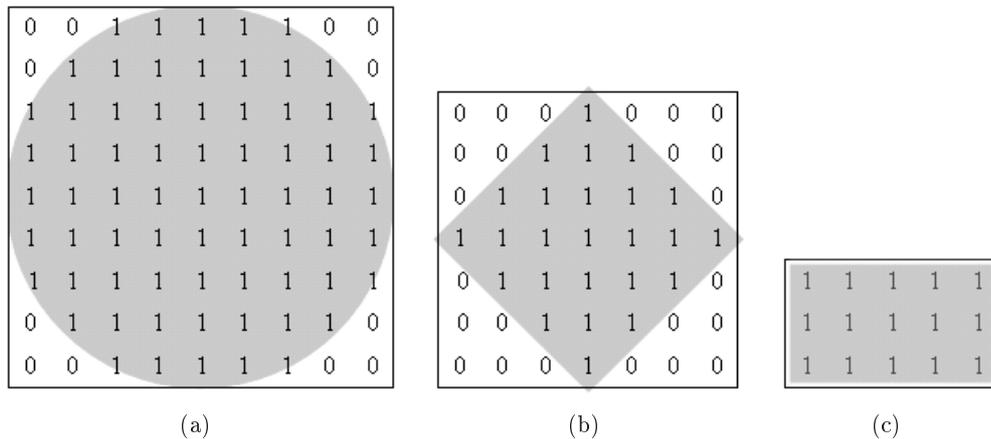


Figura 3.11: Elementos estruturantes com a forma de: (a) disco; (b) losango; (c) rectângulo.

Erosão

A erosão consiste num dos operadores básicos da morfologia matemática. Este operador é representado pelo símbolo, \ominus . Tipicamente, este operador é usado com imagens binárias, no entanto também pode ser adaptado para imagens representadas na escala de cinzento [34], tal como é o caso das imagens de estudo neste trabalho.

O operador de erosão usa dois operandos de entrada, o primeiro é a imagem a ser processada (I) e o segundo é o elemento estruturante (K), que é determinante para o resultado da operação [85].

Tal como referido anteriormente, este operador tanto pode ser usado com imagens binárias como com imagens na escala de cinzento. Veja-se o seu “*modus operandi*” em cada um dos

casos. A definição matemática usada pelo operador erosão em imagens binárias é descrita pelos seguintes itens [85]:

- Considere-se I como o conjunto de pixels da imagem binária de entrada, e K o conjunto de coordenadas do elemento estruturante;
- Considere-se K_x a translação de K para a origem x sobre a imagem I ;
- A erosão de I por K é o conjunto de todos os pontos x que satisfaçam a condição de K_x ser um subconjunto de I .

Relativamente às imagens representadas na escala de cinzento, a definição matemática do operador erosão é dada pela expressão 3.7 [29].

$$I \ominus K = \min \{ I(s-x, t-y) - K(x, y) \mid (s-x, t-y) \in D_I; (x, y) \in D_K \} \quad (3.7)$$

Geralmente, a operação de erosão nas imagens, torna-as mais escuras e os elementos mais claros na imagem tendem a diminuir de tamanho ou simplesmente a serem eliminados, dependendo da forma e do tamanho do elemento estruturante. Na figura 3.12(b) está ilustrado o resultado da aplicação do operador erosão numa radiografia dentária, usando um elemento estruturante com geometria de disco com raio de 20 pixels.

Dilatação

A dilatação é o outro operador básico da morfologia matemática. Este operador é representado pelo símbolo, \oplus . O uso mais comum deste operador também é em imagens binárias, mas tal como o operador de erosão, este também pode ser adaptado para imagens representadas na escala de cinzento [34].

Tal como o operador de erosão, o operador de dilatação também usa dois operandos de entrada, a imagem a ser processada (I) e o elemento estruturante (K), que é o elemento fundamental para determinar o resultado da operação [85]. Veja-se o seu modo de operação em imagens binárias e em imagens na escala de cinzento.

A definição matemática usada pelo operador dilatação em imagens binárias é descrita pelos seguintes itens [85]:

- Considere-se I como o conjunto de pixels da imagem binária de entrada, e K o conjunto de coordenadas do elemento estruturante;
- Considere-se K_x a translação de K para a origem x sobre a imagem I ;
- A dilatação de I por K é o conjunto de todos os pontos x que satisfaçam a condição da intersecção de K_x com I seja um conjunto não vazio.

Em relação às imagens representadas na escala de cinza, a definição matemática do operador dilatação é dada pela expressão 3.8 [29].

$$I \oplus K = \max \{I(s-x, t-y) + K(x, y) \mid (s-x, t-y) \in D_I; (x, y) \in D_K\} \quad (3.8)$$

Geralmente a operação de dilatação nas imagens tem o comportamento inverso da operação de erosão, tornando-as com mais brilho, onde os elementos mais escuros na imagem tendem a diminuir de tamanho ou simplesmente a serem eliminados, dependendo da forma e do tamanho do elemento estruturante. Na figura 3.12(c) está ilustrado o resultado da aplicação do operador dilatação numa imagem de radiografia dentária, usando um elemento estruturante com geometria de disco com raio de 20 pixels.

Implementação

A implementação da morfologia matemática no processamento de imagens para melhorar a sua qualidade consiste na execução de uma série de operações matemáticas e morfológicas sobre a imagem [36,88]. Esta sequência de operações morfológicas consiste na combinação de várias operações morfológicas básicas (erosão e dilatação).

- Definição do elemento estruturante, K ;
- Cálculo da imagem “top-hat” (T), obtida a partir da diferença entre a imagem (M) e a sua abertura ($\gamma(M)$). Esta operação é usada para realçar detalhes nas zonas mais escuras (normalmente o fundo da imagem).

$$T = M - \gamma(M)$$

$$\gamma(M) = M \circ K = [(M \ominus K) \oplus K]$$

- Cálculo da imagem “bot-hat” (B), obtida a partir da diferença entre o fecho da imagem ($\varphi(M)$) e ela própria (M). Esta operação é usada para realçar detalhes nas zonas mais claras (normalmente objectos).

$$B = \varphi(M) - M$$

$$\varphi(M) = M \bullet K = [(M \oplus K) \ominus K]$$

- Cálculo da imagem melhorada, (E);

$$E = (M + T) - B$$

A aplicação desta sequência à imagem original produz uma nova imagem com maior contraste que a original. Possivelmente, o aumento do contraste da imagem poderá eliminar alguma informação importante para a análise visual da imagem. Apesar disso, trata-se de uma técnica muito útil na análise digital da imagem, nomeadamente no que se refere à preparação da imagem para o processo de segmentação subsequente, uma vez que evidencia as descontinuidades dos objectos, facilitando o processo de detecção dos contornos.

Na figura 3.12 está ilustrada a comparação entre uma imagem original (3.12(a)) e uma imagem processada (3.12(d)), usando morfologia matemática com um elemento estruturante com geometria de disco com raio de 20 pixels.

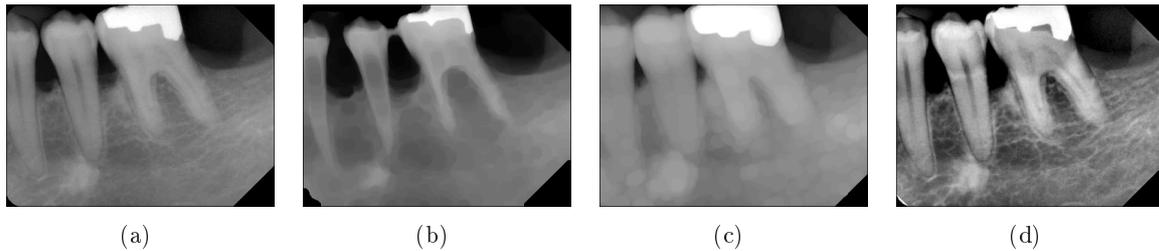


Figura 3.12: Exemplo de aplicação das operações morfológicas. (a) Imagem Original. (b) Imagem resultante do operador erosão. (c) Imagem resultante do operador dilatação. (d) Imagem resultante da aplicação da sequência de operações inerentes à técnica de morfologia matemática.

3.4 Modelo de Pré-processamento Proposto

Anteriormente foram apresentados vários métodos de suavização das imagens e de aumento do contraste. Foi efectuada uma descrição em cada um deles, bem como, o tipo de resultados obtidos da sua aplicação em radiografias dentárias.

Após a realização de testes aos vários métodos e diferentes parâmetros de configuração, propõe-se a criação de um modelo de processamento a aplicar a estas imagens. O modelo proposto combina a aplicação de um filtro de mediana, para minimizar o ruído, e um dos métodos de manipulação de contraste, estudados anteriormente.

Neste âmbito, foi efectuada um teste comparativo aos dois métodos de manipulação de contraste que aparentemente produzem melhores resultados: a equalização adaptativa do histograma com limite de contraste (CLAHE) e o uso de morfologia matemática. A figura 3.13 representa o desempenho de cada um destes métodos, face à imagem original. Há que referir que ambos os métodos foram precedidos de uma filtragem com o filtro de mediana de máscara 5×5 .

Em análise à figura verifica-se facilmente que o método que permite o maior aumento do contraste, sem degradar as estruturas representadas na imagem, é o uso da morfologia matemática. Este facto é perceptível pela amplitude apresentada pelo perfil traçado sobre a imagem. Quanto maior a amplitude do perfil, maior é o contraste, e mais nítidas são se tornam as regiões fronteira dos objectos.

Assim, a opção pela morfologia matemática, enquanto técnica de pré-processamento, para redução do ruído e aumento do contraste da imagem deve-se essencialmente ao facto de se tratar de uma técnica que preserva a informação das arestas dos objectos, bem como o facto de serem computacionalmente eficientes e fáceis de implementar. Estas características fundamentam as vantagens do uso da morfologia matemática em detrimento das técnicas lineares mais conhecidas. Na bibliografia encontram-se várias vertentes de aplicação para estas técnicas, não só no aumento do contraste da imagem, como também na redução de ruído, na detecção de arestas e na segmentação de objectos e estruturas.

O tamanho 5×5 da janela de máscara do filtro foi determinado por experimentação, estabelecendo uma relação de compromisso entre o ruído eliminado e a informação retirada

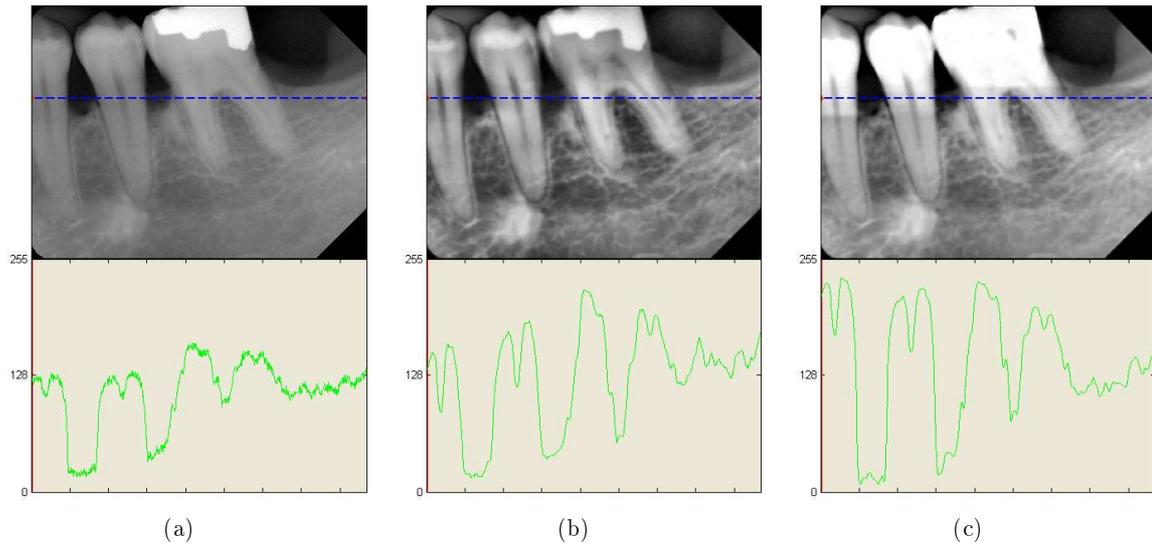


Figura 3.13: Comparação entre métodos de minimização de ruído e manipulação de contraste. (a) Imagem original. (b) Aplicação de um filtro de mediana $[5 \times 5]$ seguido do método CLAHE. (c) Aplicação de um filtro de mediana $[5 \times 5]$ seguido de morfologia matemática.

da imagem. Relativamente à aplicação das operações morfológicas, importa relembrar a importância da escolha do elemento estruturante.

Tal como referido anteriormente, a escolha do elemento estruturante é essencialmente empírica e depende da forma geométrica e das características das estruturas a realçar. Said et al. [39] usou no seu trabalho um elemento estruturante com forma rectangular e dimensões $[\frac{w}{3}, 2 \times \frac{h}{3}]$, onde w e h são, respectivamente. Neste modelo propõe-se o uso da mesma aproximação, uma vez que as imagens de trabalho são semelhantes (radiografias periapicais). A escolha da forma deste elemento estruturante pode ser facilmente justificada pelo facto da forma geométrica que mais se aproxima a um dente ser um rectângulo. Relativamente às dimensões, esta escolha justifica-se pelo número médio de dentes representados nas radiografias usadas neste trabalho. Em média existem três dentes representados em cada radiografia periapical, daí que a largura seja $\frac{w}{3}$, assim como a altura dos dentes não ultrapassa os $\frac{2}{3}$ da altura da imagem ($2 \times \frac{h}{3}$).

Esta estratégia explora a diferença existente entre as imagens produzidas pelos filtros *top-hat* e *bottom-hat*, amplificando a gama de variação das intensidades na imagem e, consequentemente, aumentando o contraste entre as junções dente/osso, sem comprometer a informação das arestas.

Resumindo, a sequência de operações proposta para aumentar o contraste das radiografias dentárias pode ser descrita pelas seguintes fases:

- Aplicação de um filtro de mediana à imagem original. A janela de máscara aplicada possui um tamanho 5×5 ;
- Definição de um rectângulo com dimensões $[\frac{w}{3}, 2 \times \frac{h}{3}]$, como elemento estruturante;
- Aplicação da sequência de operações morfológicas usadas para aumento do contraste,

tal como descrito na secção 3.3.4.

Este modelo contempla três modos de aplicação: globalmente, em toda a imagem; regionalmente, em todas as sub-regiões da imagem (subdivisão da imagem em tiras); ou, apenas numa região de interesse definida pelo utilizador (em torno de um dente, por exemplo). Desta forma, abrange-se tanto o conceito de processamento global, como o conceito de processamento em regiões.

3.5 Resumo

Neste capítulo foi abordada a temática referente à melhoria da qualidade da imagem em Radiologia Odontológica. A qualidade inerente a este tipo de imagens poderá representar uma condicionante ao desempenho das técnicas de segmentação usadas para identificar os contornos dos dentes. Assim, estudaram-se várias técnicas de pré-processamento que podem melhorar a qualidade das imagens, realçando as fronteiras entre os dentes e o fundo da imagem, para que estas características sejam aproveitadas pelos métodos de segmentação a aplicar posteriormente.

Os métodos usados neste trabalho seguiram duas filosofias distintas, por um lado buscam a minimização do ruído e por outro lado a manipulação (aumento) do contraste.

Por norma, as radiografias dentárias apresentam baixo contraste e a morfologia dos dentes é pouco regular, visto que varia de dente para dente e dependem da posição do foco de raios X na aquisição das imagens. A resolução espacial de uma imagem deste natureza, também depende dos fins em vista, da dose de radiação e das limitações do sensor, entre outros.

O uso destes métodos em imagens dentárias produz resultados satisfatórios e desejados, sendo de salientar que as técnicas de manipulação de contraste permitem a produção de informação útil para a segmentação de imagens, uma vez que acentuam as descontinuidades (fronteiras) entre os dentes e o fundo da imagem. No entanto, é importante não desprezar os efeitos produzidos pelos filtros que minimizam o ruído.

Neste capítulo, propôs-se um método que aproveita o melhor das duas filosofias, isto é, a combinação encadeada de métodos de minimização de ruído com métodos de manipulação de contraste. Por experimentação, propôs-se o uso de um filtro de mediana de máscara 5×5 , seguido da aplicação de morfologia matemática com elemento estruturante rectangular de dimensões $[\frac{w}{3}, 2 \times \frac{h}{3}]$, tal como sugerido por Said et. al. [39] em trabalhos similares.

No próximo capítulo serão apresentados vários métodos de segmentação capazes de identificar os contornos dos dentes, permitindo desvendar algumas características morfológicas da estrutura dentária, bem como determinar o valor da perda de massa óssea alveolar correspondente.

Capítulo 4

Segmentação em Radiografias Dentárias

4.1 Introdução

O tema da segmentação é central na análise e processamento de imagens, envolvendo um conjunto de técnicas para classificação dos pixels da imagem em regiões disjuntas segundo um qualquer critério de similaridade [21]. Tipicamente, em imagens médicas, essas regiões representam estruturas ou órgãos de interesse.

A aplicação de técnicas de segmentação a radiografias dentárias é uma temática relativamente recente. No entanto, nos últimos anos, assistiu-se ao aparecimento e à aplicação de algumas técnicas de segmentação, especialmente adaptadas a este tipo de imagens.

Na bibliografia, encontram-se várias referências ao uso de técnicas de segmentação em radiografias dentárias. A principal aplicação dessas técnicas é na área da medicina legal, na qual se procede à identificação de cadáveres através da correlação entre radiografias dentárias do cadáver (“*postmortem*” - PM) e registos de radiografias de indivíduos previamente armazenadas em base de dados (“*antemortem*” - AM).

Este processo de identificação de cadáveres tem sido alvo de uma atenção especial, porque é baseado nas características dentárias dos indivíduos (morfologia da coroa e da raiz, tamanho dos dentes, espaço entre os dentes, trabalhos dentais e restauro, etc.) que são persistentes, ao contrário de outras características que podem ser destruídas em condições adversas, como as impressões digitais, o rosto, e a geometria das mãos, por exemplo [39]. As grandes catástrofes a que se tem assistido nos últimos anos, como o tsunami na Ásia, atentados terroristas, acidentes de avião, etc., têm motivado o desenvolvimento destes métodos de segmentação.

A aquisição das imagens é um processo que envolve vários meios, o qual pressupõe que exista algum cuidado, por parte do radiologista (odontologista), para tentar reunir as melhores condições na captura das imagens, sob pena de condicionar a sua qualidade.

Tal como foi descrito no capítulo anterior (3), existem várias técnicas de pré-processamento destinadas à melhoria da qualidade intrínseca das imagens, realçando algumas características, como por exemplo as fronteiras das estruturas nelas representadas. A principal finalidade do

uso destas técnicas é preparar a imagem para o processo subsequente de segmentação e análise de estruturas, tendo como objectivo a melhoria do resultado final.

A detecção de arestas pode ser considerada como uma técnica de pré-segmentação, uma vez que os operadores de gradiente seguidos de threshold (limiarização) produzem uma imagem binária, na qual são realçados os hipotéticos limites dos objectos, nela representados. Estes operadores baseiam-se nas derivadas locais da função que define a imagem, em que o valor dessas derivadas é elevado quando a função da imagem tem variações abruptas [89], daí que este tipo de processamento tenha aplicações frequentes quando se pretende adquirir uma ideia geral das fronteiras dos objectos representados na imagem.

Este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema de processamento de radiografias dentárias, com aplicação prática no diagnóstico da periodontite. A segmentação dos dentes é um passo essencial para o diagnóstico deste tipo de patologia, tal como era na aplicação à medicina legal. Assim, serão adaptados alguns dos métodos de segmentação, usados anteriormente para a identificação de cadáveres. Esta adaptação tem em consideração as características principais da patologia a identificar e avaliar (periodontite).

Neste capítulo, apresenta-se o tema da detecção de arestas, enquanto técnica de pré-segmentação, seguindo-se a apresentação dos quatro métodos de segmentação usados para identificar contornos de dentes, em radiografias dentárias, com resultados aceitáveis. Um método que usa o gradiente; um método que usa modelos probabilísticos (MAP); uma variante dos métodos de contornos activos (GVF - *Snakes*); e um método interactivo baseado em *Live Wire*.

O primeiro método, proposto originalmente por Jain et. al. [46], usa a informação recolhida a partir do gradiente da imagem, como factor de decisão na determinação da posição dos pixels correspondentes ao contorno dos dentes.

O segundo método, também proposto por Jain et. al. [45], recorre à informação proveniente das funções de densidade de probabilidade da distribuição dos pixels na imagem para determinar a posição dos pixels associados ao contorno.

O terceiro é inspirado na técnica proposta por Xu et. al. [94,95], que descreve uma variante aos modelos de contornos activos (*Snakes*) [48], em que é usada uma força externa designada por *Gradient Vector Flow* (GVF) que resulta da difusão dos vários vectores do gradiente representados no mapa de arestas derivado da imagem.

O quarto método constitui uma solução baseada numa técnica semi-automática de segmentação designada por *Live Wire*, proposta originalmente por Mortensen et. al. [64]. Esta técnica consiste em determinar o “percurso” óptimo entre dois pontos da imagem, considerando diferentes funções de custo local associadas aos pixels.

4.2 Pré-segmentação usando Detecção de Arestas

Os detectores de arestas são métodos de pré-segmentação, usados para localizar variações nas intensidades do brilho da imagem. Definem-se como arestas os pixels onde a função que descreve o brilho da imagem apresenta variações abruptas, isto é, entre regiões com contraste

acentuado.

As variações de uma função contínua são descritas matematicamente pelas derivadas da função. Transpondo este raciocínio para a teoria das imagens, uma função que define uma imagem 2D depende de duas variáveis, as coordenadas do plano xy , pelo que as arestas serão definidas pelas derivadas parciais em ordem a cada uma das direcções.

Segundo Sonka et. al. [89], uma aresta é uma propriedade associada a um pixel que é determinada pelo comportamento da função da imagem numa vizinhança do mesmo. Trata-se de uma variável vectorial constituída por duas componentes, a magnitude e a direcção. A magnitude da aresta é dada pela magnitude do gradiente da imagem e a direcção da aresta resulta de um desfazamento de -90° da direcção do gradiente da imagem.

Em análise e processamento de imagem usam-se frequentemente métodos de detecção de arestas para a localização de regiões fronteira. Em imagens com uma distribuição homogénea do brilho pelos pixels, as fronteiras dos objectos correspondem aos pixels onde a magnitude das arestas é elevada.

Retomando a teoria das funções, a magnitude do gradiente num determinado ponto (x, y) é dada por uma função contínua definida por:

$$|\text{grad } g(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial g}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial y}\right)^2} \quad (4.1)$$

Sendo as imagens de natureza discreta, o cálculo da magnitude do gradiente para um pixel da imagem tem de ser adaptado da expressão 4.1, de modo a que as derivadas sejam aproximadas por diferenças [89].

Assim, numa imagem 2D, as derivadas parciais da expressão 4.1 podem ser aproximadas, pela expressão 4.2. Nesta expressão (i, j) representa um determinado pixel da imagem e n é um número inteiro, normalmente unitário ($n = 1$).

$$\begin{aligned} \Delta_i g(i, j) &= g(i, j) - g(i - n, j) \\ \Delta_j g(i, j) &= g(i, j) - g(i, j - n) \end{aligned} \quad (4.2)$$

A discretização e o cálculo do gradiente no domínio espacial também se concretiza pela convolução, cujas principais funções de convolução (máscaras) são as definidas pelos operadores Roberts, Prewitt e Sobel [47], também usadas na detecção de arestas.

Os detectores de arestas reduzem significativamente a quantidade de dados da imagem, descartando a informação considerada inútil e preservando apenas as propriedades estruturais importantes da imagem [35].

Existem vários métodos de detecção de arestas que variam entre si, essencialmente, nas máscaras de convolução usadas. Normalmente, no processo de detecção de arestas, a selecção do método mais apropriado pode, em si, constituir uma dificuldade. Na bibliografia referente a esta temática encontram-se vários operadores para a detecção de arestas, tais como: Roberts, Prewitt, Sobel, Canny, Robinson, Kirsch e Laplace [77, 89]. Todavia, nesta secção

serão apresentados apenas os operadores Roberts, Prewitt, Sobel e Canny, por serem os que produzem melhores resultados quando aplicados a radiografias dentárias.

4.2.1 Operador Roberts

O operador Roberts faz o gradiente cruzado, isto é, em vez de calcular as diferenças de valores de brilho na direcção vertical e horizontal, fá-lo numa direcção de 45° . Uma das principais restrições ao uso deste método é a sensibilidade ao ruído, porque são usados poucos pixels na determinação do gradiente. As janelas de convolução usadas por este operador são:

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix}$$

4.2.2 Operador Prewitt

O operador Prewitt, além de diferenciar, suaviza a imagem, atenuando os efeitos negativos do ruído. As janelas de convolução usadas por este método são:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

4.2.3 Operador Sobel

O operador Sobel é muito semelhante ao de Prewitt, no entanto, atribui maior peso aos pontos mais próximos do pixel central. Comparativamente com o método de Prewitt, este tem a vantagem de dar uma resposta menos atenuada às arestas diagonais, devido ao facto de dar maior peso aos pontos centrais. As janelas de convolução usadas por este método são:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

Este operador apresenta um bom desempenho na tarefa de detecção de arestas e possui a característica de ser pouco sensível ao ruído. Em qualquer dos métodos é possível melhorar o desempenho relativamente à presença de ruído, a troco de um maior esforço computacional, aumentando o tamanho da vizinhança. No entanto, alerta-se para o facto de vizinhanças excessivamente grandes produzirem arestas muito espessas [77]. Sugere-se o estabelecimento de uma relação de compromisso entre o tamanho da vizinhança e os resultados produzidos.

4.2.4 Operador Canny

O método de Canny é apelidado, muitas vezes, como um método óptimo para a detecção de arestas, especialmente em imagens corrompidas com ruído branco [89]. Este operador surgiu com o intuito de melhorar o desempenho dos detectores de arestas descritos anteriormente, no qual é proposta uma lista de critérios. O primeiro critério, e o mais óbvio, é a baixa taxa

de erro, uma vez que é importante que as arestas de uma imagem não sejam perdidas e que não haja resposta às falsas arestas. O segundo critério é que os pontos das arestas estejam bem localizados, isto é, a distância entre os pixels das arestas detectadas e as arestas reais deve ser mínima. E finalmente, o terceiro critério é que deverá haver apenas uma resposta a uma única aresta [35].

À semelhança dos métodos descritos anteriormente, este método também tem como base o gradiente da imagem, no entanto, possui uma fase anterior destinada à suavização, de modo a minimizar o ruído. De acordo com Sonka et. al. [89], o método de Canny está estruturado em três fases:

- Suavização da Imagem - nesta fase a imagem é suavizada através de um operador gaussiano.
- Diferenciação da Imagem - nesta fase determina-se o gradiente da imagem, e são determinadas as arestas horizontais e verticais usando, por exemplo, os operadores do método de Sobel.
- Determinação das arestas válidas - nesta etapa são localizados os pontos de máxima intensidade, cuja derivada da função do gradiente será nula. Esses pontos correspondem às arestas válidas da imagem.

De entre os métodos apresentados, o método de Canny é aquele que produz mais detalhes nas arestas encontradas. Contudo, também é o que consome mais recursos computacionais. Por vezes a escolha por um dos métodos torna-se bastante difícil, porque o seu desempenho tem uma forte dependência da forma dos objectos representados. Um método bom para detectar arestas de dentes, pode não produzir o mesmo tipo de resultados na detecção de arestas de pulmões, por exemplo.



Figura 4.1: Comparação entre operadores de detecção de arestas. (a) Operador Roberts. (b) Operador Prewitt. (c) Operador Sobel. (d) Operador Canny.

A figura 4.1 ilustra os resultados da aplicação de detectores de arestas dos dentes representados numa radiografia dentária dentária, usando cada um dos métodos apresentados neste tópico. Analisando todas as figuras, é possível confirmar que o método de Canny é o que apresenta mais informação nas arestas. Dos restantes três métodos, e para este tipo de imagens, é praticamente imperceptível a diferença entre eles. No entanto analisando em pormenor percebe-se que o operador Roberts é o que produz menos informação dos contornos, devido ao facto de ser o que possui a máscara de menor dimensão.

4.3 Método do Gradiente

Considerando uma imagem $I(x, y)$, o seu gradiente pode ser expresso através de duas componentes, a magnitude e a direcção, dadas pelas expressões 4.3 e 4.4, respectivamente.

$$|\nabla I(x, y)| = \sqrt{(I(x, y) - I(x, y - 1))^2 + (I(x, y) - I(x - 1, y))^2} \quad (4.3)$$

$$\angle \nabla I(x, y) = \arctan((I(x, y) - I(x, y - 1))/(I(x, y) - I(x - 1, y))) \quad (4.4)$$

Jain et. al. [46] usa o gradiente da imagem para sustentar a identificação dos contornos dos dentes representados em radiografias dentárias. O método descrito está estruturado em duas fases, a identificação dos contornos da coroa e a identificação dos contornos da raiz. Neste trabalho implementou-se um método similar, mas no entanto foram adaptados alguns parâmetros para cumprir os requisitos impostos inicialmente (cálculo da perda de massa óssea para a avaliação quantitativa da periodontite).

Dada a natureza das imagens das radiografias dentárias e o tipo de objectos que se pretende segmentar, torna-se difícil a implementação de um método de segmentação totalmente automático. As radiografias por norma apresentam pouco contraste e os dentes não têm uma morfologia regular. Tendo em conta esta limitação e para facilitar a identificação dos contornos, Jain et. al. [46] sugere a selecção manual de um rectângulo (ROI) em torno do dente, bem como um ponto próximo do centro da coroa (ver figura 4.2(a)).

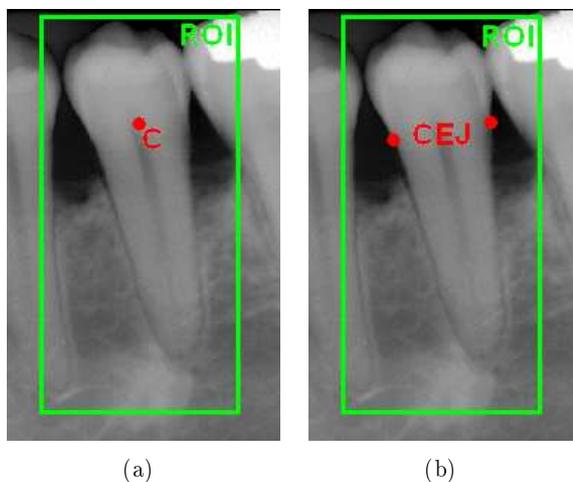


Figura 4.2: Inicialização dos algoritmos de extracção dos contornos. (a) Inicialização proposta por Jain et. al. [46]. (b) Inicialização adaptada ao cálculo da perda de massa óssea.

Contudo, o conhecimento do valor das coordenadas dos CEJ's é fundamental para o cálculo da perda de massa óssea dos dentes. CEJ é o acrónimo de “*Cemento-Enamel Junction*” que simboliza o ponto no dente onde termina o esmalte (“*enamel*”) que envolve a coroa e começa o “*cementum*” que envolve a raiz. Assim, neste trabalho optou-se por sugerir ao utilizador a marcação da posição dos CEJ's e do tal rectângulo que representa a região de interesse em torno do dente (ver figura 4.2(b)). Esta etapa pode ser denominada como a inicialização do

algoritmo. Segue-se uma apresentação dos algoritmos usados para identificar os contornos das partes constituintes de um dente, a coroa e a raiz.

O algoritmo 3 descreve a sequência de operações necessárias para a identificação do contorno da coroa, de acordo com o corrente método.

Algoritmo 3 - Extração do contorno da coroa (método do gradiente)

- 1: Determinar a magnitude do gradiente da imagem I , $|\nabla I|$ (figura 4.3(b)); (Aplicar a expressão 4.3 a todos os pixels da imagem)
- 2: Remover a interferência nas arestas causada pela proximidade dos dentes vizinhos, M (figura 4.3(c));

$$M(x, y) = B(x, y) |\nabla I(x, y)| \quad (4.5)$$

onde,

$$B(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{se } \langle \nabla I(x, y), E(x, y) \rangle < 0 \\ 1 & \text{restantes casos} \end{cases} \quad (4.6)$$

sendo $\nabla I(x, y)$ o vector gradiente no ponto (x, y) , $E(x, y)$ o vector definido pelo ponto médio entre os dois CEJ's (C) e pelo ponto (x, y) , (ver figura 4.3(d)); e $\langle \cdot, \cdot \rangle$ representa o produto interno.

- 3: Efectuar um varrimento angular entre os dois CEJ's, com centro no ponto médio, C , de modo a poder determinar os pixels candidatos ao contorno da coroa, (figura 4.3(e));
- 4: Ordenar todos os pontos de cada linha radial em termos dos valores de $M(x, y)$, armazenando os três valores mais elevados e as respectivas coordenadas dos pontos onde ocorreram esses valores;
- 5: Determinar o grau de confiança, $R(x, y)$, de cada um dos pontos guardados anteriormente (ver expressão 4.7). O valor mais elevado corresponde ao pixel do contorno da coroa;

$$R(x, y) = \begin{cases} e^{-\alpha(M(x, y) - \overline{M})^2} & \text{se } M(x, y) < \overline{M} \\ 1 & \text{se } M(x, y) \geq \overline{M} \end{cases} \quad (4.7)$$

onde, α é uma constante que impede que $R(x, y)$ seja muito pequeno, e \overline{M} o valor médio dos três valores $M(x, y)$ entretanto guardados. Neste trabalho usou-se um valor $\alpha = 0.1$

O contorno correspondente à coroa serve de inicialização ao algoritmo que extrai o contorno da raiz, pois foi estabelecida uma premissa que obriga os dois contornos a partilharem os pontos correspondentes aos CEJ's. Segue-se assim, a apresentação do algoritmo 4 usado para determinar o contorno da raiz.

4.4 Método MAP - Modelo Probabilístico

A função densidade de probabilidade da distribuição tonal dos pixels, numa imagem, permite estimar a probabilidade dum pixel assumir um determinado valor tonal ou estimar a probabilidade dum pixel se situar numa determinada gama tonal. Se houver, mesmo que de forma aproximada, uma correspondência biunívoca entre distribuição tonal e a distribuição espacial

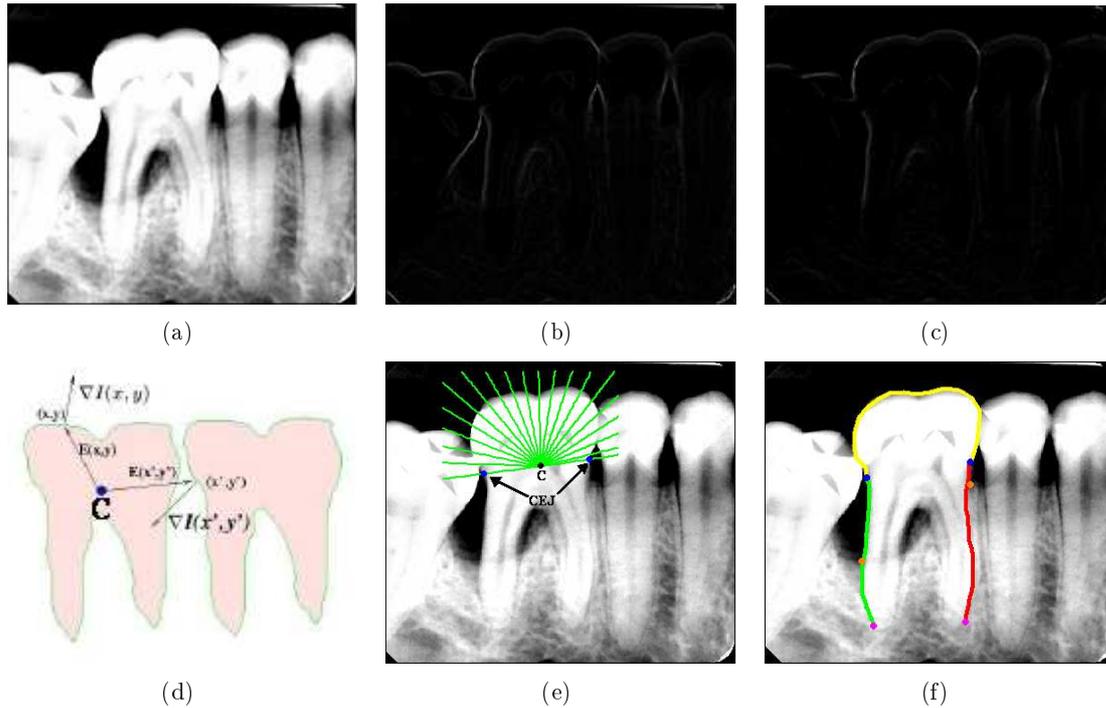


Figura 4.3: Extração do contorno do dente através do método do gradiente. (a) Imagem de entrada. (b) Gradiente da imagem. (c) Gradiente da imagem depois de removidas as interferências. (d) Vectors $\nabla I(x,y)$ e $E(x,y)$. (e) Varrimento radial da coroa. (f) Contorno do dente extraído.

dos objectos de interesse então estamos perante um ponto de partida robusto para segmentação. Esta função permite determinar a probabilidade de um dado pixel pertencer a uma dada região [12], se entendermos região como colecção de pixels que partilham o mesmo intervalo tonal, não correspondendo necessariamente cada região a um objecto alvo. Aplicando este conceito em radiografias dentárias, usa-se a referida função para determinar a probabilidade dos pixels pertencerem à região do dente. Sabendo os pixels que pertencem ao dente, a identificação do seu contorno é trivial.

A escolha do mapeamento directo adequado para a manipulação de contraste é, em geral, essencialmente empírica. Esta é baseada num exame prévio ao histograma da imagem que permite a obtenção de informação útil para a sua segmentação. O histograma de uma imagem descreve a distribuição estatística dos níveis de cinzento relativamente ao número de amostras (“pixels”) com cada nível. A distribuição também pode ser dada em termos da percentagem do número total de “pixels” na imagem. Pode ser estabelecida uma analogia entre o histograma de uma imagem e a função densidade de probabilidade, que é um modelo matemático da distribuição de tons de cinzento de uma classe de imagens [90]. A função densidade de probabilidade $p(I)$ de uma região de pixels pode ser estimada pela contagem das ocorrências de intensidade nessa região.

Nesta secção, é apresentado um método que permite a identificação dos contornos dos dentes usando a informação obtida da função densidade de probabilidade da distribuição

Algoritmo 4 - Extração do contorno da raiz

- 1: O primeiro ponto da raiz do lado direito ou do esquerdo corresponde ao último ponto do contorno da coroa do lado direito ou esquerdo, respectivamente; (partilha dos CEJ's);
- 2: Os novos pontos do contorno da raiz são determinados tendo em conta o último ponto a ser encontrado e o seu “contexto”.

A medida do “contexto” é determinada pelos atributos I_{inner} e I_{outer} da imagem onde, I_{inner} é a intensidade média dos pixels de uma pequena região da parte interna do dente e I_{outer} é a intensidade média dos pixels de uma pequena região da parte externa do dente (Ver figura 4.4). A determinação dos novos pontos é feita de modo iterativo de acordo com a expressão 4.8.

$$\begin{aligned}x_{i+1} &= \max_{x_i-r \leq x \leq x_i+r} (I_{inner} - I_{outer}) \\ y_{i+1} &= y_i + h\end{aligned}\tag{4.8}$$

onde, h corresponde ao incremento vertical, e r à dimensão do incremento horizontal. A paragem do algoritmo é assegurada pelo critério da diferença entre I_{inner} e I_{outer} abaixo de um determinado limiar. Este limiar de paragem é previamente estabelecido consoante o tipo de imagem e o seu contraste. Tipicamente, neste trabalho foram usados valores, para este limiar, situados entre os 3 e os 6 níveis de intensidade da escala de cinzento.

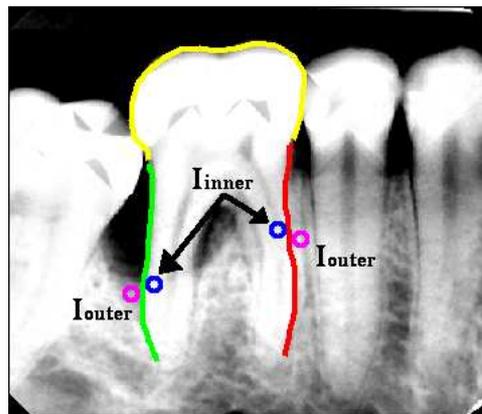


Figura 4.4: “Contexto” de um ponto, intensidade interna (I_{inner}) e intensidade externa (I_{outer}).

do brilho pelos pixels das imagens. Este método usa técnicas de aprendizagem estatística, baseando-se em teoremas matemáticos, probabilísticos e estatísticos para determinar a posição dos pontos pertencentes ao contorno do dente.

Existem basicamente três abordagens de aprendizagem estatística: a aprendizagem Bayesiana, o critério *maximum a posteriori* (MAP), e o critério de máxima verosimilhança (*Maximum Likelihood* - M.L.). Concretamente neste trabalho usou-se a abordagem *maximum a posteriori* (MAP). Esta abordagem constitui uma simplificação ao método de aprendizagem Bayesiana, baseando-se apenas na “melhor hipótese”, isto é na hipótese com maior probabilidade, de um dado ponto pertencer ao contorno, ao invés de em todo o conjunto de hipóteses obtidas em experiências anteriores [11]. A vantagem do uso desta abordagem justifica-se pelo facto de em conjuntos de dados suficientemente grandes permitir uma boa aproximação ao método de Bayes, sem exigir custos de computação tão elevados. Aqui, este método denominou-se como “Modelo Probabilístico” ou método MAP.

Este método tem algumas características comuns ao método descrito na secção anterior (4.3), nomeadamente o facto de também estar estruturado em duas fases (a fase de identificação do contorno da coroa e a fase de identificação do contorno da raiz), o processo de inicialização e o algoritmo usado para identificar o contorno da raiz. Tendo em conta que o algoritmo de identificação dos contornos da raiz é idêntico ao descrito na secção anterior, nesta secção será descrito apenas o processo de identificação dos contornos da coroa usando o método MAP.

Normalmente uma imagem de radiografia dentária é caracterizada por três grandes grupos de pixels, os pixels dos dentes (regiões claras - intensidades elevadas), os pixels do fundo (regiões escuras - intensidades baixas) e os pixels do osso e gengiva (regiões de média intensidade - intensidades intermédias). Todavia, na região envolvente à coroa dos dentes encontram-se apenas os pixels dos dentes, w_t , e os pixels do fundo, w_b .

Neste método, proposto por Jain et. al. [45], é essencial obter uma estimativa credível da função densidade de probabilidade, $p(I)$, em que I representa a intensidade dos pixels. A função densidade de probabilidade pode ser estimada usando o método da mistura das duas componentes [24], descrito pela expressão 4.9:

$$p(I) = p(I|w_b)P(w_b) + p(I|w_t)P(w_t) \quad (4.9)$$

onde $p(I|w_b)$ é a probabilidade de I condicionada pela distribuição dos pixels do fundo da imagem, w_b , e $p(I|w_t)$ é a probabilidade de I condicionada pela distribuição dos pixels que representam os dentes, w_t . O gráfico apresentado na figura 4.5 representa uma estimativa da função densidade de probabilidade, $p(I)$, da distribuição dos pixels na região de interesse (ROI), marcada sobre uma radiografia dentária durante a inicialização do método.

Após análise de um conjunto representativo de radiografias dentárias, verifica-se que os pixels do fundo são, naturalmente, os que têm os valores de intensidade mais baixos (zona mais escura). Admitindo modelos probabilísticos Gaussianos, pode assumir-se que $p(I|w_b)$ corresponde ao primeiro componente do gráfico de $p(I)$ (ver figura 4.5). Após determinar o

primeiro componente Gaussiano, o segundo fica automaticamente determinado.

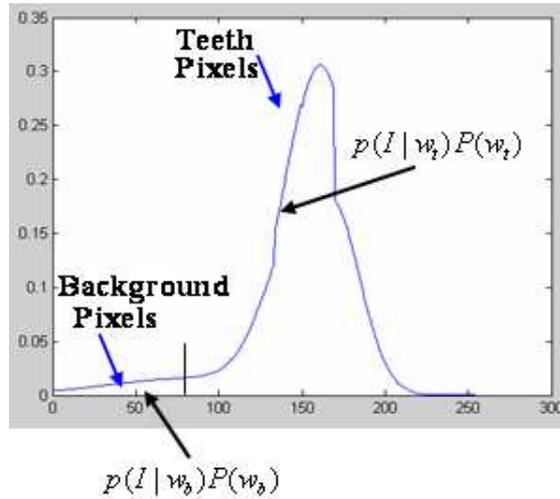


Figura 4.5: Estimativa da função densidade de probabilidade, $p(I)$.

Aplicando a regra de Bayes [3, 17], pode-se determinar a probabilidade posterior de um pixel de intensidade I , se I corresponder à intensidade de um pixel do fundo da imagem, através da expressão 4.10.

$$p(w_b|I) = \frac{p(I|w_b)P(w_b)}{p(I)} \quad (4.10)$$

Analisando a expressão anterior (4.10), verifica-se facilmente que uma vez identificados, graficamente, os valores das funções $p(I|w_b)P(w_b)$ e $p(I)$, o valor de $p(w_b|I)$ fica automaticamente determinado. Tal como foi referido anteriormente, na zona envolvente à coroa dos dentes, representados em radiografias dentárias convencionais, existem apenas dois grupos de pixels, os do fundo e os dos dentes. Assim, $p(w_t|I)$ pode determinar-se pela expressão 4.11.

$$p(w_t|I) = 1 - p(w_b|I) \quad (4.11)$$

O conhecimento das probabilidades da distribuição dos pixels na imagem, permite definir critérios de validação para determinar os pontos do contorno da coroa. Segue-se a descrição do algoritmo (5) usado para extrair esse contorno, de acordo com o método em estudo.

4.5 Gradient Vector Flow - *Snakes*

Os modelos deformáveis integram um conjunto de técnicas de processamento e análise de imagem cuja aplicação está actualmente muito difundida. De facto, conhecem-se aplicações práticas destes métodos numa grande variedade de áreas do conhecimento, tais como: modelação geométrica, segmentação de imagens, animação por computador, reconhecimento de padrões, simulação cirúrgica, etc. [87].

Os modelos deformáveis têm sido amplamente usados na segmentação de imagens médicas,

Algoritmo 5 - Extração do contorno da coroa (método MAP)

- 1: Efectuar um varrimento angular entre os dois CEJ's, centrado no ponto médio, C , com incrementos de $\Delta\theta$ (grau de precisão do contorno). Ver figura 4.6(b). Neste trabalho usou-se $\Delta\theta = 5^\circ$;
- 2: Em cada ponto P de cada linha radial, define-se P_{inner} e P_{outer} , como os pontos da vizinhança de P . Na figura 4.6(b) está esquematizada a posição relativa destes pontos da vizinhança de P .
- 3: Determinar a probabilidade do ponto P ser um ponto do contorno:

$$p(E) = p(w_b|I_{outer})p(w_t|I_{inner}) \quad (4.12)$$

onde, I_{inner} e I_{outer} são as intensidades de P_{inner} e P_{outer} , respectivamente.

- 4: Determinar o ponto do contorno através do critério da maior probabilidade $p(E)$;
 - 5: Repetir os passos 2 - 4 para todas as linhas radiais.
-

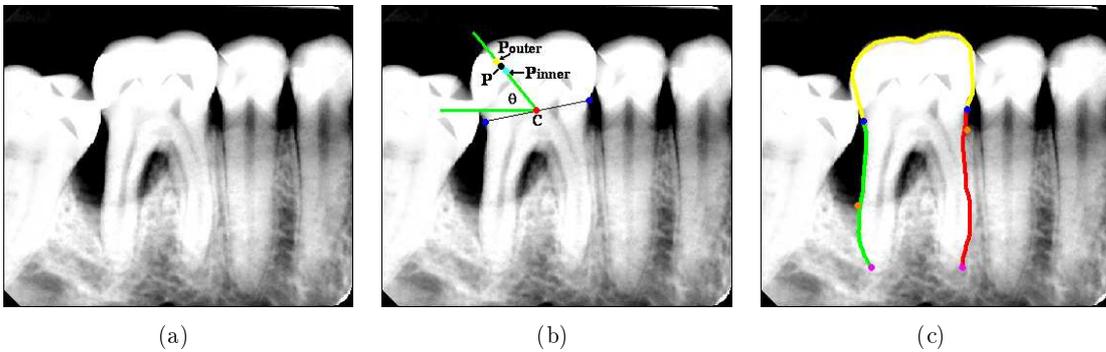


Figura 4.6: Extração do contorno do dente através do método que usa o modelo probabilístico. (a) Imagem de entrada. (b) Intensidades P_{inner} e P_{outer} . (c) Contorno do dente extraído.

com bons resultados. O conceito global de modelos deformáveis engloba um número significativo de métodos e técnicas, nomeadamente: Modelos de Contornos Activos ou Snakes [48]; Modelos Geométricos Deformáveis ou Level-Set [13,57,86]; Active Shape Models [16]; Active Appearance Models [15]; entre outros.

Neste estudo foi usado um método, originalmente proposto por Xu et. al. [94,95], designado por Gradient Vector Flow - *Snakes* (GVF - *Snakes*). Trata-se de uma extensão aos modelos de contornos activos paramétricos (ACM), comumente designados por *Snakes* [48].

A característica principal destes métodos está relacionada com a fonte de informação usada na determinação da força externa, aplicada aos contornos. Neste método, a força externa aplicada ao contorno dos *Snakes* é determinada pelo fluxo do vector gradiente da imagem.

O bom desempenho destes métodos na segmentação de imagem é um factor que explica o seu grande número de aplicações, não só nas áreas médicas, como também noutras áreas. A diversidade de aplicações conhecidas não significa que se trate de um método geral e automático, para todo o tipo de estruturas, uma vez que a sua eficiência depende dos ajustes iniciais, das características da imagem e do tipo de objectos a segmentar.

A morfologia dentária não é regular, isto é, os vários tipos de dentes apresentam formas

diferentes e também variam de indivíduo para indivíduo. Dadas as características das radiografias dentárias e a diversidade morfológica dos dentes, adivinha-se difícil o desenvolvimento de um sistema de segmentação totalmente automático, que garanta resultados válidos.

Neste trabalho foi usado um método de inicialização semi-automático, em que o utilizador introduz a posição dos CEJ's e desenha uma aproximação ao contorno (ver figura 4.7(b)). O contorno desenhado pelo utilizador é definido, assim, como a *Snake* inicial. Este evoluirá para um contorno final de acordo com os parâmetros definidos para o número máximo de iterações, a elasticidade e a rigidez do contorno.

Este método identifica a totalidade do contorno do dente, pelo que será necessário efectuar um pós processamento para separar o contorno identificado, nas suas partes constituintes, a coroa e a raiz. Relembre da necessidade desta separação para o cálculo dos valores de perda de massa óssea.

O *gradient vector flow* (GVF) (ver figura 4.7(a)), $g(x, y) = [u(x, y), v(x, y)]$, de uma imagem minimiza a função da energia [94],

$$\varepsilon = \iint \mu.(u_x^2 + u_y^2 + v_x^2 + v_y^2) + |\nabla f|^2 |g - \nabla f|^2 dx dy \quad (4.13)$$

em que, ∇f é o vector gradiente, normal às arestas representadas na imagem; $u_x = \partial u / \partial x, u_y = \partial u / \partial y, v_x = \partial v / \partial x, v_y = \partial v / \partial y$; e μ um parâmetro que controla a relação entre o primeiro termo (x) e o segundo termo (y). O valor deste parâmetro depende da quantidade de ruído presente na imagem (em imagens com muito ruído são usados valores elevados para μ). Nas imagens estudadas neste trabalho, usou-se $\mu = 0.1$.

Este método usa um algoritmo iterativo que inicia com um contorno inicial, que se vai deformando até que o número máximo de iterações seja atingido ou não existam alterações significativas entre iterações consecutivas.

A nova curva *Snake*, $X(s) = [x(s), y(s)]$, $s \in [0, 1]$ é definida dentro do domínio espacial da imagem de modo a minimizar a seguinte função de energia [48],

$$E = \int_0^1 \frac{1}{2} \left[\alpha |X'(s)|^2 + \beta |X''(s)|^2 \right] + E_{ext}(X(s)) ds \quad (4.14)$$

onde, α é o peso do parâmetro que controla a tensão ou elasticidade da curva; β é o peso do parâmetro que controla a rigidez da curva *Snake*; e X', X'' representam a primeira e segunda derivadas de $X(s)$ em ordem a s . A função da energia externa é obtida a partir da imagem, de modo a que tenha valores menores nas regiões de interesse, como os limites dos objectos, por exemplo.

A curva *Snake* que minimiza E tem de satisfazer a equação de Euler,

$$\alpha X'(s) - \beta X''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (4.15)$$

A expressão anterior pode ser expressa através de uma equação de equilíbrio de forças,

$$F_{int} + F_{ext}^{(p)} = 0 \quad (4.16)$$

onde, $F_{\text{int}} = \alpha X'(s) - \beta X''(s)$ e $F_{\text{ext}}^{(p)} = -\nabla E_{\text{ext}}$. Neste método, a força potencial, $F_{\text{ext}}^{(p)} = -\nabla E_{\text{ext}}$ é substituída pelo *gradient vector flow*, $g(x, y)$.

Quando o algoritmo convergir, o último contorno da *Snake* representa o contorno completo do dente, que posteriormente terá de ser dividido nas suas partes constituintes, o contorno referente à coroa e o contorno referente à raiz.

No âmbito deste trabalho desenvolveu-se um algoritmo destinado à separação do contorno global de um dente nos sub-contornos da coroa e da raiz, respectivamente. Por se tratar de um algoritmo de pós processamento dos contornos obtidos por segmentação, a sua descrição será apresentada em pormenor na secção 5.3 do próximo capítulo, uma vez que este é um capítulo dedicado à aplicação prática dos algoritmos de segmentação estudados neste trabalho.

Na figura 4.7 está ilustrada uma sequência de imagens que representam as principais etapas do processo de extracção do contorno do dente, usando o método GVF - *Snakes*.

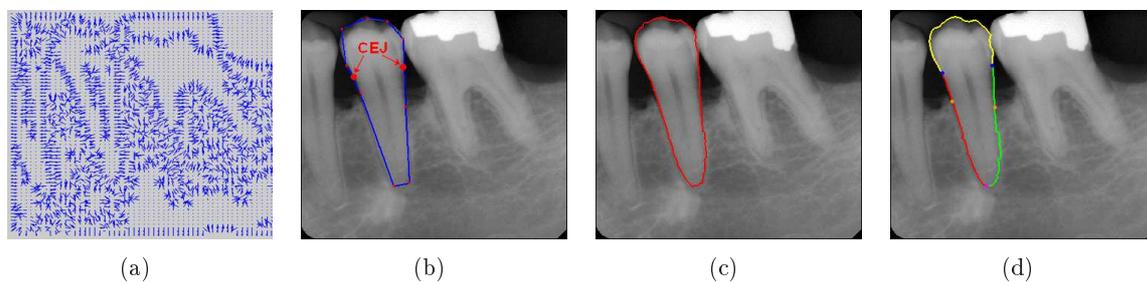


Figura 4.7: Extracção do contorno do dente através do método GVF - *Snakes*. (a) Representação do *gradient vector flow*. (b) Inicialização do algoritmo. (c) Contorno após 10 iterações. (d) Contorno final segmentado em componentes, após 20 iterações.

4.6 Método Interactivo Baseado na Estratégia *Live Wire*

A segmentação *Live Wire* é uma técnica interactiva de extracção de contornos de objectos e de regiões de interesse, de forma fidedigna e eficiente. Esta técnica, proposta originalmente por Mortensen et. al. [64] e mais tarde aperfeiçoada por Barret et. al. [7], é caracterizada por exigir um número reduzido de pontos a introduzir pelo utilizador durante a identificação de um contorno. Trata-se, portanto, de um método semi-automático de segmentação.

Esta técnica de segmentação consiste em determinar o “percurso” óptimo entre dois pontos da imagem, indicados pelo utilizador. Esse “percurso” é determinado com base na análise pixel a pixel, bem como dos seus oito vizinhos directos, entre os dois pontos indicados. Neste contexto, o “percurso” óptimo corresponderá ao contorno de um objecto. A determinação do contorno baseia-se no critério do custo mínimo acumulado para o “percurso” entre os dois pontos. O custo acumulado corresponde à soma dos custos locais em cada pixel do “percurso” [7].

As funções de custo local constituem o núcleo de decisão da técnica de *Live Wire*, pois condicionam as trajectórias descritas pelo contorno que une dois pontos na imagem. Estas funções são determinadas com base em características obtidas directamente da imagem,

tais como a informação da magnitude e direcção do gradiente, a informação produzida pelo detector de arestas do tipo Canny e a informação resultante da aplicação de um operador Laplaciano. Segue-se a descrição da determinação das funções de custo utilizadas neste trabalho, assim como do algoritmo *Live Wire* implementado para identificar os contornos dos dentes.

4.6.1 Determinação da Função de Custo Local

A trajectória óptima entre dois pontos de uma imagem corresponde a um segmento do contorno dos objectos, onde os valores da função de custo local são baixos. Em análise às referências sobre este assunto, verifica-se a existência de vários critérios para definição da função de custo local.

Barret et. al. [7] definiu a função de custo local, como a soma pesada de componentes obtidas a partir das características da imagem. As características usadas pelo autor foram, a informação obtida pela aplicação de um operador Laplaciano na imagem, f_Z , e a informação inerente à magnitude e direcção do gradiente da imagem, f_G e f_D , respectivamente. A expressão 4.17 representa a função de custo local, definida por Barret et. al. [7], para ligar um pixel p , a um pixel vizinho q .

$$C(p, q) = \omega_G \bullet f_G(q) + \omega_Z \bullet f_Z(q) + \omega_D \bullet f_D(p, q) \quad (4.17)$$

Onde ω representa o peso de cada componente. Empiricamente, o autor definiu os seguintes valores para os pesos, $\omega_Z = 0.43$, $\omega_G = 0.43$ e $\omega_D = 0.14$.

Neste trabalho usou-se a abordagem de Chodorowski et. al. [14], que acrescenta uma componente à expressão da função de custo local, apresentada anteriormente. Foi acrescentada informação produzida pela aplicação do detector de arestas do tipo Canny [89], passando a expressão da função de custo local a ser representada do seguinte modo.

$$C(p, q) = \omega_Z \bullet f_Z(q) + \omega_C \bullet f_C(q) + \omega_G \bullet f_G(q) + \omega_D \bullet f_D(p, q) \quad (4.18)$$

Na implementação sugerida por Chodorowski et. al. [14], usaram-se os seguintes valores para os pesos de cada uma das componentes da expressão 4.18: $\omega_Z = 4$, $\omega_C = 4$, $\omega_G = 1$ e $\omega_D = 1$. Deste modo, cada termo tem um contributo diferente para o valor global da função.

Esta segunda abordagem produz melhores resultados de segmentação do que a primeira, porque usa mais informação da imagem original, fundamentando uma melhor aproximação do contorno aos limites dos objectos.

Desta expressão, conhecem-se os valores dos pesos atribuídos a cada componente da função. Resta agora conhecer a definição dos restantes componentes da expressão: $f_Z(q)$, $f_C(q)$, $f_G(q)$ e $f_D(p, q)$. Estas componentes podem ser interpretadas como máscaras obtidas pela aplicação dos respectivos operadores à imagem.

O termos referentes à informação produzida pela aplicação do operador Laplaciano na imagem e à informação proveniente do detector de arestas Canny foram implementados pelas

funções pertencentes à *toolbox* de processamento de imagem do MATLAB [43]. As funções usadas foram $I_{LoG} = edge(I, 'log')$ e $I_{Canny} = edge(I, 'canny')$, respectivamente.

Apesar destas funções terem sido implementadas usando directamente as funções internas do MATLAB, é importante conhecer a fundamentação matemática inerente a cada uma delas. A componente Laplaciana é uma função característica binária, determinada pela seguinte expressão, 4.19.

$$f_Z(q) = \begin{cases} 0 & \text{se } I_L(q) = 0 \\ 1 & \text{se } I_L(q) \neq 0 \end{cases} \quad (4.19)$$

onde, $I_L(q)$ representa a imagem resultante da convolução da imagem original com o operador Laplaciano.

A componente resultante da aplicação do detector de arestas do tipo Canny, também é binária e pode ser obtida pela expressão 4.20.

$$f_C(q) = \begin{cases} 0 & \text{se } I_C(q) = 0 \\ 1 & \text{se } I_C(q) \neq 0 \end{cases} \quad (4.20)$$

onde, $I_C(q)$ representa a imagem resultante da convolução da imagem original com o operador Canny.

O termo da função de custo local referente à magnitude do gradiente é definido por,

$$f_G(q) = 1 - \frac{G(q)}{\max(G)} \quad (4.21)$$

onde $G(q)$ representa a magnitude do gradiente do pixel q e $\max(G)$ representa o valor máximo do gradiente em toda a imagem. É importante referir que, a componente representativa do gradiente é subtraída da unidade, de modo a que as arestas acentuadas correspondam a custos baixos.

O termo associado à direcção do gradiente do ponto p até ao ponto q é dado por,

$$f_D(p, q) = \text{acos}(D_x(p)/G(p) * D_x(q)/G(q) + D_y(p)/G(p) * D_y(q)/G(q))/\pi \quad (4.22)$$

onde, $D_x(p)$, $D_y(p)$, $D_x(q)$ e $D_y(q)$ representam os vectores próprios referentes ao maior valor próprio para as direcções x e y nos pontos p e q , respectivamente.

4.6.2 Algoritmo *Live Wire*

Tal como referido anteriormente, a função de custo local assume um papel preponderante no algoritmo *Live Wire*, uma vez que fundamenta a determinação da trajectória com menor custo entre dois pontos da imagem (segmento de um contorno).

A intervenção do utilizador, ainda que seja mínima, também é um factor importante no

funcionamento deste algoritmo, pois os pontos que este marca na imagem são, supostamente, sobre o contorno e permitem a obtenção da função de custo local que melhor se ajusta ao contorno do objecto a segmentar. Aos pontos indicados pelo utilizador, dá-se o nome de “pontos semente”, porque são usados para iniciar ou terminar cada segmento do contorno global.

Normalmente, na determinação do contorno de um dente, usado neste trabalho como caso de estudo, o utilizador tem de intervir no processo através da marcação de alguns pontos de controlo, nomeadamente os vértices (Apex), pontos em zonas onde o contorno do dente apresenta curvas acentuadas, e quando existe muita interferência com os dentes vizinhos. Devido ao facto de o utilizador ter um papel activo no funcionamento do algoritmo, este classifica-se como um método semi-automático.

Na interacção do utilizador com o algoritmo *Live Wire* estão previstas duas acções, manifestadas através do rato, o movimento e o *click* de qualquer botão. A resposta do algoritmo ao movimento do rato é a actualização do contorno, de acordo com o percurso de menor custo, desde o último “pontos semente” até à posição actual. Trata-se da definição de um segmento do contorno de cariz temporário, uma vez que é alterado em cada movimento do rato.

A acção de *click* no botão do rato permite fechar o segmento actual e iniciar um novo segmento. Esta acção deve ser efectuada em pontos da fronteira dos dentes, uma vez que os pontos indicados são definitivos para o contorno global. São simultaneamente pontos que forcem o término de um segmento e “pontos semente” para um novo segmento. O contorno global é concluído ao ser detectado um duplo *click* no rato.

O algoritmo 6 descreve sucintamente o mecanismo, baseado em *Live Wire*, usado para identificar o contorno dos dentes, representados em radiografias dentárias.

Tendo em conta que o algoritmo 6 formula uma descrição de alto nível do mecanismo de identificação dos contornos dos dentes, usado pelo método baseado em *Live Wire*, para que o leitor possa obter uma melhor percepção acerca do funcionamento deste método segue-se, no algoritmo 7, uma descrição pormenorizada da etapa de actualização do segmento do contorno definido entre um ponto “semente” e a posição actual do ponteiro do rato.

A figura 4.8 ilustra uma sequência de imagens referentes à aplicação do método interactivo baseado em *Live Wire*, para identificação do contorno de um dente.

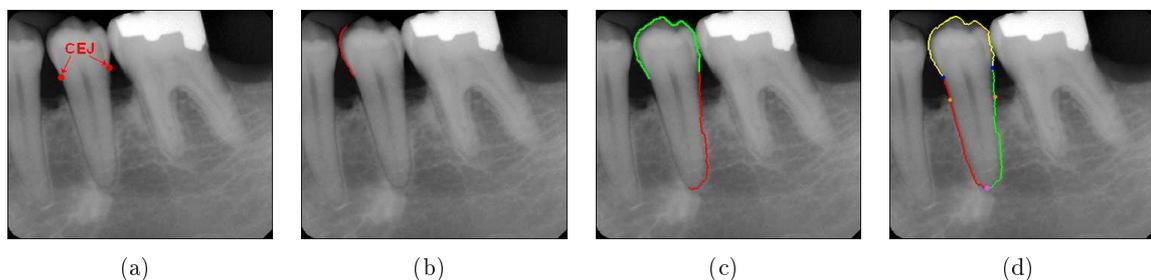


Figura 4.8: Extracção do contorno do dente através do método interactivo baseado em *Live-Wire*. (a) Inicialização do algoritmo. (b) Contorno parcial temporário desenhado com o arrasto do rato. (c) Segmentos do contorno definitivo e segmento do contorno temporário. (d) Contorno final segmentado em componentes.

Algoritmo 6 - Extração do contorno do dente (método interactivo baseado em *Live Wire*)

Inicialização do Sistema:

- Inserção da posição dos CEJ's do dente a segmentar;
- Determinação dos componentes para o cálculo da função de custo local:
 - Detecção de arestas por um operador Canny;
 - Detecção de arestas por um operador Laplaciano;
 - Magnitude do Gradiente;
 - Direcção do Gradiente;

Funcionamento do Algoritmo:

1. $SeedPoint = CEJ.One$;
 2. Determinação da função de custo local para atingir qualquer ponto da imagem a partir do ponto semente ($SeedPoint$);
 3. $GlobalContourX = []$; $GlobalContourY = []$;
 4. Esperar a acção do utilizador;
 5. Obtenção da posição actual do cursor do rato, $endX$ e $endY$;
 6. **if** acção = "Movimento" **then**
 - Actualização do segmento actual do contorno (Ver algoritmo 7) ($[segX, segY] = ContourUpdate(endX, endY)$);**elseif** acção = "Click" **then**
 - Actualização do segmento actual do contorno (Ver algoritmo 7) ($[segX, segY] = ContourUpdate(endX, endY)$);
 - Sub-amostrar o segmento determinado, para reduzir o custo computacional na representação dos pontos;
 - $GlobalContourX = [GlobalContourX, segX]$;
 - $GlobalContourY = [GlobalContourY, segY]$;
 - Novo ponto semente é $seedPointX = endX$ e $seedPointY = endY$;
 - Cálculo da nova função de custo local para atingir qualquer ponto da imagem a partir do ponto novo semente ($SeedPoint$);**end**
 7. Voltar ao passo 4;
-

Algoritmo 7 - Actualização de um segmento do contorno global

1: Parâmetros de entrada:

- Ponto do final do segmento ($endX$ e $endY$)

2: Obtenção do valor da função de custo para a posição ($endX$ e $endY$), $pathCost$;

3: $previousCost = pathCost + 1$;

4: Iniciação do segmento actual $segX = [endX]$ e $segY = [endY]$;

5: **while** $pathCost > 0$ **and** $previousCost > pathCost$ **do**

- Determinação da lista dos 8 pixels vizinhos de $segX(1)$ e $segY(1)$, ($neighbourX$ e $neighbourY$)

- $segX = [neighbourX(1), segX]$; $segY = [neighbourY(1), segY]$;

- **for each on of** 8 vizinhos **do**

– **if** o valor do custo do pixel vizinho $i < pathCost$ **then**

* $pathCost =$ custo do vizinho i ;

* $segX(1) = neighbourX(i)$;

* $segY(1) = neighbourY(i)$;

end

- **end**

end

6: Actualização da linha correspondente ao segmento do contorno a devolver, $segX$ e $segY$;

4.7 Resumo

Neste capítulo foi abordado o tema da segmentação de radiografias dentárias. Os métodos de segmentação estudados neste trabalho são orientados ao contorno. O estudo efectuado aos métodos implementados permitiu concluir que a aplicação de técnicas de pré-processamento para realce das fronteiras entre os dentes e o fundo da imagem, permite obter melhores desempenhos na segmentação.

O baixo contraste das imagens e a morfologia dos dentes pouco regular condicionam a implementação de métodos totalmente automáticos. Assim, enveredou-se por uma solução semi-automática, em que o utilizador tem de inicializar os algoritmos do sistema. Pedese que este introduza alguns pontos de interesse, nomeadamente os CEJ's. Partindo dessa inicialização, os algoritmos comportam-se de modo automático, extraindo os contornos dos dentes seleccionados.

A detecção de arestas permite obter uma ideia geral acerca da posição dos pontos pertencentes à fronteira definida entre os dentes e o fundo da imagem, sendo que na zona da raiz essa fronteira não está bem definida. De entre os operadores usados na detecção de arestas, o operador de Canny é o que permite adquirir maior volume de informação das radiografias dentárias usadas no teste.

Neste trabalho foram implementados quatro métodos de segmentação: O método do gradiente; uso de modelos probabilísticos (método MAP); GVF - *Snakes*; e um método interactivo baseado em *Live Wire*.

Pelos resultados obtidos no processo de segmentação, concluiu-se que o algoritmo mais rápido é o do método MAP. Os restantes apresentam resultados similares, apesar de serem mais onerosos computacionalmente.

A pertinência do uso dos métodos GVF-*Snakes* e *Live Wire*, embora necessitem de mais intervenção do utilizador, sejam mais difíceis de implementar e sejam menos rápidos a determinar os contornos, é justificada pelo facto de existirem imagens onde os métodos do gradiente e MAP falham claramente. Por exemplo, imagens com um baixo nível de contraste entre a raiz e o osso e/ou imagens com artefactos causados pela sobreposição de dentes, constituem situações em que se prevê a preferência pela utilização dos métodos GVF-*Snakes* e *Live Wire* em detrimento dos restantes.

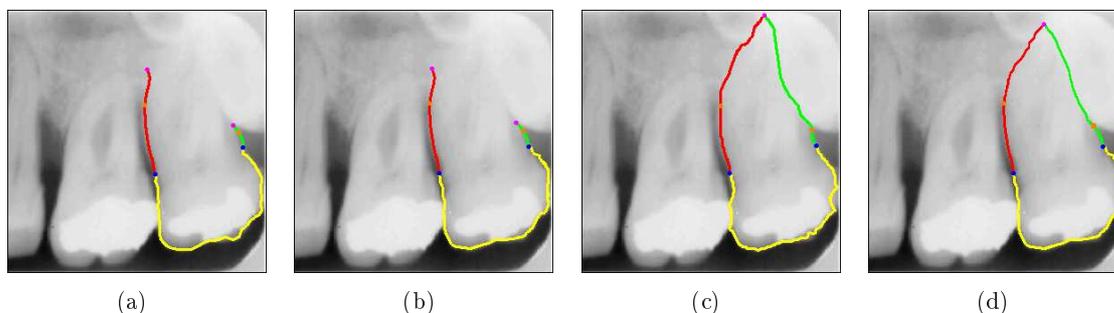


Figura 4.9: Exemplo de falha do método do Gradiente e do método MAP. (a) Método do gradiente. (b) Método MAP. (c) Método GVF-*Snakes*. (d) Método *Live Wire*.

Na figura 4.9 está ilustrado o exemplo de um caso em que a utilização desses métodos produz melhores resultados. Nos capítulos seguintes usam-se alguns dos resultados obtidos do processo de segmentação para conjugar a informação necessária ao cálculo da perda de massa óssea dos dentes.

Capítulo 5

Aplicação dos Algoritmos ao Estudo da Periodontite

5.1 Introdução

O uso de técnicas de segmentação para identificação de estruturas e objectos de interesse, estende-se por várias áreas do conhecimento, tais como imagiologia médicas, reconhecimento facial, detecção e seguimento de movimento, entre outras. No entanto, as aplicações mais relevantes são na área médica. Esta relação tem contribuído para o desenvolvimento mútuo tanto das técnicas de segmentação, como das técnicas de diagnóstico por imagem.

Neste capítulo apresenta-se um exemplo de uma nova aplicação prática para os algoritmos de segmentação estudados. Trata-se da avaliação e classificação da periodontite. A periodontite é uma doença estomatológica, cujo diagnóstico e estadiamento é fundamentado pelos valores de perda do tecido ósseo alveolar, que sustenta os dentes [56]. Trata-se de um procedimento usado como meio complementar ao exame visual efectuado à boca do paciente.

Deste modo, aplicaram-se os algoritmos de segmentação na identificação dos contornos dos dentes, para uma análise posterior às suas características principais. A análise à informação obtida dos contornos dos dentes permite a identificação de algumas das características do dente, tais como: a posição dos CEJ's, o nível do osso (*"Bone Level"* - BL), e os *Apex*. Estas características são tomadas como parâmetros importantes no cálculo dos valores de perda de massa óssea.

Ao longo do presente capítulo será descrito um algoritmo de análise e separação do contorno global do dente nas suas componentes (a coroa e a raiz), seguindo-se a identificação dos seus parâmetros principais obtidos a partir do contorno da raiz. Define-se o processo de cálculo da perda de tecido ósseo alveolar, finalizando com a apresentação de alguns resultados parciais e respectivas conclusões.

5.2 Periodontite como Caso de Estudo

As doenças periodontais tem prevalência elevada, chegando a afectar cerca de 90% da população mundial [76], distribuída pelos diferentes grupos etários, mas com maior incidência na população mais idosa. Tratam-se de doenças infecto-inflamatórias que acometem os tecidos de protecção e sustentação dos dentes [93].

A gengivite constitui a variante mais suave da doença periodontal e é causada, essencialmente, pela acumulação prolongada de placa bacteriana e tártaro entre os dentes e as gengivas. Neste estágio da doença periodontal, o suporte e a sustentação dos dentes ainda não estão comprometidos, e o quadro de inflamação, vermelhidão e inchaço apresentado pelas gengivas é reversível, quando aplicada uma boa higiene oral [76].

A periodontite surge da evolução do cenário de gengivite, em que esta se propaga às estruturas de suporte do dente (osso), constituindo assim uma das principais causas de perda de dentes em adultos. O aparecimento da periodontite pode ser influenciado por factores como a idade, genéticos, e o consumo de álcool e tabaco [61]. Também pode aparecer associada a outras doenças como as doenças cardiovasculares, doenças pulmonares, a sida e os diabetes. No entanto ainda não foram estabelecidas quaisquer relações causais [76]. Esta patologia apresenta como principais sintomas a formação de bolsas, a retracção e hemorragias nas gengivas, a perda de tecido ósseo e a halitose.

O diagnóstico clínico da periodontite é baseado na apreciação visual e radiográfica dos tecidos periodontais e na medida do espaço entre o dente e a gengiva. As radiografias dentárias são usadas habitualmente para medir a quantidade de osso que sustenta os dentes e identificar outras condições patológicas.

Esta doença pode ser classificada como ligeira, moderada ou grave e o tratamento a aplicar, depende da sua gravidade. Contrariamente à gengivite, que habitualmente desaparece com uma boa higiene dentária, a periodontite requer um tratamento profissional. A periodontite ligeira geralmente é tratada com uma limpeza que remove a placa bacteriana e o tártaro acumulados na coroa e na raiz dos dentes. O tratamento da periodontite moderada também pode ser iniciado com a limpeza e tratamento das raízes, porém muitas vezes o tratamento é cirúrgico. Os casos graves geralmente necessitam de cirurgia. Nesta fase, existe grande possibilidade de perda do dente [61].

Relembrando que a perda de massa óssea é uma consequência da periodontite e que a sua determinação é um procedimento normal para classificar a sua severidade, pode-se sustentar a hipótese de ser vantajoso o recurso a técnicas de segmentação para complementar o diagnóstico e avaliação da periodontite.

Os contornos obtidos pelo processo de segmentação são representativos da morfologia dos dentes, pelo que será possível a identificação dos diferentes parâmetros que os constituem, nomeadamente os *Cemento-Enamel Junction* (CEJ)'s, o nível do osso e os *Apex*. Após o conhecimento destes parâmetros, a determinação dos valores da perda de massa óssea é trivial.

Assim, o tema da periodontite surge neste trabalho como a instância final de um exemplo de aplicação prática dos algoritmos de processamento e segmentação estudados anteriormente.

Nas secções subsequentes estão apresentadas várias etapas de análise aos contornos dos dentes, obtidos por segmentação e que permitem a identificação dos parâmetros do dente e o cálculo do valor da perda de massa óssea, correspondente.

5.3 Separação do Contorno Global do Dente em Componentes (Coroa e Raiz)

No capítulo anterior (4) foram apresentados quatro algoritmos de segmentação capazes de identificar os contornos de dentes, representados em radiografias dentárias. Na aplicação prática dos algoritmos de segmentação como complemento ao diagnóstico e avaliação da periodontite é necessária a identificação do contorno representativo da raiz, de modo a que se possam determinar os parâmetros usados no cálculo da perda de massa óssea de cada dente.

Os contornos resultantes dos dois primeiros métodos de segmentação descritos (o método do gradiente e o método MAP), já se encontram estruturados em segmentos referentes à coroa e à raiz (lado *mesial* e lado *distal*). Assim, neste caso não será efectuada qualquer intervenção pós-processamento para a separação dos contornos em componentes, uma vez que os contornos referentes à raiz já foram previamente identificados.

Por outro lado, tanto o método GVF - *Snakes*, como o método interactivo baseado em *Live Wire* têm em comum, a característica global do contorno resultante. Isto é, o contorno obtido representa o dente como um todo, sem que a coroa e a raiz estejam identificados separadamente. A necessidade de conhecer os contornos que representam a raiz, implica a submissão do contorno global a um processamento adicional, para a devida estruturação em componentes (coroa e raiz). Nesta secção será proposto um algoritmo que proporciona a referida separação dum contorno global nas componentes estruturais referentes à coroa e à raiz.

Antes de proceder à descrição do algoritmo usado para a separação dos contornos, é importante relembrar algumas características inerentes ao contorno global produzido pelos métodos referidos. Estes métodos asseguram a continuidade e sequencialidade do contorno, pelo que, este contorno é definido pela ordem em que os pontos estão armazenados na estrutura de dados. Saliente-se que à partida não se sabe qual o sentido da formação do contorno imposto pelo utilizador, se o sentido horário ou se o sentido anti-horário. Estas características foram consideradas no desenvolvimento do algoritmo de separação dos contornos, de modo a obter resultados válidos.

O algoritmo 8 formula uma descrição de alto nível do mecanismo de separação do contorno global do dente nos seus segmentos correspondentes à coroa e à raiz. Para que o leitor possa obter uma melhor percepção acerca do funcionamento deste método de separação, segue-se no algoritmo 9, uma descrição pormenorizada da etapa de separação do contorno da raiz nas suas componentes *mesial* e *distal*.

Antes de analisar a descrição dos algoritmos referidos, é importante relembrar algumas características morfológicas dos dentes, resultantes da análise efectuada às radiografias den-

Algoritmo 8 - Separação do contorno global do dente em componentes (coroa e raiz)

Variáveis de Entrada:

- Posição dos CEJ's (*CEJ.One* e *CEJ.Two*);
- Contorno Global (*ToothContour*);
- Identificação do dente (*ToothID*);

Variáveis de Saída:

- *CrownContour* = [];
- *MesialRootContour* = [];
- *DistalRootContour* = [];

Funcionamento do Algoritmo:

1. Determinação dos índices dos pontos do contorno global (*ToothContour*) que correspondem aos CEJ's: *idxCEJ1* e *idxCEJ2*;
 2. Determinação do CEJ de menor e maior índice:
if (*idxCEJ1* < *idxCEJ2*) **then**
 oldminIdxCEJ = *idxCEJ1*; *oldmaxIdxCEJ* = *idxCEJ2*;
else
 oldminIdxCEJ = *idxCEJ2*; *oldmaxIdxCEJ* = *idxCEJ1*;
end
 3. Reordenação dos pontos do contorno global de modo a que o CEJ de menor índice fique na primeira posição:
NewToothContour = [*ToothContour*(*oldminIdxCEJ* : *end*), *ToothContour*(1 : *oldminIdxCEJ* - 1)];
NewminIdxCEJ = 1;
NewmaxIdxCEJ = *oldmaxIdxCEJ* - *oldminIdxCEJ* + 1;
 4. Separação do contorno em componentes (coroa e raiz):
if (*ToothID* < 28) **then**
 [*MaxValue*, *idx*] = *max*(*NewToothContour.Y*);
else
 [*minValue*, *idx*] = *min*(*NewToothContour.Y*);
end
if (*idx* < *NewmaxIdxCEJ*) **then**
 CrownContour = *NewToothContour*(1 : *NewmaxIdxCEJ*);
 RootContour = *NewToothContour*(*NewmaxIdxCEJ* : *end*);
else
 CrownContour = *NewToothContour*(*NewmaxIdxCEJ* : *end*);
 RootContour = *NewToothContour*(1 : *NewmaxIdxCEJ*);
end
 5. Separação do contorno da raiz (*RootContour*) na parte mesial e distal (ver algoritmo 9): *MesialRootContour* e *DistalRootContour*;
-

Algoritmo 9 - Separação do contorno da raiz nas componentes *mesial* e *distal*

Variáveis de Entrada:

- Contorno da raiz (*RootContour*);
- Identificação do dente (*ToothID*);

Variáveis de Saída:

- *MesialRootContour* = [];
- *DistalRootContour* = [];

Funcionamento do Algoritmo:

1. Determinação dos extremos locais (máximo ou mínimo): *idxApex* e *Apex*;
if (*ToothID* < 28) **then**
 Detecção dos mínimos locais;
else
 Detecção dos máximos locais;
end
2. Separação do contorno da raiz em componente *mesial* e componente *distal*:
if ((*ToothID* > 11 && *ToothID* < 18)||(*ToothID* > 41 && *ToothID* < 48))
then
 if (*size*(*Apex*) == 1) **then**
 MesialRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à direita do *Apex* (maior coordenada X);
 DistalRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à esquerda do *Apex* (menor coordenada X);
 elseif (*size*(*Apex*) == 2)
 MesialApex = *Apex* de maior coordenada X;
 DistalApex = *Apex* de menor coordenada X;
 MesialRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à direita do *MesialApex* (maior coordenada X);
 DistalRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à esquerda do *DistalApex* (menor coordenada X);
 end
 elseif (*ToothID* > 21 && *ToothID* < 38) **then**
 if (*size*(*Apex*) == 1) **then**
 MesialRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à esquerda do *Apex* (menor coordenada X);
 DistalRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à direita do *Apex* (maior coordenada X);
 elseif (*size*(*Apex*) == 2)
 MesialApex = *Apex* de menor coordenada X;
 DistalApex = *Apex* de maior coordenada X;
 MesialRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à esquerda do *MesialApex* (menor coordenada X);
 DistalRootContour = Pontos de *RootContour* posicionados à direita do *DistalApex* (maior coordenada X);
 end
 end
end

tárias, nas quais se podem considerar dois tipos de representações da raiz. A que apresenta dois *Apex* (dentes molares) e a que apresenta apenas um *Apex* (restantes dentes).

Considerando o contorno da raiz como uma representação gráfica de uma função, a identificação dos *Apex* corresponde à identificação dos mínimos ou máximos locais da função, conforme se trate de um dente pertencente ao maxilar de cima ou ao maxilar de baixo, respectivamente.

5.4 Identificação de Parâmetros do Dente

Os dentes são estruturas calcárias usados para cortar e triturar os alimentos, de modo a facilitar o processo digestivo. Tecnicamente, podem ser definidas três regiões para a constituição de um dente, [23]: a coroa, é a parte visível do dente; a raiz, é a parte que fixa os dentes aos maxilares; e o colo, é a parte intermédia entre a coroa e a raiz. No entanto, para simplificar, é comum serem referidas apenas a coroa e a raiz. Relativamente ao número de raízes, alguns dentes como os molares, apresentam mais de uma raiz.

A saúde periodontal é avaliada, numa primeira instância, pela observação clínica de alguns parâmetros característicos. Contudo, numa fase posterior, recorre-se às radiografias dentárias para permitir a medição da quantidade de destruição periodontal em cada dente [56]. Deste modo, é possível obter uma avaliação objectiva e acrescentar um indicador quantitativo da saúde periodontal do paciente.

Essa quantidade de destruição do osso periodontal é medida com base na análise morfológica do dente, e implica a identificação de três parâmetros fundamentais: CEJ, “*Bone Level*” e *Apex*. Na figura 5.1 estão ilustradas as posições correspondentes aos parâmetros referidos, que permitem determinar o valor de perda de massa óssea dos dentes.

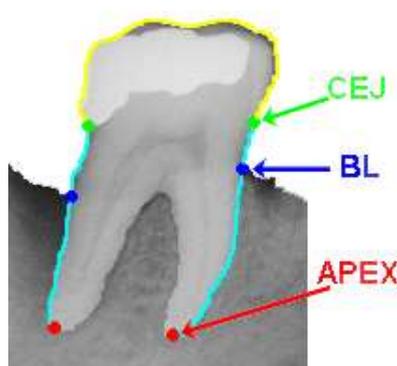


Figura 5.1: Representação dos parâmetros do dente (CEJ, “*Bone Level*” e *Apex*).

Saliente-se que, CEJ simboliza o ponto no dente onde termina o esmalte (“*enamel*”) que envolve a coroa e começa o “*cementum*” que envolve a raiz; “*Bone Level*” representa a posição do osso, relativamente ao CEJ; e *Apex* representa a extremidade da raiz. Em pessoas saudáveis, o nível do osso está próximo do CEJ, contrariamente às pessoas que apresentam alguma severidade da periodontite, em que o nível do osso está mais próximo do *Apex*, representando uma

perda efectiva de osso alveolar.

O resultado da segmentação dos dentes em radiografias dentárias permite a identificação dos parâmetros referidos anteriormente. Os CEJ's são introduzidos pelo utilizador no momento da inicialização dos algoritmos. Partindo dos contornos da raiz, facilmente se identificam as posições dos *Apex*, porque correspondem à sua extremidade que não seja o CEJ.

Para complementar a identificação dos parâmetros, resta a determinação da posição do nível do osso ("*Bone Level*"). Na bibliografia referente a esta temática, encontraram-se alguns algoritmos capazes de determinar o nível do osso [28, 96]. No entanto, a fraca qualidade das imagens de teste não favorecia o seu desempenho. Para colmatar esta lacuna e contornar o problema da fraca qualidade das imagens, foi implementado um novo algoritmo com o objectivo de identificar a posição do nível do osso. Note-se que este algoritmo foi adaptado do algoritmo usado para extrair o contorno da raiz (algoritmo 4) nos métodos descritos em 4.3 e 4.4. Assim, o algoritmo 10 descreve a sequência de operações usadas para determinar o nível do osso.

Algoritmo 10 - Extracção da posição do nível do osso ("*Bone Level*")

1: Deslocar a parte esquerda do contorno da raiz alguns pixels (3 - 6) à esquerda e a parte direita da raiz alguns pixels à direita, de modo a assegurar que na pesquisa seja efectuada fora da massa do dente, mas perto das suas extremidades;

2: Para cada um dos lados do dente ...

Percorrer o contorno da raiz desde o CEJ até ao *Apex*, de modo a analisar a vizinhança de todos os pontos. Para cada ponto do contorno, serão definidos os parâmetros I_{bone} e I_{outer} . I_{bone} é a intensidade média dos pixels de uma pequena região da parte interna do osso, e I_{outer} é a intensidade média dos pixels de uma pequena região da parte externa do osso (Fig. 5.2).

A posição do nível do osso ("*Bone Level*") corresponde ao ponto onde a diferença entre I_{bone} e I_{outer} é máxima, tal como mostrado na equação 5.1.

$$BL = \max_{y_i - r \leq y \leq y_i + r} (I_{bone} - I_{outer}) \quad (5.1)$$

onde, r é o raio de vizinhança.

5.5 Determinação da Perda de Massa Óssea Alveolar

Os valores da perda de massa óssea são um dos factores indicativos da severidade da periodontite. Para além da observação clínica, os dentistas baseiam-se nestes valores para quantificar (estadiar) a evolução da patologia. Segundo alguns autores especialistas em periodontite [41, 50], os pacientes que apresentem uma perda de massa óssea superior a 50% em sete ou mais dentes são tradicionalmente considerados como possuidores de periodontite num estado severo. Os restantes pacientes, que apresentem sinais de perda de massa óssea, são considerados como possuidores de periodontite na forma ligeira a moderada. Nesta secção será apresentada a fórmula de cálculo dos valores da perda de massa óssea com base nos

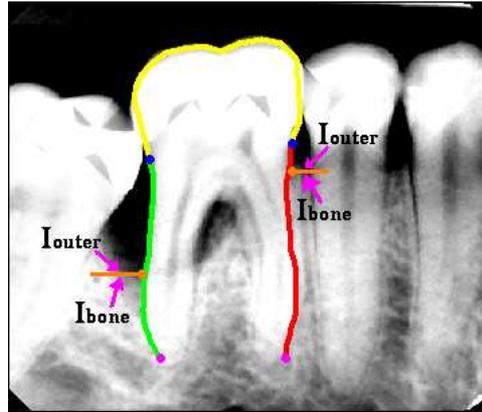


Figura 5.2: Propriedades I_{bone} e I_{outer} .

parâmetros previamente identificados.

Tendo em conta que, idealmente, o nível do osso estará próximo do “*cemento-enamel junction*” (CEJ) em pessoas saudáveis, e que a gengiva vai retraindo com a evolução da doença. Esta retracção da gengiva conduz à perda efectiva de tecido ósseo alveolar. Os valores dessa perda são determinados pela distância entre o CEJ e o nível do osso, podendo ser expressos em mm's ou em termos de percentagem (%) do comprimento total da raiz [56].

Neste trabalho optou-se por exprimir os valores da perda de tecido ósseo em percentagem (%), uma vez que não existe informação acerca da resolução de captura das imagens, necessária para determinar automaticamente os valores homólogos em mm's. Além disso, trabalha-se com uma escala normalizada independente de grandezas métricas com grande variabilidade inter-paciente.

Tradicionalmente, a determinação dos valores de perda de massa óssea alveolar é efectuada directamente nas radiografias dentárias impressas em filme. A medição é efectuada através de uma grelha de plástico transparente, designada por *Schei ruler*.

A *Schei ruler* consiste numa grelha de plástico transparente com uma linha marcada a grosso (cerca de 1 mm) e 10 linhas equidistantes que emanam radialmente de um centro, em que cada uma representa 10 % de perda de massa óssea (ver figura 5.3). De acordo com Schei et al. [81] a linha de 1 mm de espessura representa a distância entre o CEJ e a crista alveolar em pessoas considerados saudáveis. Este método de medição permite quantificar a perda de massa óssea alveolar, em intervalos de percentagem, relativamente ao nível óptimo do osso.

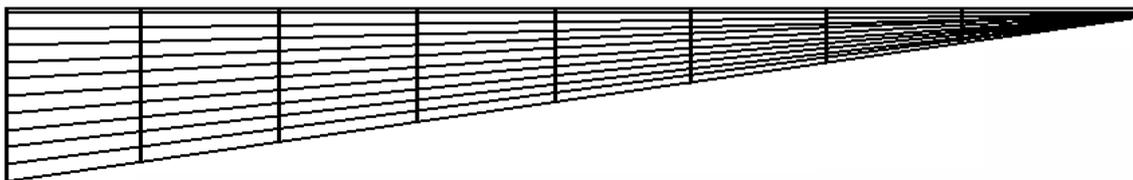
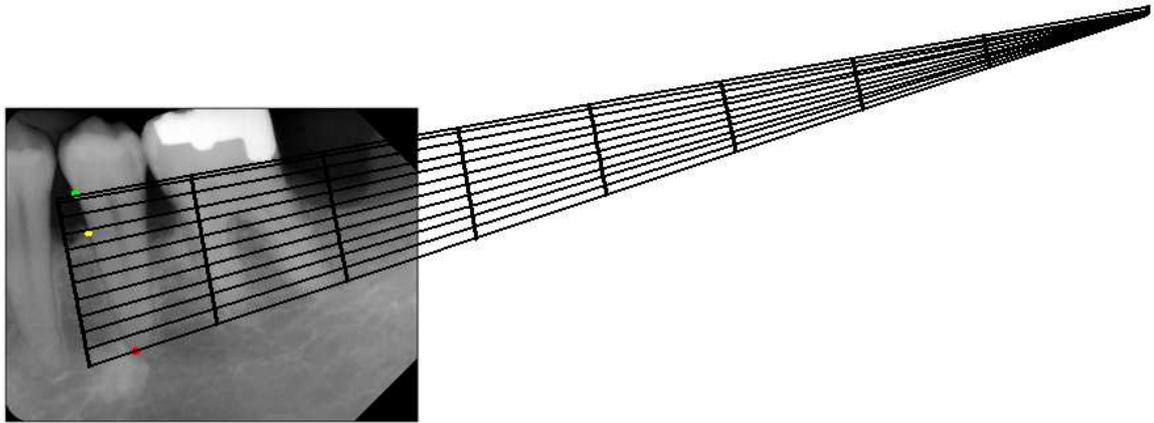
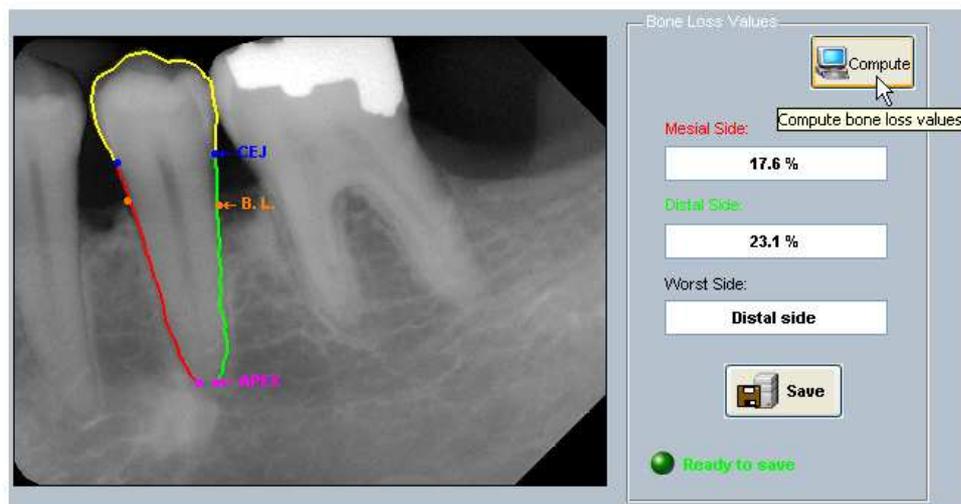


Figura 5.3: Representação da *Schei ruler*.

Este processo de medição tradicional consiste em sobrepor a grelha com a radiografia



(a)



(b)



(c)

Figura 5.4: Comparação entre o método tradicional e o método informático de determinação da perda de massa óssea. (a) Uso da *Schei Ruler*. (b) Cálculo efectuado a partir dos contornos. (c) Cálculo efectuado a partir do gráfico traçado.

impressa em filme em que a linha a grosso coincide com a posição do CEJ e a extremidade da grelha coincide com o *Apex*. A posição do osso fica visível dentro do alcance da grelha e considerando que cada intervalo representa 10%, a leitura é directa. A figura 5.4(a) ilustra um exemplo de medição da perda de massa óssea usando a *Schei ruler*. Este método, apesar de datar de 1959, ainda hoje se utiliza em centros de investigação especializados em periodontite. Todavia, esta tarefa define-se como monótona, demorosa e aborrecida.

Uma das principais motivações deste trabalho foi a implementação de um sistema de informação e processamento de imagens odontológicas, no qual está integrada uma funcionalidade de medição da perda de massa óssea alveolar. Esta ferramenta visa a redução do tempo e do trabalho despendidos na realização desta tarefa, por vezes evitada por parte dos dentistas.

A determinação da perda de massa óssea usando a ferramenta informática referida, pode ser efectuada através de duas modalidades, ou usando a informação obtida dos contornos dos dentes, tal como descrito na secção 5.4, ou traçando um diagrama com os parâmetros do dente directamente na imagem, em que o utilizador ajusta as suas posições correspondentes. Independentemente do método escolhido, o valor de perda de massa óssea será calculado em percentagem usando a expressão 5.2, mediante os valores dos CEJ, BL, e *Apex*.

$$BoneLoss = \frac{CEJ - BL}{CEJ - Apex} \times 100\% \quad (5.2)$$

As figuras 5.4(b) e 5.4(c) ilustram um exemplo de medição da perda de massa óssea usando a ferramenta de software desenvolvida neste trabalho. O uso da ferramenta informática tem a vantagem de permitir que os valores determinados sejam armazenados automaticamente em base de dados, permitindo a sua consulta posterior.

5.6 Resumo

Neste capítulo foi apresentado um novo caso de aplicação para as técnicas de segmentação, estudadas no capítulo anterior (4). Estas técnicas foram adaptadas para a identificação dos contornos de dentes representados em radiografias dentárias.

Foi também apresentado um algoritmo desenvolvido para separar o contorno global do dente nos sub-contornos referentes às representações da coroa e da raiz. Posteriormente, apresentou-se outro algoritmo, desta vez para permitir a detecção do nível do osso a partir dos contornos da raiz, entretanto já identificados.

No presente trabalho usou-se a informação obtida a partir dos contornos e do nível de osso, para o cálculo do valor da perda de massa óssea apresentado pelos dentes. O valor da perda de tecido ósseo é um factor fundamental na classificação e avaliação da evolução da doença periodontal.

O uso das técnicas de segmentação e análise de imagens não se restringe apenas à avaliação da periodontite, poderão existir outras patologias do foro estomatológico passíveis de serem identificadas e classificadas a partir dos contornos dos dentes, as quais também poderão ser usadas como novos casos de aplicação.

Nos capítulos subsequentes será efectuada a avaliação e validação dos algoritmos descritos, relativamente ao desempenho da tarefa de segmentação das estruturas dentárias e respectivo cálculo do valor da perda tecido ósseo alveolar.

Será ainda apresentado um protótipo para um sistema de informação e processamento capaz de organizar a informação dos pacientes e respectivo arquivo de imagens, para além de fornecer as funcionalidades de processamento e análise mais comuns, assim como permitir o cálculo e armazenamento dos valores de perda de massa óssea.

Capítulo 6

Avaliação e Validação do Sistema

6.1 Introdução

Em capítulos anteriores, desta dissertação, foram descritas várias técnicas e algoritmos de processamento e análise de radiografias dentárias. Também foi apresentado um exemplo prático de aplicação dos algoritmos estudados. O exemplo apresentado descreve a possibilidade da obtenção de informação dos contornos dos dentes, para o cálculo do valor da perda de tecido ósseo, com aplicação no estadiamento da periodontite.

Tal como já foi referido anteriormente, a estimativa e medição da perda de massa óssea alveolar é fundamental na avaliação da severidade da periodontite, bem como na análise aos efeitos surtidos pelos tratamentos efectuados. Também foi referida a existência de um método que é tradicionalmente utilizado na execução desta tarefa monótona, demorada e aborrecida. O método referido reporta-se ao uso da *Schei ruler* [81], que apesar de datar de 1959 ainda hoje se utiliza em centros de investigação especializados em periodontite, como é o caso da ACTA.

Contendo o sistema aqui proposto algumas funcionalidades inovadoras, interessa efectuar a sua validação na realização das tarefas para as quais foi desenvolvido. A validação de um sistema desta natureza não é simples nem trivial, uma vez que é difícil encontrar métricas de avaliação ou valores de referência artificiais (fantomas) que possam ser usados como *ground truth*.

À semelhança de um outro estudo anterior, que visava a avaliação de técnicas de segmentação na detecção de contornos pulmonares [87], desenvolveu-se uma metodologia de avaliação que permite comparar os valores de perda de massa óssea alveolar obtidos pelo método tradicional (à partida considerados como inquestionáveis - *golden standard*) com os valores homólogos obtidos por dois dos métodos implementados neste trabalho.

Um facto inevitável é que existirá variabilidade inter e intra observador em qualquer dos casos. Contudo, nesta dissertação, será efectuado apenas um estudo comparativo entre variabilidade inter-observador, usando valores de perda de massa óssea obtidos por 6 (seis) dentistas, especialistas em Periodontologia, através do método tradicional e a variabilidade dos valores de perda de massa óssea, para os mesmos dentes, obtidos por um leigo, usando

a ferramenta implementada no âmbito desta dissertação. Este estudo permite aferir em qual dos casos é que a variabilidade é menor, e se os valores obtidos pelos métodos computacionais são comparáveis aos valores obtidos pelo método tradicional. Se os valores obtidos pelos algoritmos forem da mesma ordem e apresentarem uma variabilidade semelhante ou menor que os valores obtidos pelo método tradicional, é legítimo afirmar que o sistema cumpre os requisitos para que possa ser considerado como um MCDT válido na medição de valores de perda de massa óssea e respectiva avaliação quantitativa da periodontite. Esta avaliação preliminar constitui o primeiro passo para a validação do sistema e dos métodos implementados.

Os métodos de segmentação descritos anteriormente, produzem contornos aparentemente semelhantes. Porém, estes são naturalmente diferentes de método para método. Nesta fase, poderia ser interessante averiguar, através de estudos de comparação entre contornos, o quão diferentes são os contornos produzidos pelos diferentes algoritmos estudados. No entanto, e relembrando que o objectivo da aplicação dos algoritmos é obter uma estimativa da perda de massa óssea, nesta fase será avaliada apenas esta característica, deixando de lado a questão dos contornos, até porque nada garante que apesar de existirem contornos diferentes, os valores de perda de massa óssea correspondentes não possam ser idênticos.

O presente capítulo será dedicado à avaliação e validação do desempenho de dois dos métodos, na tarefa para a qual foram desenvolvidos. Esta fase do estudo revela-se de extrema importância porque permite fundamentar os resultados obtidos.

6.2 Metodologia

A metodologia usada para efectuar a avaliação dos métodos implementados consiste num estudo estatístico que permite comparar os valores de perda de massa óssea obtidos por alguns dos métodos estudados com os valores homólogos obtidos por vários dentistas, especialistas em Periodontologia, usando o método tradicional de medição.

Tal como referido anteriormente, os resultados produzidos pelos métodos de segmentação estudados neste trabalho são relativamente similares, apesar de, por vezes poder existir uma diferença ligeira entre eles, especialmente em imagens com um baixo nível de contraste entre a raiz e o osso e/ou imagens com artefactos causados pela sobreposição de dentes, onde essa diferença é mais notória. De facto, em imagens com estas características verificou-se que, por vezes, os métodos do Gradiente e MAP falham claramente, daí a pertinência do uso dos métodos *GVF-Snakes* e *Live Wire*.

Na análise qualitativa aos resultados produzidos pelos quatro métodos de segmentação implementados, constata-se que é difícil eleger um método que se evidencie dos restantes em termos globais. No entanto podem-se definir dois grupos, tendo em conta as características de funcionamento dos métodos. Um grupo é formado pelos métodos do gradiente e MAP e o outro grupo pelos métodos *GVF-Snakes* e *Live Wire*. Os métodos do primeiro grupo são mais fáceis de implementar, são computacionalmente menos onerosos e também são mais rápidos. Contudo, os métodos do segundo grupo apresentam melhores resultados na identificação dos contornos em imagens com baixo contraste. A opção por um deles dependerá, essencialmente,

da qualidade da imagem. Caso tenha um nível de contraste razoável aconselha-se um dos do primeiro grupo, caso contrário será preferível a escolha de um dos do segundo grupo à custa de maior esforço computacional e, obviamente, menos rapidez.

Os métodos seleccionados para integrarem o referido estudo estatístico, que opõe os resultados obtidos pelo método tradicional de medição com os resultados obtidos pelos métodos computacionais implementados, foram os métodos do gradiente e MAP. As razões da escolha destes métodos residem no facto de terem sido os primeiros a serem implementados, de serem de mais fácil implementação, de serem mais rápidos e também por serem os mais susceptíveis a falhas na identificação dos contornos.

Trata-se de um estudo com observadores, para o qual foi solicitada a colaboração de 6 (seis) dentistas, especialistas em Periodontologia há vários anos e membros do departamento de Periodontologia da ACTA (*Academic Centre for Dentistry of Amsterdam*). O referido estudo incidiu numa amostra de medições realizadas em 60 dentes (5 dentes \times 12 pacientes) representados em radiografias dentárias do tipo periapical. Saliente-se que, tanto os pacientes, como as radiografias, como os dentes a analisar foram seleccionados aleatoriamente de um universo de pacientes do departamento de periodontologia da ACTA. Estes pacientes foram incluídos num outro estudo recentemente efectuado por Bizarro et.al [9].

Em cada um dos dentes seleccionados foi medida a perda de massa óssea alveolar em percentagem do comprimento total da raiz. As medidas foram efectuadas para ambos os lados do dente (*mesial e distal*).

Tal como referido anteriormente, nesta fase, o teor deste estudo visa apenas a comparação entres os valores obtidos pelos dentistas usando o método tradicional e os valores obtidos por um leigo, sem experiência em doenças periodontais, usando os dois métodos seleccionados. A formalização deste estudo permitirá obter as primeiras conclusões acerca da qualidade e do desempenho do sistema desenvolvido, na avaliação da perda de massa óssea alveolar. Este constituirá também uma base de trabalho para uma avaliação mais aprofundada do sistema.

6.3 Variabilidade Inter-Observador vs Métodos Computacionais na Medição dos Valores de Perda de Massa Óssea em Radiografias Dentárias

A importância de uma estimativa correcta para o valor de perda de massa óssea, apresentada por pacientes com periodontite, é justificada pela necessidade de avaliação da evolução da patologia, assim como dos efeitos surtidos pelos tratamentos aplicados. O facto do osso alveolar, envolvente à raiz dos dentes, poder ser visível em radiografias dentárias, faz com que este tipo de imagens seja o meio preferido para o auxílio ao diagnóstico em Odontologia [52].

Tal como no capítulo anterior (5), tradicionalmente, a estimativa da perda de massa óssea é obtida pelo uso da *Schei ruler* [81] em radiografias impressas em filme. Contudo, o aparecimento e a popularidade dos sistemas de radiografias digitais, entre a comunidade odontológica, veio revolucionar o conceito de análise e interpretação da informação contida

neste tipo de imagens [62].

Uma vez que os métodos de segmentação, estudados no âmbito desta dissertação, têm aplicação prática nesta área, impõe-se a necessidade de confrontar os valores obtidos pelo método tradicional de medição e os novos métodos computacionais aqui implementados.

Para formalizar e identificar as variáveis em estudo, atribuiu-se a cada um dos dentistas (observadores) um número que os identificará durante o estudo. Estes passam a ser referidos como O_1 , O_2 , O_3 , O_4 , O_5 e O_6 . Também os métodos seleccionados, método do gradiente e método MAP, passam a ser identificados como A_1 e A_2 , respectivamente.

Cada um dos observadores efectuou, individualmente, as medições dos valores de perda de massa óssea. Os dentes avaliados estavam representados em radiografias digitais, impressas em filme, e foram usados como instrumentos de visualização e medição o negatoscópio e a *Schei ruler*, respectivamente. Os valores de perda de massa óssea medidos foram expressos em percentagem (%) do comprimento total da raiz do dente.

Recorde-se que, a *Schei ruler* consiste numa grelha de plástico transparente com uma linha marcada a grosso (cerca de 1 mm) e 10 linhas equidistantes que emanam radialmente de um centro, em que cada uma representa 10% de perda de massa óssea. Ver figura 5.3 do capítulo 5. De acordo com Schei et. al. [81] a linha de 1 mm de espessura representa a distância entre o CEJ e crista alveolar em seres humanos considerados saudáveis.

A sobreposição da grelha com a radiografia impressa em filme, em que a linha a grosso coincide com a posição do CEJ e a extremidade da grelha coincide com o *Apex*, permite a leitura da posição do osso com uma resolução de 10%. Recorde a figura 5.4(a). Neste método de medição, os valores de perda de massa óssea são representados em 10 categorias ordenadas (tabela 6.1).

Perda de massa óssea (% do comprimento da raiz)	Categoria
<10%	1
10 - <20%	2
20 - <30%	3
30 - <40%	4
40 - <50%	5
50 - <60%	6
60 - <70%	7
70 - <80%	8
80 - <90%	9
≥90%	10

Tabela 6.1: Categorização dos valores de perda massa óssea alveolar, representados em percentagem do comprimento total da raiz.

Contrariamente aos valores obtidos pelo método tradicional, os quais foram definidos em intervalos de 10%, os valores obtidos computacionalmente são provenientes de uma escala contínua, pelo que é necessário categorizá-los de acordo com a mesma tabela (6.1) para que

possam ser comparáveis aos seus valores homólogos obtidos pelo método tradicional. As características técnicas dos dispositivos de visualização usados são um monitor com 1024×768 pixels de resolução e uma placa gráfica SIS M650.

Para cada dente em estudo foram medidos os valores de perda de massa óssea de cada um dos seus lados (*mesial* e *distal*). Assim, efectuou-se uma análise individual, para cada um dos lados, aos valores de perda de massa óssea obtidos. As subsecções seguintes apresentam os resultados da análise exploratória efectuada aos dados recolhidos. Na análise estatística efectuada usaram-se as ferramentas SPSS 15.0 *for Windows* [91] e STATISTICA 6.0 [92].

6.3.1 Lado *Mesial*

A análise exploratória aos dados referentes ao lado *mesial* iniciou-se com uma comparação geral, no mesmo gráfico, dos valores obtidos pelos seis observadores com os valores obtidos pelos dois métodos analisados. A figura 6.1 ilustra a sobreposição dos vários valores obtidos no lado *mesial*, para os 60 dentes em estudo.

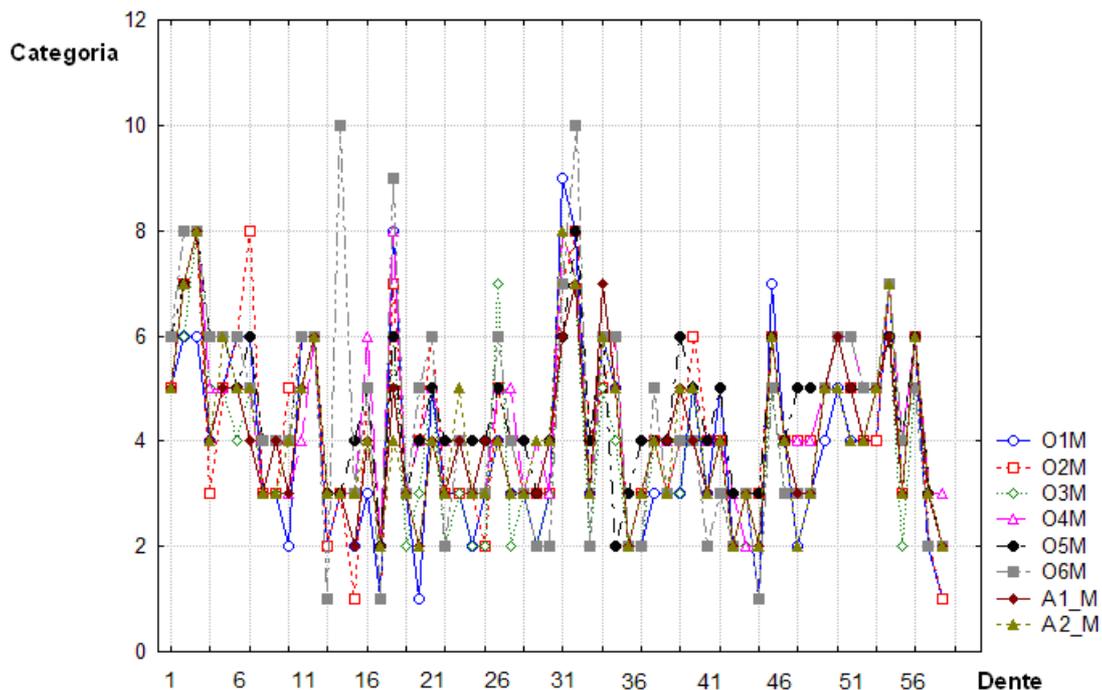


Figura 6.1: Valores de perda de massa óssea para do lado *mesial*(observadores vs métodos computacionais).

Em análise à figura verifica-se desde já que existe alguma variabilidade inter-observador e conseqüentemente entre os observadores e os métodos estudados. Verifica-se, no entanto, que os valores obtidos pelos métodos computacionais estão dentro da gama de variação dos valores obtidos pelos observadores usando o método tradicional de medição. Para uma análise mais clara aos valores em estudo pode-se esboçar um diagrama de extremos e quartis [66], que permite analisar a posição da mediana e a dispersão dos valores de perda de massa óssea

obtidos para o lado *mesial*. A figura 6.2 ilustra o referido diagrama. Analisando o diagrama de extremos e quartis resultante é possível verificar que os valores das medianas e a dispersão dos valores obtidos pelos dois métodos computacionais são semelhantes e enquadram-se na gama de variação das grandezas análogas, obtidas por cada um dos observadores quando comparados individualmente. Curiosamente, a variabilidade inter-observador aparenta ser superior à variabilidade entre os métodos e qualquer um dos observadores.

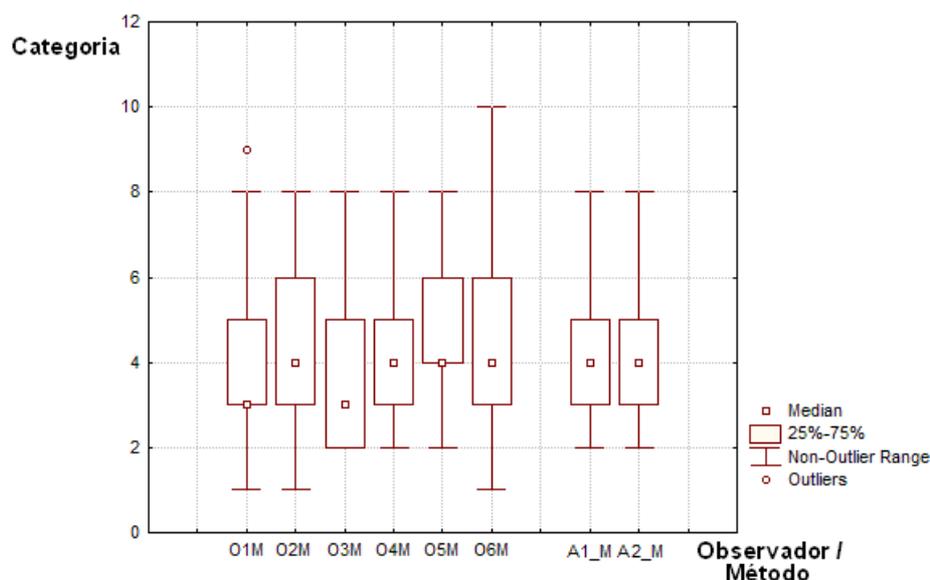


Figura 6.2: Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado *mesial*(observadores vs métodos computacionais).

De acordo com a metodologia adoptada e na ausência de *ground truth*, criou-se um valor de referência para a perda de massa óssea em cada dente. Este valor de referência foi obtido da mediana dos valores referentes a cada observador. O conjunto de valores resultante foi considerado como referência e foi confrontado com os valores homólogos obtidos pelos métodos computacionais. No entanto, e como se justifica seguidamente, foram apenas utilizados, no cálculo do valor de referência, os valores de 5 observadores. A análise da figura 6.2, bem como os valores das principais medidas de localização, dispersão e forma sugerem um comportamento distinto do observador O_6 relativamente aos outros 5 observadores (especialistas). Através de uma Análise Multivariada, neste caso uma Análise Factorial das Correspondências (AFC) [37], constata-se o posicionamento isolado de O_6 , relativamente aos outros elementos, figura 6.3; Essa confirmação foi também obtida através de uma Análise de *Clusters*, [58], pelo que foi decidido calcular o valor de referência usando apenas os valores medidos pelos 5 observadores: O_1 , O_2 , O_3 , O_4 , O_5 .

Assim, na figura 6.4 ilustra-se a sobreposição do conjunto de valores de referência com os valores obtidos pelos métodos em estudo. A figura 6.5 ilustra o diagrama de extremos e quartis correspondente. Os resultados obtidos destas duas figuras confirmam as afirmações efectuadas anteriormente, isto é, reforçam a ideia de que, apesar de existir alguma variabilidade entre os métodos computacionais e os valores obtidos pelos dentistas, estes valores são perfeitamente

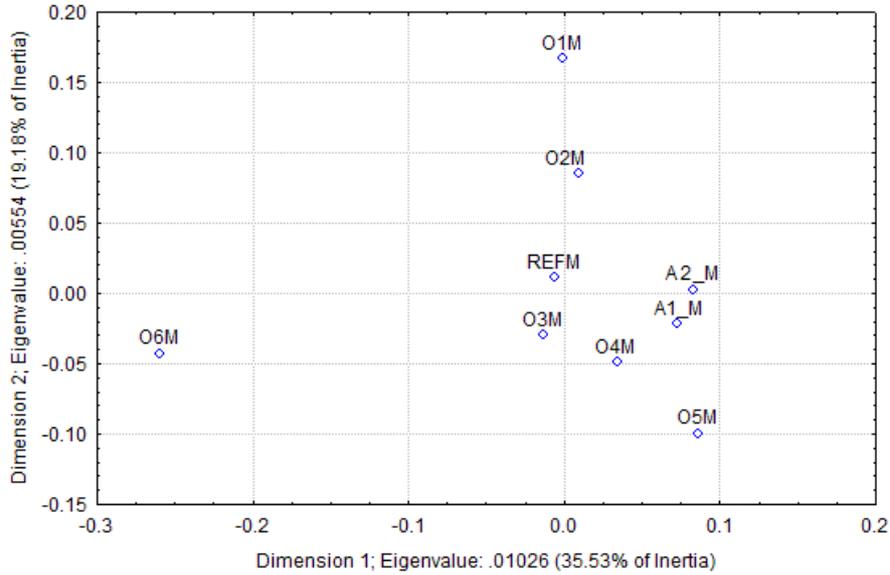


Figura 6.3: Análise Factorial das Correspondências (AFC).

comparáveis. Esta semelhança entre os valores ainda é mais notória quando comparada com a referência criada.

O coeficiente de correlação intraclasse (ICCC), obtido a partir das componentes de variância de uma ANOVA, corresponde a uma medida do grau de homogeneidade existente entre os elementos que pertencem a determinados grupos [30]. No caso em apreço avalia a fiabilidade inter-avaliador. Para a interpretação do valor obtido para o ICC, Fleiss, et. al. (1986) sugere 3 gamas de valores: i) abaixo de 0.4 representará uma fraca fiabilidade; ii) valores no intervalo de 0.4 a 0.75 indicarão uma boa fiabilidade; iii) valores superiores a 0.75 serão tomados como medidas de excelente fiabilidade.

No caso da análise aos valores medidos pelos 5 observadores obteve-se um valor de ICC = 0.956, com um intervalo de confiança a 95% de 0.935 a 0.971. Refira-se, ainda que o teste F apresenta um valor de $p < 0.000$, ou seja significativo (no nosso caso consideramos $\alpha = 0.05$).

No caso da análise de concordância entre o valor de referência e os valores obtidos pelos dois métodos foi obtido um valor de ICC = 0.961, com um intervalo de confiança a 95% de 0.940 a 0.975. Também neste caso o teste F apresenta um valor de $p < 0.000$, e portanto significativo.

Em qualquer dos casos (concordância entre os especialistas e concordância entre a referência e os dois métodos) constata-se que os valores de ICC expressam uma excelente fiabilidade, verificando-se até um ligeira superioridade no segundo caso. Em suma, também este indicador de concordância reflecte o bom desempenho dos algoritmos.

Adicionalmente usou-se uma abordagem que dispensa a construção de uma referência e compara directamente a concordância entre os 5 observadores e os 2 métodos usados. Esta abordagem também é baseada nos valores de ICC. Neste caso obteve-se um valor ICC = 0.969, com um intervalo de confiança a 95% de 0.956 a 0.980. O teste F apresenta um valor

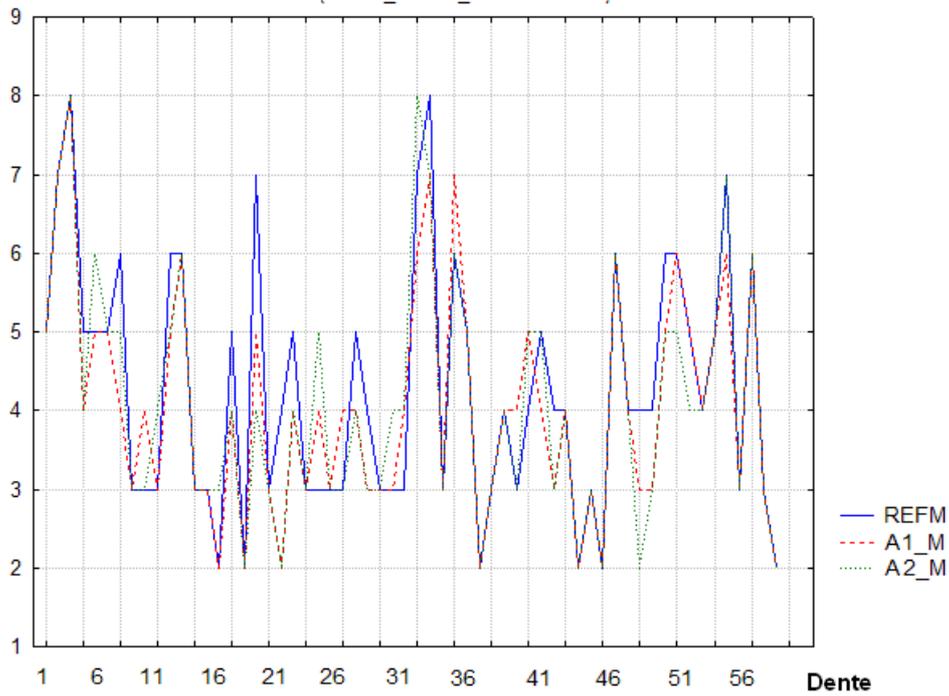


Figura 6.4: Valores de perda de massa óssea para do lado *mesial*(referência vs métodos computacionais).

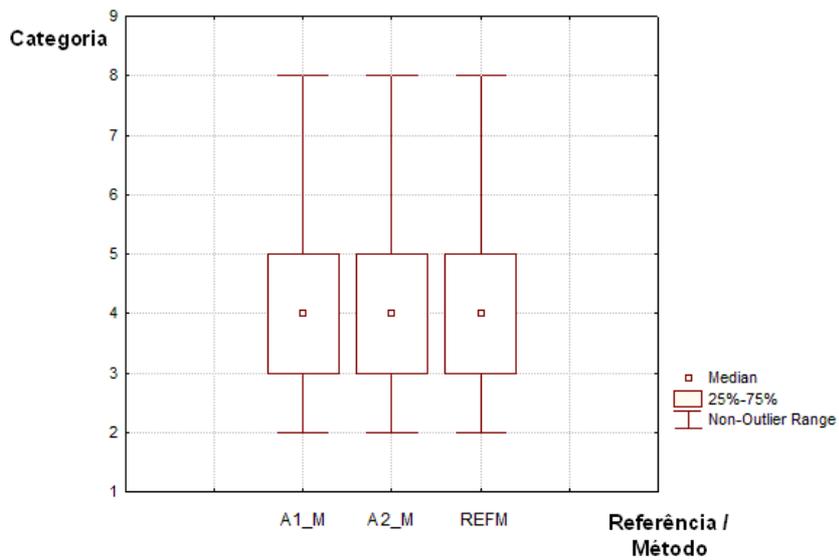


Figura 6.5: Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado *mesial*(referência vs métodos computacionais).

de $p < 0.000$, e portanto significativo.

6.3.2 Lado *Distal*

Analogamente ao estudo efectuado para o lado *mesial*, a análise exploratória aos dados referentes ao lado *distal* iniciou-se com uma comparação geral, no mesmo gráfico, dos valores obtidos pelos seis observadores com os valores obtidos através dos dois métodos analisados. A figura 6.6 ilustra a sobreposição dos vários valores obtidos no lado *distal*, para os 60 dentes em estudo.

Em análise à figura pode-se reafirmar as constatações obtidas para o lado *mesial*, pois também existe alguma variabilidade inter-observador e conseqüentemente entre os observadores e os métodos estudados, apesar de, neste lado, parecer menor. Também se verificou que os valores obtidos pelos métodos computacionais estão dentro da gama de variação dos valores obtidos pelos observadores através do método tradicional.

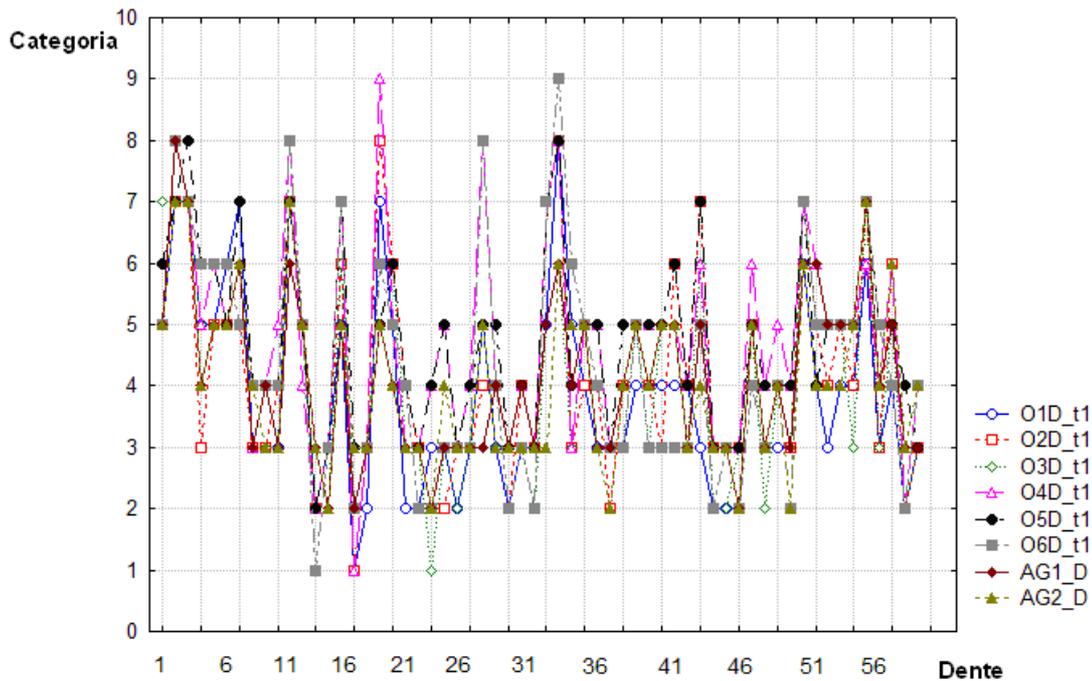


Figura 6.6: Valores de perda de massa óssea para do lado *distal*(observadores vs métodos computacionais).

À semelhança do procedimento usado na secção anterior, esboçou-se um diagrama de extremos e quartis [66], para obter uma análise mais clara dos valores em estudo, através da análise à posição das medianas e à dispersão dos valores de perda de massa óssea obtidos para o lado *distal*. A figura 6.7 ilustra o referido diagrama.

O diagrama de extremos e quartis resultante mostra que os valores das medianas e a dispersão dos valores de perda de massa óssea obtidos pelos dois métodos computacionais são semelhantes, enquadrando-se na gama de variação das grandezas homólogas obtidas por cada

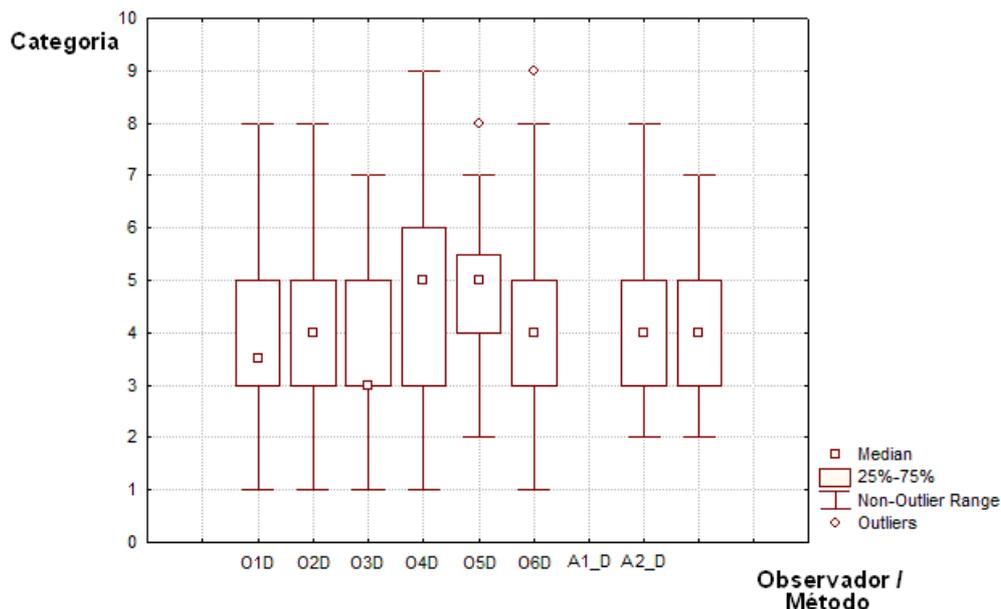


Figura 6.7: Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para o lado *distal*(observadores vs métodos computacionais).

um dos observadores, quando comparados individualmente. No entanto, neste lado *distal* a variabilidade inter-observador é menor que a apresentada no lado *mesial*.

Tal como se procedeu na secção anterior, aqui também foi criado um valor de referência para a perda de massa óssea em cada dente. Este valor de referência foi obtido da mediana dos valores referentes a cada observador. O conjunto de valores resultante foi considerado como referência para ser confrontado com os valores homólogos obtidos pelos métodos computacionais. Assim, na figura 6.8 ilustra-se a sobreposição do conjunto de valores de referência com os valores obtidos pelos métodos em estudo. A figura 6.9 ilustra o diagrama de extremos e quartis correspondente. Os resultados obtidos destas duas figuras confirmam as afirmações efectuadas anteriormente. Neste caso, a semelhança entre os valores ainda é mais notória quando comparada com a referência, que no lado *mesial*.

Usando um teste análogo ao teste efectuado para o lado mesial, em que se analisa o coeficiente de correlação intraclasse (ICCC), obtido a partir das componentes de variância de uma ANOVA, corresponde a uma medida do grau de homogeneidade existente entre os elementos que pertencem a determinados grupos [30]. No caso em apreço avalia a fiabilidade inter-avaliador. Relembrando a interpretação dos valores de ICC, Fleiss, et. al. (1986) sugere 3 gamas de valores: i) abaixo de 0.4 representará uma fraca fiabilidade; ii) valores no intervalo de 0.4 a 0.75 indicarão uma boa fiabilidade; iii) valores superiores a 0.75 serão tomados como medidas de excelente fiabilidade.

No caso da análise aos valores medidos pelos 6 observadores obteve-se um valor de ICC = 0.963, com um intervalo de confiança a 95% de 0.947 a 0.976. Refira-se, ainda que o teste F apresenta um valor de $p < 0.000$, ou seja significativo (no nosso caso consideramos $\alpha = 0.05$).

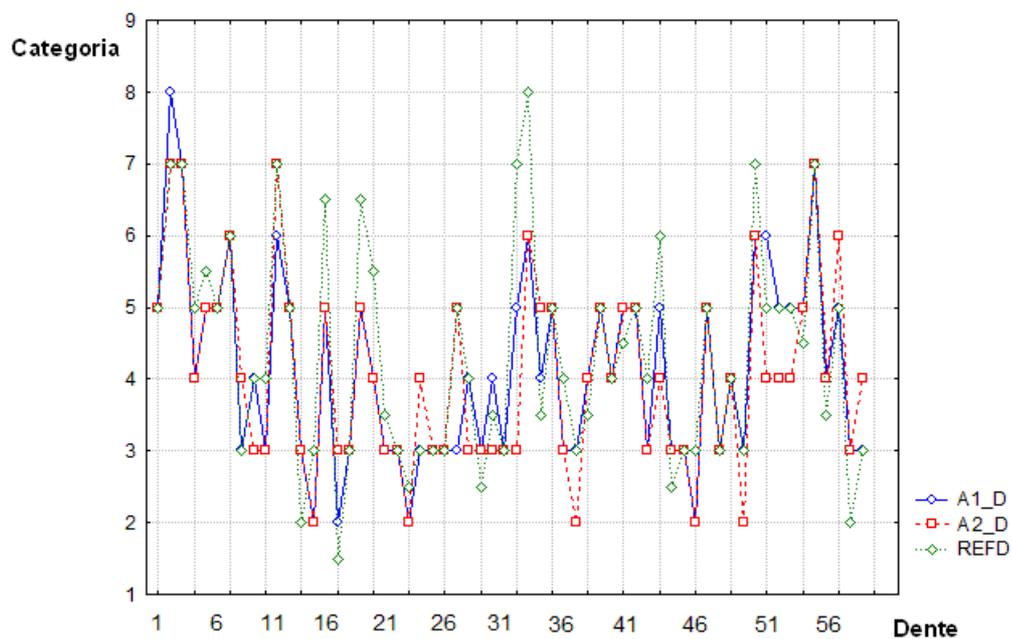


Figura 6.8: Valores de perda de massa óssea para do lado *distal*(referência vs métodos computacionais).

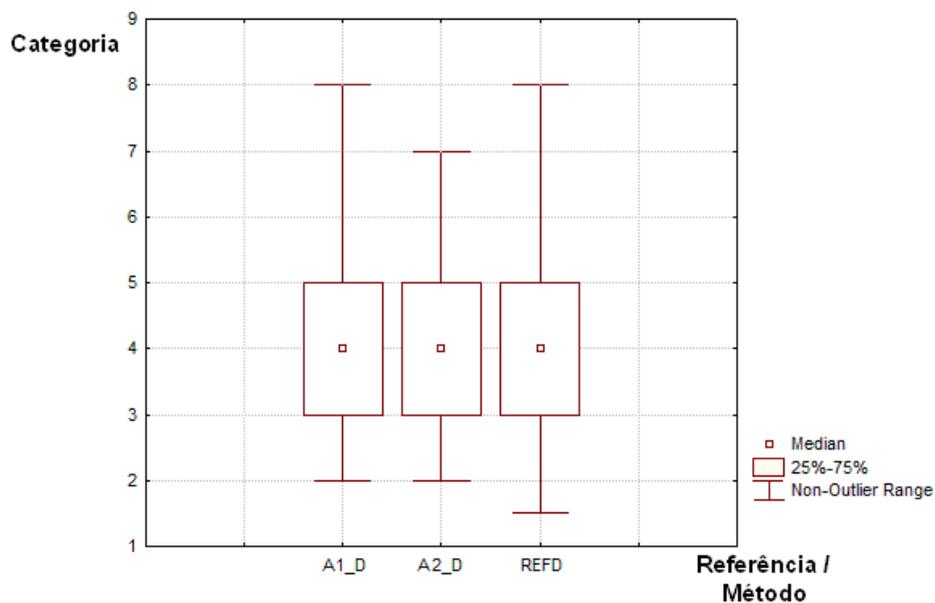


Figura 6.9: Diagrama de extremos e quartis para os valores de perda de massa óssea para do lado *distal*(referência vs métodos computacionais).

No caso da análise de concordância entre o valor de referência e os valores obtidos pelos dois métodos foi obtido um valor de ICC = 0.940, com um intervalo de confiança a 95% de 0.907 a 0.962. Também neste caso o teste F apresenta um valor de $p < 0.000$, e portanto significativo.

Em qualquer dos casos (concordância entre os especialistas e concordância entre a referência e os dois métodos) constata-se que os valores de ICC expressam uma excelente fiabilidade, verificando-se até um ligeira superioridade no segundo caso. Em suma, também este indicador de concordância reflecte o bom desempenho dos algoritmos.

Adicionalmente usou-se uma abordagem que dispensa a construção de uma referência e compara directamente a concordância entre os 5 observadores e os 2 métodos usados. Esta abordagem também é baseada nos valores de ICC. Neste caso obtive-se um valor ICC = 0.969, com um intervalo de confiança a 95% de 0.956 a 0.980. O teste F apresenta um valor de $p < 0.000$, e portanto significativo.

6.4 Resumo

Neste capítulo foi apresentada uma metodologia para o estudo comparativo entre os valores de perda de massa óssea obtidos por dois dos métodos computacionais e os valores homólogos obtidos por seis dentistas experientes, usando o método de medição tradicional. Este estudo também permitiu aferir acerca da variabilidade inter-observador e entre os observadores e os métodos computacionais. A fiabilidade dos resultados obtidos pelo sistema computacional também é um parâmetro possível de avaliar com a realização deste estudo, uma vez que os resultados obtidos pelos dentistas através do método tradicional são, à partida, inquestionáveis para que possam ser usados como referência. A escolha dos métodos tradicionais para integrarem esta análise comparativa deve-se, essencialmente, ao facto de os métodos MAP e do gradiente serem os mais fáceis de implementar, serem mais rápidos e de também serem mais susceptíveis a falhas. Se a avaliação for efectuada com os métodos mais susceptíveis a falhas, à partida os restantes apresentarão resultados semelhantes ou melhores.

Após análise aos resultados obtidos neste estudo, verificou-se que a variabilidade dos valores obtidos pelos métodos computacionais é da mesma ordem, e por vezes menor, que a variabilidade apresentada pelos valores obtidos através do método tradicional. Esta avaliação simples e preliminar mostra que os valores de perda de massa óssea determinados são similares para ambas as formas de medição, pelo que é possível afirmar que o sistema desenvolvido no âmbito deste trabalho pode constituir uma ferramenta capaz de determinar valores de perda de massa óssea tão fidedignos como os valores determinados pelos dentistas através do método tradicional.

Podem-se apresentar várias justificações para o facto do sucesso da ferramenta informática implementada, sendo que a justificação mais relevante é o facto do sistema permitir a visualização de uma radiografia dentária digital, de forma bastante ampliada comparativamente com a visualização da radiografia impressa em filme permitida pelo negatoscópio. Assim, os utilizadores podem observar as características morfológicas dos dentes com mais detalhe.

O facto da visualização ser ampliada pode nem sempre ser uma vantagem para os utilizadores (maioritariamente dentistas) que não estejam familiarizados com este tipo de visualização, pois poderão ser induzidos em erro relativamente a eventuais artefactos que, pelo facto da imagem ser pixelizada (digital), possam ser evidenciados e influenciar negativamente determinadas decisões. Aconselha-se que exista um período de aprendizagem e de adaptação à ferramenta, para que os dentistas fiquem familiarizados com este tipo de visualização e fiquem, de uma certa forma, “ímmunes” a eventuais situações que não se verificavam na visualização convencional através do negatoscópio.

A facilidade de uso da ferramenta, o aspecto gráfico, a rapidez da medição da perda de massa óssea e o facto de permitir a integração de outras funcionalidades complementares ao diagnóstico, para além dos resultados poderem ser armazenados em bases de dados integradas no ficheiro clínico do paciente, fazem com que o seu uso seja preferível em detrimento do método tradicional.

Seria importante estender o estudo a uma população mais alargada de observadores. Porém, trata-se de uma tarefa que não é fácil de concretizar, considerando a dificuldade de encontrar observadores (necessariamente dentistas) com disponibilidade e disposição suficientes para colaborar num estudo deste género.

Nesta fase foi contemplado apenas o estudo comparativo à variabilidade inter-observador e à variabilidade entre os observadores e os métodos computacionais, para permitir uma avaliação preliminar ao desempenho do sistema desenvolvido na determinação dos valores de perda de massa óssea. Em fases futuras seria interessante prolongar este trabalho de avaliação dos métodos computacionais desenvolvidos, extendendo o estudo à variabilidade intra e inter observador apresentada por valores de perda de massa óssea obtida por vários dentistas em dois momentos espaçados no tempo. Em cada momento de avaliação, a recolha dos valores a analisar seria efectuada em duas fases, primeiro através do método tradicional de medição e noutra fase pelos próprios dentistas usando o sistema desenvolvido.

Os resultados deste tipo de avaliação poderão validar o sistema, uma vez que todas as medições seriam efectuada por dentistas, que são os potenciais utilizadores da ferramenta desenvolvida.

Capítulo 7

Concepção do Sistema de Informação e Processamento

7.1 Introdução

Um trabalho de pesquisa e implementação de métodos para a análise digital de imagens, neste caso particular radiografias dentárias, ficaria incompleto e escasso caso não se apresentem aplicações práticas dos algoritmos estudados. A apresentação de exemplos práticos vem reforçar o interesse destas teorias.

Neste sentido, surgiu a ideia de agregar os algoritmos estudados numa aplicação de *software*, cujo principal objectivo é determinar os valores da perda de massa óssea dos dentes, valores estes que são indicativos da severidade da periodontite.

Em última instância, o sistema desenvolvido será instalado em consultórios dentários e usado por dentistas. Deste modo, foram realizadas diversas entrevistas para que o sistema a implementar fosse ao encontro das expectativas deste grupo restrito de profissionais de saúde.

A realização de entrevistas a potenciais utilizadores permite reunir informação útil para o desenvolvimento do sistema, tal como: as principais dificuldades no cálculo da perda de massa óssea; o processo usado para efectuar as medições nas imagens; as características desejadas para uma ferramenta que lhe facilite esta tarefa em particular, entre outras.

De facto, o diálogo e a troca de ideias com um grupo de dentistas, especialistas em periodontite, permitiu efectuar o levantamento de requisitos para o sistema, bem como, algumas ideias pertinentes para a interface com o utilizador e usabilidade do mesmo.

Na implementação do sistema é muito importante a sensibilidade para pormenores de usabilidade para que seja desenvolvido um sistema simples e eficiente. O sistema deverá conter o mínimo possível de interacções com o utilizador, uma vez que a maior parte dos erros ocorrem na comunicação com os dispositivos de entrada e saída.

O sistema a implementar procura constituir essencialmente uma ferramenta de análise e processamento de radiografias dentárias, sendo esta vertente o principal foco de utilização. Contudo, o sistema apresentará outras funcionalidades que complementam a sua abrangência, enquanto sistema de informação e processamento para radiologia odontológica.

Uma vez que o principal foco idealizado para o sistema é a análise e processamento de radiografias dentárias foi-lhe atribuída a nomenclatura DIA (Dental Image Analyser).

Neste capítulo são exploradas temas relacionados com a concepção de um sistema de informação. O processo de concepção de um sistema desta natureza, inicia-se com o levantamento dos requisitos exigidos, ao qual se segue a modelação inicial do sistema, a arquitectura da estrutura de dados, e a apresentação da interface gráfica com o utilizador. Finalmente, são apresentadas as conclusões resultantes desta fase de concepção do sistema.

7.2 Especificação de Requisitos

Um sistema de informação e processamento para radiologia odontológica pode ser caracterizado, de uma forma global, por permitir a gestão da informação relativa à identificação dos pacientes, a gestão do arquivo de imagens de cada paciente (consulta, inserção, remoção e exportação), o processamento e análise de imagens dentárias, e o armazenamento dos resultados obtidos da análise efectuada, permitindo consultas posteriores.

Um sistema desta natureza deve garantir, ainda, a integridade e segurança dos dados envolvidos.

No levantamento dos requisitos específicos do sistema surgiram, fundamentalmente, três conceitos que sustentam a sua estruturação: a autenticação, o paciente e as imagens. Considerando cada conceito como um grupo de requisitos, nas próximas secções apresenta-se a organização dos requisitos identificados.

7.2.1 Requisitos Relacionados com a Autenticação

A identificação dos utilizadores no sistema é efectuada por um mecanismo de autenticação. Trata-se de um mecanismo simples de *Login / Log off* com os campos utilizador e *password* que garantem a autenticidade do utilizador.

Para além das questões de segurança inerentes, a autenticação revela-se útil porque torna possível a atribuição de determinadas permissões aos diferentes utilizadores, e identificar o utilizador responsável pelas operações efectuadas nas imagens e pelos resultados armazenados em base de dados.

Assim, o armazenamento dos valores de perda de massa óssea determinados através do sistema, estão sempre associados a um utilizador. Em consultas ao histórico de valores medidos será possível saber qual o utilizador responsável por cada um deles, permitindo também a comparação dos valores obtidos pelos diferentes utilizadores.

7.2.2 Requisitos Relacionados com o Paciente

O sistema deve contemplar funcionalidades de pesquisa de pacientes na base de dados. Finda a operação de pesquisa, e ao encontrar o paciente na base de dados, será mostrada alguma informação referente ao paciente: os seus dados pessoais (nome, número de identificação, data

de nascimento, sexo, idade, ...); o seu arquivo (repositório) de imagens dentárias; e o histórico de valores de perda de massa óssea registados para esse paciente.

A pesquisa de um paciente na base de dados pode ser efectuada através de dois métodos: o acesso directo através de uma barra de “*slider*” para percorrer a lista de pacientes previamente ordenada por ordem alfabética de nomes, ou a pesquisa avançada usando campos, nos quais serão introduzidos, pelo utilizador, alguns dados do paciente para filtrar os resultados da pesquisa.

Associado ao histórico de medições, o sistema deverá comportar a construção de gráficos de evolução da medições efectuadas, a visualização de odontogramas em simultâneo com vários gráficos de perda de massa óssea, referentes a medições realizadas em datas diferentes, sobrepostos. Será ainda permitida a exportação dos dados referentes à perda de massa óssea de cada paciente, armazenados em base de dados, para um ficheiro do tipo *.xls (*Microsoft Excel*) e/ou para uma estrutura de dados XML.

7.2.3 Requisitos Relacionados com a Imagem

O conceito de “Imagem” é nuclear para a maioria das funcionalidades exigidas ao sistema, pelo que a maioria dos requisitos funcionais do sistema envolvem radiografias dentárias.

Os requisitos funcionais que envolvem este conceito são diversificados, tendo em conta o seu teor. No levantamento de todos os requisitos relacionados com as imagens pôde-se identificar a existência de dois grupos de requisitos: os que estão relacionados com a gestão do arquivo de imagens de cada paciente, e os que se relacionam com o processamento, manipulação e análise dessas imagens.

Relativamente à gestão do arquivo de imagens dos pacientes, foram identificados os seguintes requisitos funcionais:

- Importar imagens para a base de dados;
- Remover imagens da base de dados;
- Exportar imagens da base de dados para arquivos externos;
- “Navegar” no arquivo de imagens dentárias do paciente;

A maioria dos requisitos identificados relaciona-se com o processamento, manipulação e análise das radiografias dentárias. O conceito de processamento inclui técnicas para melhorar a qualidade das imagens, nomeadamente para minimizar o ruído e manipular o seu contraste, e técnicas de segmentação usadas para extrair os contornos dos dentes e calcular os respectivos valores de perda de massa óssea. A possibilidade de medição de distâncias nas imagens e a visualização de perfis também são requisitos que se integram no conceito de processamento. Segue-se uma lista dos requisitos funcionais integrados neste grupo.

- Efectuar operações de *Zoom In* / *Zoom Out* sobre as imagens;

- Efectuar operações de processamento sobre a imagem, visando a minimização de ruído e o aumento do contraste:
 - Uso de filtros;
 - Manipulação do histograma;
 - Aplicação de operações morfológicas;
- Restaurar a imagem original;
- Extrair os contornos do dente;
- Calcular os valores da perda de massa óssea ...
 - partindo dos contornos extraídos;
 - marcando os pontos de interesse (CEJ, “*Bone Level*”, e *Apex*) em cima da imagem;
- Efectuar medições de distâncias (*mm's*) e de ângulos em graus nos dentes representados na imagem;
- Visualizar o perfil dos níveis de cinzento ao longo de um segmento de recta;

Neste tipo de aplicação é importante garantir a qualidade e o rigor dos diagnósticos efectuados. Por esta razão, é requerido que os símbolos usados para identificar os pontos de interesse (CEJ, “*Bone Level*”, e *Apex*) sejam claros e que permitam ver a região envolvente. Também o ponteiro do rato nessa zona deverá diminuir de tamanho para que a área que este oculta seja a menor possível.

7.3 Modelação do Sistema

Os requisitos especificados na secção anterior constituem o ponto de partida para o esboço da arquitectura e desenho do sistema.

A modelação consiste na abstracção do sistema através de modelos que o descrevem, sendo um meio poderoso para a compreensão e divulgação do produto final. A modelação ajuda à visualização do sistema e de todos os dos conceitos envolvidos, podendo também servir para detectar falhas no projecto. Usando modelação é possível visualizar, especificar, construir e documentar o sistema [72].

O nível de abstracção a adoptar na modelação de um sistema não obedece a uma métrica rígida, dependerá da complexidade inerente, da fase em que se encontra o projecto (numa fase inicial é lógico que exista maior abstracção) e do grupo a quem se destina o modelo.

Neste trabalho, não foi usado nenhum método rígido e sofisticado para modelar o sistema, porque não se trata, para já, de uma aplicação comercial em que seja necessário elucidar um cliente acerca do funcionamento detalhado do produto. Caso se tratasse de uma aplicação desse género, seria necessário seguir um “*pipeline*” de um método de modelação, de modo a

documentar todos os aspectos contemplados nas várias fases do processo de construção do *software*, a fase de preparação, a fase de construção e a fase de instalação [51, 72].

Tratando-se ainda dum protótipo dum sistema, será efectuada uma abordagem simplificada de modo a que o leitor obtenha uma visão geral do sistema, bem como de alguns aspectos consideradas relevantes.

Nas sub-secções seguintes, será feita uma apresentação geral do sistema, com os casos de utilização identificados e respectivos diagramas. Também será descrito com mais pormenor a estratégia usada para a organização do arquivo de imagens de cada paciente.

7.3.1 Modelo de Casos de Utilização

Em Engenharia de *Software*, um caso de utilização, ou caso de uso, é usado para representar uma unidade funcional do sistema. Um caso de utilização contempla a descrição da sequência de acções que um determinado actor realiza sobre o sistema [53]. Um actor é uma entidade, utilizador ou outro sistema externo, que não faz parte do sistema mas interage com ele.

Tipicamente um modelo de casos de uso resulta de um processo iterativo fruto das discussões entre os clientes e os criadores do sistema, conduzindo a uma especificação na qual exista acordo entre ambas as partes.

Os casos de uso foram propostos inicialmente por Ivar Jacobson [44] na sua metodologia de desenvolvimento de sistemas orientados a objetos. Posteriormente esta ideia foi incorporada na UML tornando-se numa prática frequente na identificação de requisitos dos sistemas.

Por norma, uma aplicação de *software* é um produto complexo, e a sua descrição envolve a identificação e documentação de vários casos de uso, em que cada um deles descreve um conjunto de funcionalidades que o *software* deverá proporcionar. Note-se que o modelo de casos de utilização não descreve como é que uma aplicação deve ser implementada, mas sim como é que ela se deverá comportar [53].

Nesta secção são apresentados os vários casos de utilização e actores que integram o sistema proposto. Aqui pretende-se fornecer uma visão de alto nível sobre o sistema e as suas interacções.

Identificação e Descrição dos Casos de Utilização

Na abordagem efectuada para a modelação do sistema foram identificados dois actores que intervêm no processo de funcionamento do sistema: paciente e dentista (utilizador). O dentista é um actor activo na medida em que interage com o sistema na qualidade de utilizador. O Paciente pode ser considerado como um actor passivo, porque não interage directamente com o sistema, apenas entra no processo de utilização quando fornece os seus dados pessoais ao utilizador.

Partindo dos requisitos funcionais levantados numa fase anterior do processo de desenvolvimento de *software*, foram identificados vários casos de utilização que o sistema deverá comportar.

Apesar de existirem métodos e normas dedicados à especificação e desenvolvimento de *software*, como a SLiM - SIAS Light Method [72] e o RUP - Rational Unified Process [51] que fornecem directivas para a modelação de um sistema usando UML, neste trabalho a modelação do sistema não seguirá nenhum dos métodos, por não ser considerado o tema central da presente dissertação.

Nesta fase será efectuada uma abordagem mais ligeira, apresentando apenas os casos de utilização, acompanhados de uma breve descrição, assim como a visão geral das interacções do sistema através do diagrama geral de casos de utilização. Segue-se a lista de casos de utilização identificados, acompanhados de uma breve descrição.

- **Efectuar autenticação** – O utilizador introduz o *user name* e a *password* para poder utilizar o sistema;
- **Consultar ficha do paciente** – A consulta da ficha do paciente pode ser efectuada por um de dois métodos: **acesso directo**, em que o utilizador acede directamente à ficha do paciente percorrendo a lista de pacientes inscritos e seleccionado o pretendido; e **pesquisa avançada**, em que o utilizador tem de preencher alguns campos de pesquisa para encontrar o paciente na base de dados;
- **Gerir arquivo de imagens** – O utilizador tem acesso à gestão do arquivo de imagens pertencente a cada paciente. A gestão do arquivo de imagens contempla quatro casos distintos: **visualizar imagens**; **importar imagens** para a base de dados; **exportar imagens** da base de dados para outros dispositivos de armazenamento; e **remove images** da base de dados;
- **Melhorar imagens** – Permite-se que o utilizador possa melhorar a qualidade da imagem, usando técnicas de processamento para reduzir o ruído e aumentar o seu contraste. Este caso de utilização é genérico e engloba uma série de casos particulares: **inverter cores** através da inversão da escala de cinzento; **uso de filtros** para minimizar o ruído; **ajuste do contraste através de uma curva**; **equalização adaptativa do histograma** com limitação de contraste; **uso de morfologia matemática**; **uso de processamento padrão** (algoritmo resultante da combinação de uma filtragem e morfologia matemática); e **restaurar imagem original**;
- **Efectuar operações *Zoom in* / *Zoom out*** – O utilizador pode visualizar pormenores na representação dentária através da ampliação e/ou redução das imagens.
- **Identificar os contornos dos dentes** – Esta operação permite extrair os contornos de cada dente individualmente, usando um dos quatro métodos estudados no capítulo 4.
- **Determinar o valor de perda óssea** – O sistema permite ao utilizador determinar o valor da perda de massa óssea alveolar em cada um dos dentes. Esta tarefa pode ser efectuada usando um de dois métodos distintos: **por inserção de parâmetros**, em

que o utilizador tem de introduzir em cima da imagem os parâmetros usados no cálculo da perda de massa óssea, tal como descrito no capítulo 5; ou **a partir dos contornos do dente**, em que os parâmetros usados no cálculo são determinados automaticamente a partir dos contornos identificados para os dentes. Este último caso tem como pré-condição a execução do caso de uso anterior (**Identificar os contornos dos dentes**).

- **Armazenar os valores de perda óssea calculados** – Após o cálculo da perda de massa óssea permite-se que o utilizador guarde esses valores em base de dados, associando-os ao paciente em estudo e ao utilizador responsável pela medição. Este caso de uso depende da execução do caso descrito anteriormente (**Determinar o valor de perda óssea**).
- **Ver perfis na imagem** – O sistema permite a análise do perfil de variação dos níveis de cinzento ao longo de um segmento de recta previamente definido.
- **Efectuar medições na imagem** – O utilizador pode efectuar medições em cima da imagem. Neste caso de utilização é possível **medir distâncias** em mm's e **medir ângulos** em graus.
- **Consultar histórico da perda óssea** – A possibilidade de consulta do histórico da perda de massa óssea registada ao longo do tempo para um dado paciente é um caso de utilização fundamental na avaliação da evolução da periodontite ou do efeito surtido pelos tratamentos. Englobado neste caso de utilização genérico é possível **ver o odontograma com múltiplas medições** sobrepostas; **ver perfil de evolução num dente seleccionado**; e **exportar valores para um ficheiro Ms Excel**.

Visão Geral das Interações com o Sistema

No ponto anterior foram apresentados e descritos todos os casos de utilização identificados, após o levantamento dos requisitos. No entanto, não foi referida qualquer interação entre os casos de utilização e os actores do sistema.

As interações entre casos de uso e actores, ou mesmo entre si, podem ser interpretadas facilmente através de diagramas de casos de uso. Estes diagramas são representações gráficas das interações e permitem definir o contexto do sistema. Aqui, os actores são representados por uma figura humana e os casos de uso representados por elipses com o respectivo nome. A comunicação entre os actores e os casos de uso é representada por uma linha [71].

O diagrama apresentado na figura 7.1 representa o esquema geral das interações entre os casos de uso identificados e os actores. Esta informação permite ao leitor uma melhor percepção dos conceitos e funcionalidades envolvidos no sistema. Esta representação permite também a obtenção de alguma percepção de usabilidade.

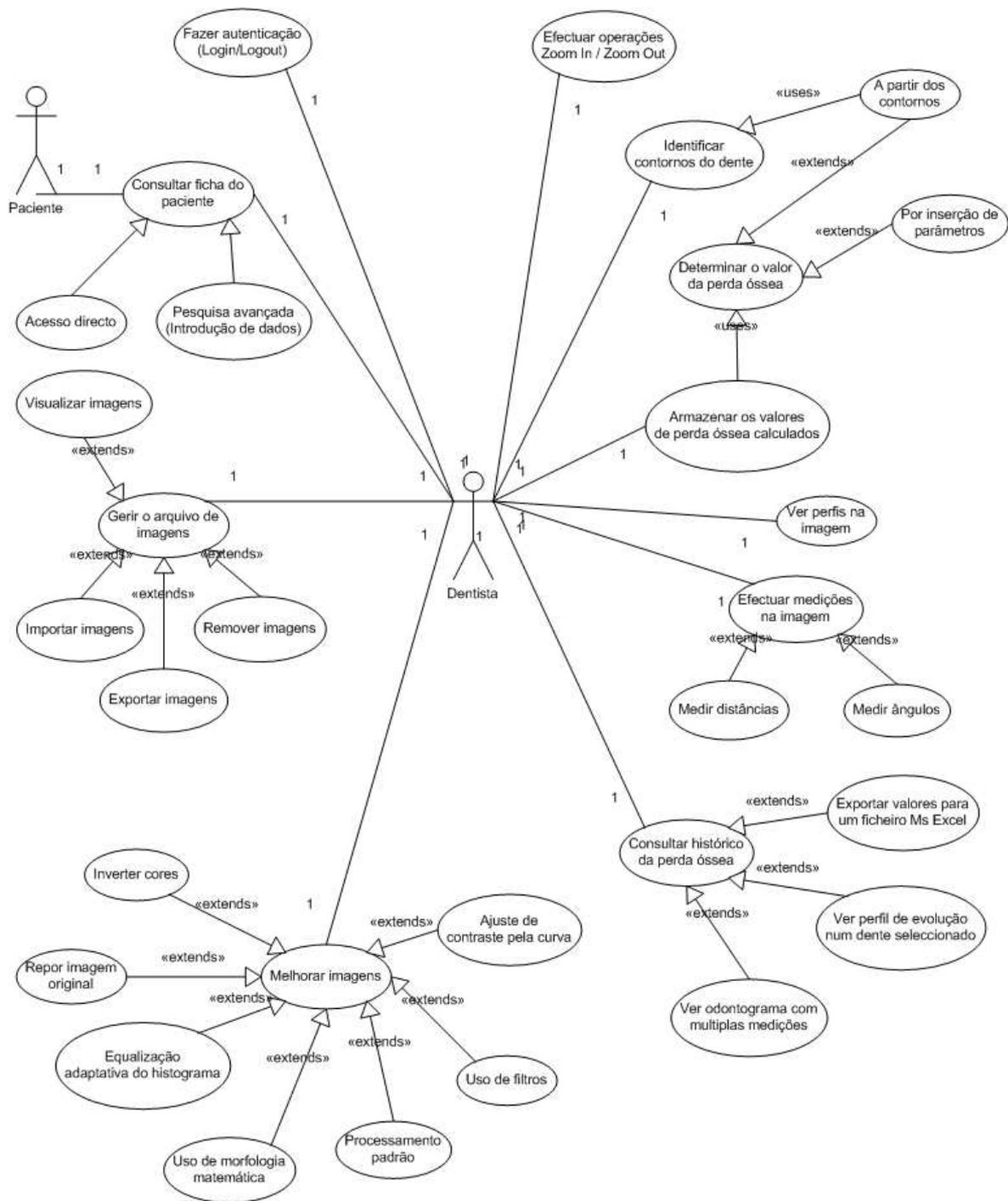


Figura 7.1: Diagrama geral de casos de utilização do sistema.

7.4 Modelo de Dados

É do senso comum que nos sistemas de informação existem dados temporários ou de sessão e dados persistentes. Os dados de sessão estão disponíveis apenas enquanto o sistema está aberto, sendo eliminados quando a aplicação termina. Os dados persistentes representam todo o conjunto de informação de interesse inerente à actividade do sistema.

Para garantir a disponibilidade desta informação em utilizações futuras, do sistema, é necessário salvaguardar os dados persistentes. O seu armazenamento é comum ser efectuado em bases de dados, que não são mais do que conjuntos de dados com uma estrutura regular, na qual está organizada a informação gerida pelo sistema.

Actualmente todos os sistemas de informação possuem um modelo de dados associado. A especificação das estruturas de dados necessárias para armazenar os dados persistentes num sistema de informação designa-se por modelação de dados. Esta é uma fase fundamental no desenho de um sistema de informação.

O foco da informação gerida e produzida pelo sistema que se pretende modelar é referente à informação pessoal de pacientes e utilizadores do sistema, às imagens dentárias associadas aos pacientes e às medições de perda de massa óssea efectuadas com o suporte informático.

Tal como sucedeu para a modelação da interface do sistema, neste trabalho também será efectuada apenas uma abordagem simplificada à modelação da estrutura dos dados. Assim, nesta secção serão apresentados apenas os modelos entidade-relação e físico idealizados para o modelo de dados associado ao sistema.

7.4.1 Modelo Entidade-Relação

O modelo entidade-relação é um modelo de dados conceptual que procura representar o cenário real dos dados. Esta representação é constituída por um conjunto de entidades, que interagem entre si através de relações. Uma entidade é um conceito abstracto que visa representar a realidade que se pretende modelar.

A definição de uma entidade consiste na identificação dos elementos do cenário real cuja informação se pretende preservar. Neste tipo de modelo cada entidade é constituída por um conjunto de atributos que correspondem aos dados a armazenar.

Num Diagrama entidade-relação (E-R) as entidades são representadas por rectângulos, as relações são representadas losangos e os atributos por elipses. As relações (associações) são unidas por linhas entre as entidades, e usam uma notação 1:1, 1:N e M:N que caracteriza o tipo de relação existente entre duas entidades.

Nesta secção apresenta-se um diagrama E-R do modelo de dados proposto. Todavia, por uma questão de simplicidade de interpretação do diagrama, não se apresentam os atributos. Apresentam-se apenas as entidades e relações estabelecidas no modelo. Na próxima secção apresentar-se-á o modelo físico que contempla os atributos definidos para cada entidade.

A figura 7.2 ilustra o modelo entidade-relação idealizado para a estrutura de dados responsável pela organização da informação do sistema proposto. Neste modelo foram definidas quatro entidades nucleares que asseguram o armazenamento dos dados essenciais ao bom

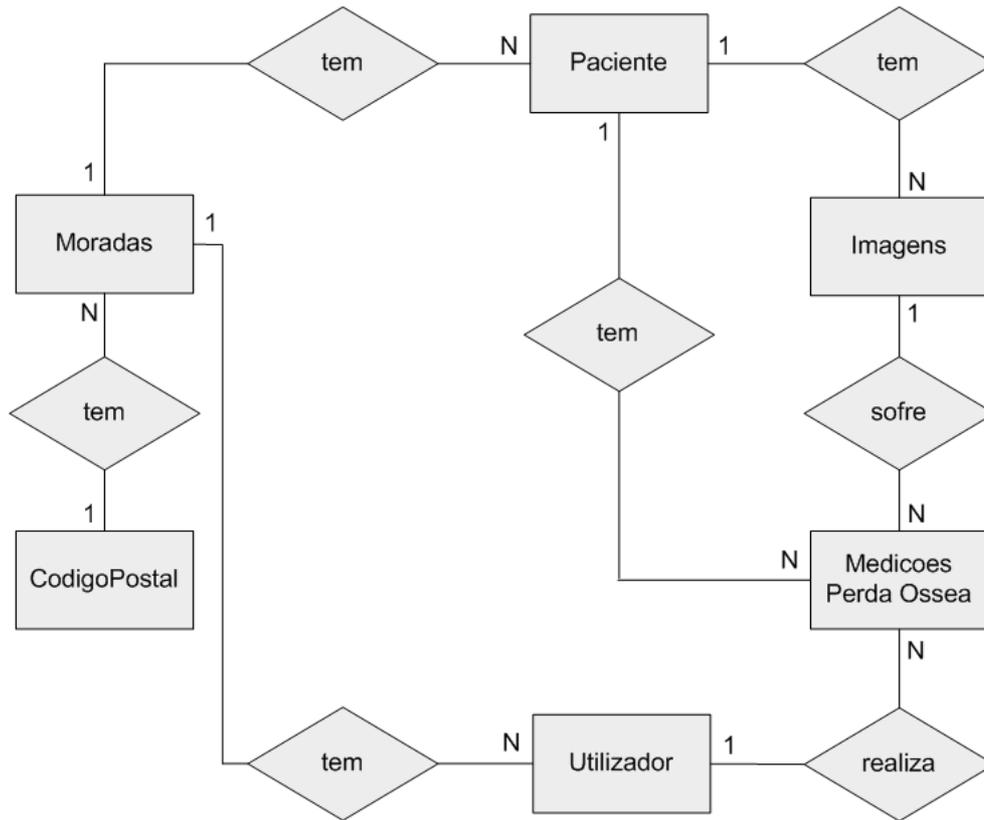


Figura 7.2: Modelo entidade-relação da estrutura de dados.

funcionamento do sistema (“Paciente”, “Utilizador”, “Imagens”, e “Medições de perda óssea”. Note-se que as entidades “Moradas” e “Código Postal”, são consideradas apenas como acessório para armazenar o atributo referente à morada do paciente e do utilizador.

7.4.2 Modelo Físico

A transcrição do modelo entidade-relação, abordado na secção anterior, para o modelo relacional e físico, é um passo mais ou menos trivial. Cada entidade dá forçosamente origem a uma tabela, e como neste caso todas as relações são do tipo 1:N, o número de tabelas mantém-se. Caso existissem relações do tipo M:N teriam de existir tabelas de associação entre entidades.

O diagrama do modelo físico da estrutura de dados contém as tabelas com os respectivos campos que correspondem aos atributos das entidades. Para além da representação das tabelas existem também as chaves atribuídas aos campos e as relações entre as tabelas do modelo.

O nome atribuído aos campos das tabelas é simples e intuitivo, pelo que para simplificar esta fase de descrição do modelo de dados, não serão explicados em pormenor cada um dos campos/atributos. Convida-se o leitor a interpretar o diagrama do modelo físico ilustrado na figura 7.3. Nesta figura encontram-se as siglas *Primary Key* (PK) e *Foreign Key* (FK). Estas siglas são típicas de um modelo relacional de base de dados, e significam “chave primária” e “chave estrangeira”, respectivamente. A PK é a chave que identifica cada registro dando-lhe unicidade. Esta pode conter um único campo/atributo ou pode ser composta pela combinação

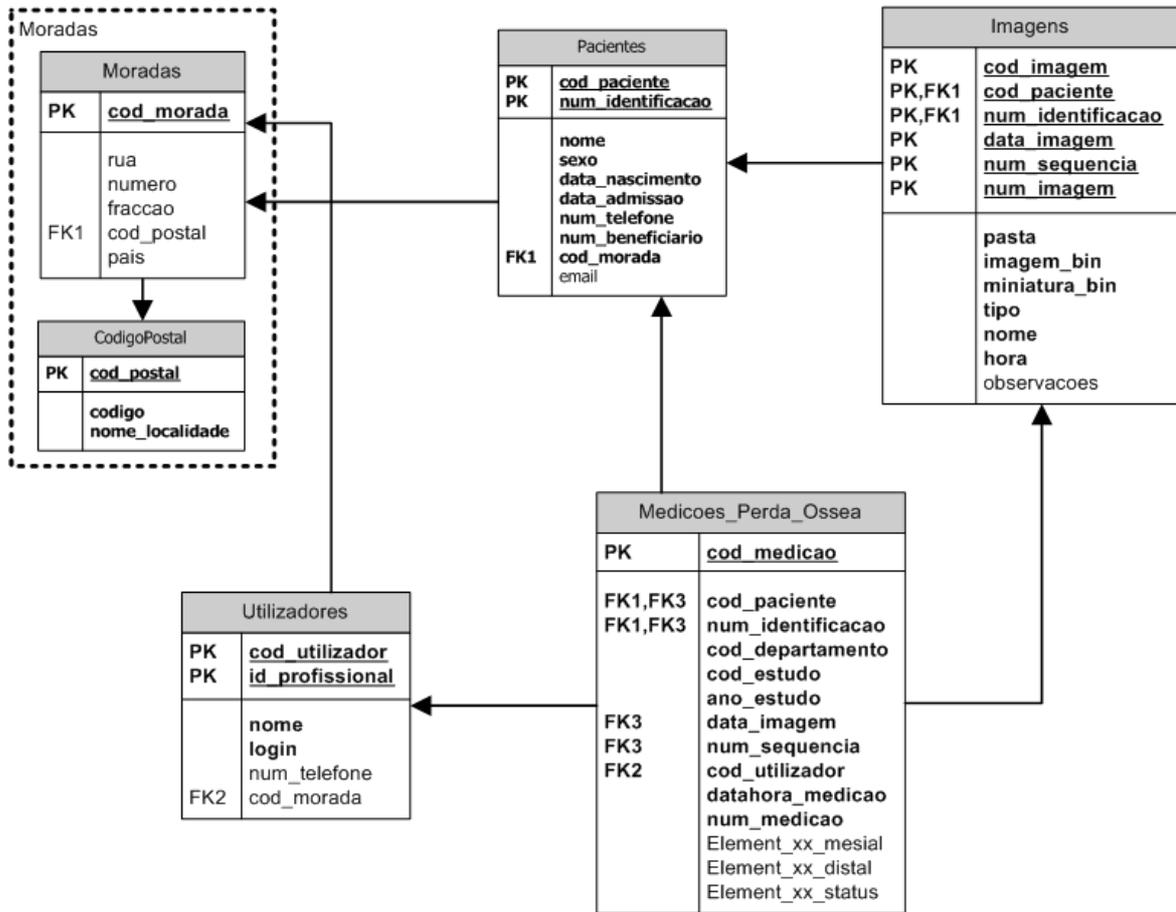


Figura 7.3: Modelo físico da estrutura de dados.

de vários campos/atributos. A FK é a chave formada através de uma relação com a chave primária de outra tabela. À semelhança da anterior, esta chave também pode conter um único campo/atributo ou pode ser composta pela combinação de vários campos/atributos.

O sistema de gestão de base de dados escolhido para a implementação do modelo de dados proposto foi o Microsoft SQL Server 2005 sendo possível uma configuração local para um único computador ou uma configuração distribuída que serve múltiplos computadores.

Tratando-se de um sistema modular, no qual é possível adicionar novos módulos e funcionalidades sem ter de refazer o código que está em plena utilização (estável), também o modelo de base de dados permitirá a adição de novas entidades e relações sem ter de alterar o que já está efectuado e garantindo o funcionamento do sistema. Desta forma garante-se a extensibilidade do sistema.

7.5 Interface Gráfica com o Utilizador

Em secções anteriores foram apresentadas as especificações dos requisitos exigidos para o sistema, uma modelação genérica do mesmo e o modelo de dados usado. A presente secção surge no sentido de complementar o trabalho das secções anteriores, isto é, será apresentada

uma solução para uma interface gráfica de um sistema de informação e processamento para radiologia odontológica.

Uma interface deste género não é avaliada apenas pelo seu conjunto de funcionalidades. É necessário apresentar também uma interface gráfica apelativa e garantir uma boa usabilidade do sistema para suscitar o interesse dos potenciais utilizadores.

A apresentação da referida interface gráfica está estruturada em três componentes representativas das principais áreas de intervenção do sistema: gestão dos pacientes; gestão do arquivo de imagens; e análise e processamento de imagem.

A autenticação num sistema deste género é uma característica importante, que no entanto não se integra directamente em nenhuma das componentes funcionais referidas anteriormente. Trata-se de uma característica geral que permite identificar o utilizador responsável pelas operações efectuadas nas imagens e pelos resultados armazenados em base de dados, para além de conferir alguma segurança ao sistema. Assim, o sistema possui um mecanismo de autenticação baseado no conceito *UserName / Password*. Relativamente a questões de segurança usou-se um método de encriptação baseado em md5 [78] para armazenar e manipular as *passwords*. Na figura 7.4 pode-se observar a janela de autenticação do sistema.

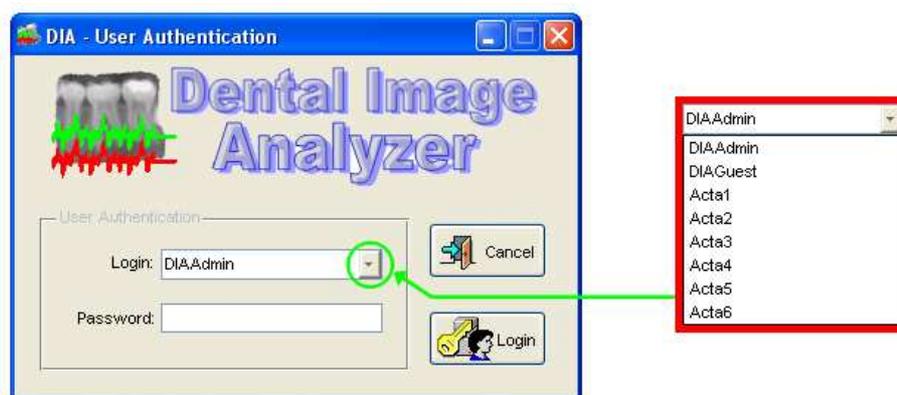


Figura 7.4: Autenticação no sistema.

Após uma autenticação bem sucedida ficam disponíveis ao utilizador todas as funcionalidades contempladas no sistema. A figura 7.5 ilustra a janela principal do sistema acompanhada de uma legenda que identifica as componentes funcionais referidas anteriormente. Estas componentes também se podem designar por pacotes ou módulos e, exceptuando o módulo de gestão do arquivo de imagens, que carece de uma descrição adicional para justificar algumas opções tomadas, os restantes módulos podem ser apresentados em género de manual de utilização. Assim, na próxima subsecção será apresentado o módulo de gestão do arquivo de imagens, e a apresentação dos restantes dois módulos fica remetida para o apêndice A.

7.5.1 Gestão do Arquivo de Imagens

O módulo de gestão do arquivo de imagens engloba todas as funcionalidades que permitem organizar o ficheiro de imagens do paciente. As funcionalidades contempladas neste módulo

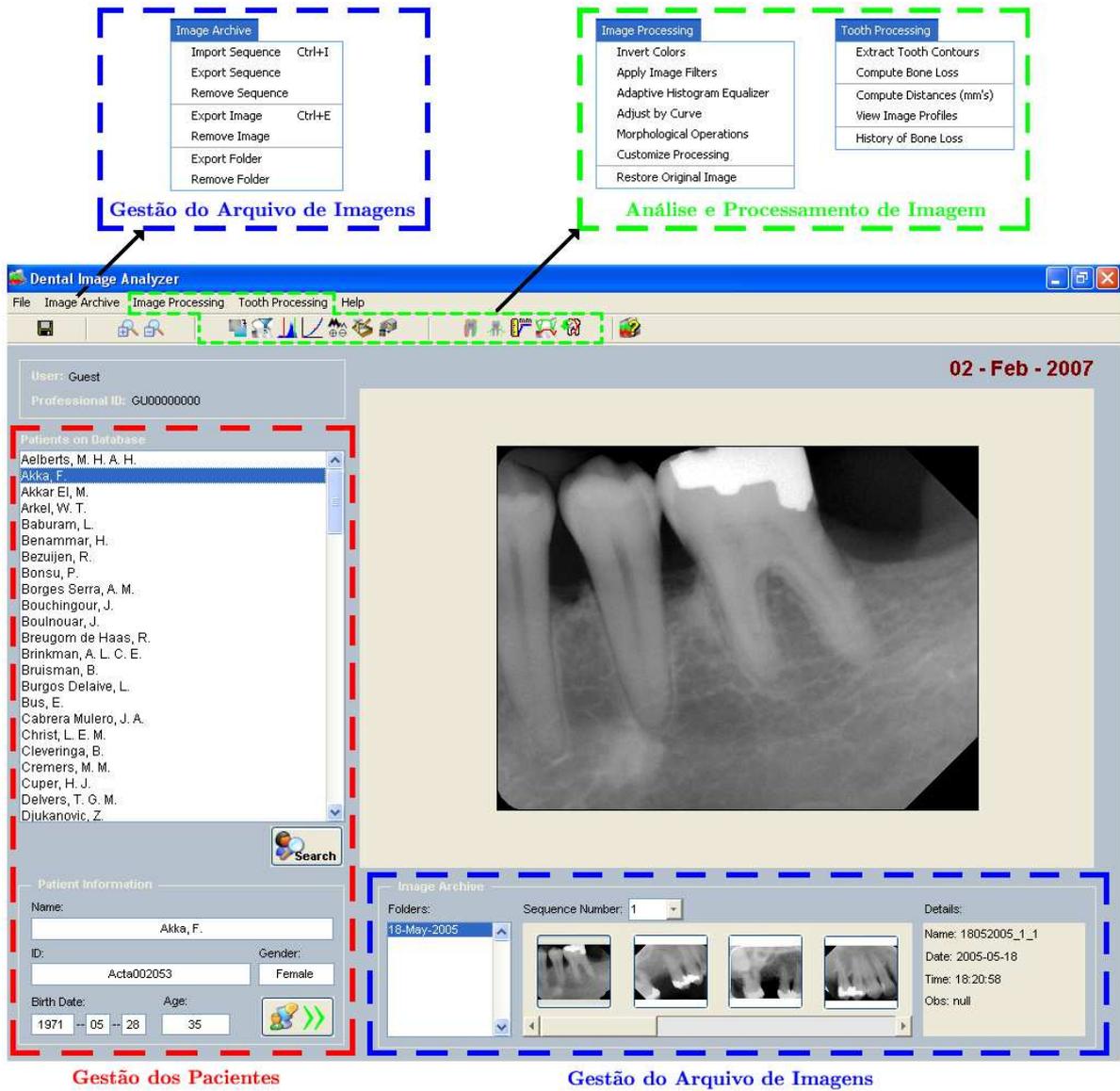


Figura 7.5: Componentes funcionais da janela principal do sistema.

são: a importação de sequências de imagens; a remoção de imagens; e a exportação de imagens para outros dispositivos de armazenamento.

A organização do arquivo de imagens referente a cada paciente obedece a um protocolo estabelecido para hierarquizar os conceitos envolvidos na aquisição de imagens em cenário real. Por outro lado, a estrutura do arquivo de imagens deve permitir identificar os episódios a que se referem as imagens, de forma rápida e inequívoca.

Em cenário real, um episódio está sempre associado a um paciente e a uma data/hora. Para além disso, cada episódio pode ser retratado por um conjunto de imagens, o qual foi designado por “sequência”. Pode ainda existir a possibilidade de serem retratados vários episódios (“sequências”) para o mesmo paciente na mesma data. Cada sequência é catalogada por um identificador numérico referente ao número de ordem em que foi introduzida na base de dados, (ex. 1, 2, 3, ...).

Dada a possibilidade de existirem várias “sequências” na mesma data, surge o conceito de “pasta” como sendo um conjunto de “sequências” bem identificadas, em que cada “sequência” engloba um conjunto de imagens. Portanto, uma “pasta” consiste num conjunto de imagens capturadas no mesmo dia, cuja identificação é atribuída pela data em que as imagens foram capturadas. O formato do identificador da “pasta” é do tipo “*dd – mmm – yyyy*”, em que “*dd*” corresponde ao dia do mês em que as imagens foram capturadas, “*mmm*” aos três primeiros caracteres do mês e “*yyyy*” ao ano, (ex. 22-May-2004).

No processo de importação de imagens para o sistema, efectua-se a catalogação de cada imagem da “sequência” a importar, sendo-lhe atribuído um nome usado como identificador único, do tipo “*ddmmmyyyy_SqnceNum_ImgNum.**”. Os 8 primeiros dígitos do identificador correspondem à data de aquisição no formato “*ddmmmyyyy*”, seguindo-se o identificador da sequência correspondente (“*SqnceNum*”) e o número de ordem da imagem (“*ImgNum*”). Veja-se o exemplo de alguns identificadores de imagens, 22052004_1_1.jpg, 22052004_1_1_2.jpg, 22052004_1_1_3.jpg, 22052004_2_1.jpg, 22052004_2_2.jpg, etc.

Resumindo, a organização do arquivo de imagens em cada paciente obedece à hierarquia dos conceitos “pasta” -> “sequência” -> “imagem”, cuja nomenclatura atribuída a cada conceito se cinge ao protocolo exposto anteriormente.

Para além da importação de imagens, o sistema contempla a possibilidade de remoção de imagens, isto é, eliminar imagens do arquivo referente a cada paciente. Relembrando os conceitos envolvidos na organização do arquivo (“pasta”, “sequência” e “imagem”), o sistema permite, assim, três modalidades de eliminação das imagens: eliminação individual, imagem a imagem; eliminação de uma “sequência” de imagens; e eliminação de uma “pasta” completa.

Por vezes é importante guardar imagens num determinado dispositivo de armazenamento que não a base de dados, na eventualidade de serem cedidas a outros profissionais para promover o diálogo e discussão no diagnóstico partilhado, por exemplo. Para colmatar esta necessidade, o sistema permite a exportação de imagens da base de dados para outros dispositivos físicos de armazenamento (ex. disco rígido, CDROM, ...). As imagens podem ser exportadas em vários formatos diferentes, DICOM (*.dcm), Jpeg (*.jpg), Bitmap (*.bmp) e Tif (*.tif).

Tal como sucede para o caso da remoção das imagens, também neste caso são permitidas três modalidades de exportação das imagens: exportação de apenas uma imagem; exportação de uma “sequência” de imagens; e exportação de uma “pasta” completa. No caso da modalidade de exportação individual de imagens, permite-se ao utilizador a atribuição de um novo nome à imagem, bem como, a escolha da localização de destino e do formato de saída desejados. Relativamente às modalidades de exportação de “sequências” e de “pastas”, as opções disponibilizadas aos utilizadores restringem-se apenas à escolha da localização de destino e do formato de saída.

Nestas últimas modalidades, as imagens ficam automaticamente hierarquizadas numa estrutura de directórios montada para permitir a identificação dos pacientes e das datas dos episódios a que se referem as imagens. Perante os conceitos envolvidos na organização do arquivo e abordados anteriormente, a estrutura de directórios do armazenamento das imagens exportadas da base de dados para outro dispositivo tem de obedecer à seguinte hierarquia: “PatientID” -> “pasta” -> “sequência” -> “imagem”. Saliente-se que “PatientID” representa o identificador do paciente na base de dados (ex. Acta002007). Veja-se o exemplo de algumas estruturas de directórios hierarquizadas de acordo com o protocolo estabelecido:

- Acta002007 -> 22-May-2004 -> Sequence1 -> 22052004_1_1.jpg
- Acta002007 -> 22-May-2004 -> Sequence1 -> 22052004_1_2.jpg
- Acta002007 -> 22-May-2004 -> Sequence1 -> 22052004_1_3.jpg
- Acta002007 -> 22-May-2004 -> Sequence2 -> 22052004_2_1.jpg
- Acta002007 -> 22-May-2004 -> Sequence2 -> 22052004_2_2.jpg
- ...

“DICOMização”

Tal como referido anteriormente, o sistema aqui proposto suporta imagens compatíveis com o formato DICOM (*.dcm). DICOM é acrónimo de *Digital Imaging and Communications in Medicine*, trata-se de um standard internacional que regula o arquivo, consulta e comunicação de imagens médicas em ambientes heterogéneos.

Este *standard* resultou da associação dos seus potenciais utilizadores (membros da *American College of Cardiology* - ACC e da *American College of Radiology* - ACR) com fabricantes de equipamento médico (membros do *National Electrical Manufacturer’s Association* - NEMA). Este standard começou efectivamente em 1984 com a nomenclatura de ACR/NEMA, passando só mais tarde a adoptar a nomenclatura DICOM, extendendo-se também a outras áreas fora da radiologia [22].

A sua estrutura actual (versão 3) tem vindo a ser melhorada desde que foi aprovada pela primeira vez em 1993 [69] e permite assegurar a interoperabilidade dos sistemas médicos na produção, armazenamento, visualização, processamento, envio, recepção, pesquisa e impressão de imagens médicas e documentos associados.

Em 1996 foi reestruturado o comité que organiza o protocolo DICOM, de modo a que este extendesse o seu suporte a todas as formas de imagens biomédicas, passando assim a integrar elementos de todas as áreas médicas, sendo a *American Dental Association* (ADA) um dos membros fundadores deste novo comité.

Actualmente o protocolo DICOM é implementado num grande número de produtos médicos provenientes das mais variadas marcas. A adopção deste standard por parte da indústria de imagiologia médica proporciona às instituições de cuidados de saúde uma melhoria na qualidade e custos efectivos dos cuidados prestados ao paciente. As modalidades suportadas pelo DICOM são a radiografia computadorizada, a tomografia computadorizada (CT), a angiografia digital, a ultrassonografia e imagens de ressonância magnética (MRI).

O uso deste protocolo em odontologia trouxe grandes vantagens aos seus utilizadores proporcionando imagens digitais de grande qualidade para o diagnóstico (aquisição e visualização) com possibilidade de troca de dados (imagens e registos dos pacientes) entre dispositivos de fabricantes diferentes. A existência de um protocolo único é muito importante porque garante a compatibilidade entre dispositivos de marcas diferentes, provocando competitividade no mercado e, por consequência, possibilitando a aquisição de equipamentos a preços mais atractivos.

As modalidades de imagens dentárias contempladas no protocolo DICOM são: endoscopias intra-orais digitais, sistemas de radiografias intra-orais digitais, máquinas de radiografias panorâmicas digitais, máquinas cefalométricas digitais, sistemas de fotografias digitais extra-orais e sistemas de imagiologia microscópica para patologias orais.

O protocolo DICOM está estruturado em várias partes, para uma melhor organização dos conceitos envolvidos [69]. De todos os serviços DICOM, este sistema implementa apenas a exportação em ficheiro (parte 10) e a exportação para dispositivos exteriores (parte 11). A parte 10 (*Media Storage and File Format for Media Interchange*) apresenta serviços relacionados com a definição do formato de um ficheiro DICOM para comunicação de imagens entre dispositivos. A parte 11 trata de aplicações relacionadas com o armazenamento da informação (*Media Storage Application Profiles*), na qual se podem encontrar referências aos perfis de aplicação para o armazenamento de imagens dentárias. Este *standard* tem uma arquitectura *object-oriented* cuja entidade fundamental se baseia no conceito de *Service-Object Pair* (SOP). Este conceito é composto pela agregação de um objecto DICOM (ex. *MR Image*) com um serviço (ex. *C-Store*) numa classe SOP com identificador único.

O anexo K desta parte do protocolo define um perfil de aplicação para o intercâmbio de radiografias dentárias, este perfil facilita o intercâmbio de dados dentários entre diferentes dispositivos. Tipicamente podem ocorrer trocas de informação (dados) entre diferentes sistemas dentários, entre sistemas dentários e *workstations* de visualização, entre várias *workstations* de visualização e entre sistemas dentários e arquivos de dados. Em contexto clínico, este ambiente de intercâmbio entre sistemas pode ser ilustrado pela figura 7.6.

Este perfil de aplicação suporta classes SOP e sintaxes de transferência, cuja identificação está ilustrada na tabela da figura 7.7.

Tal como referido anteriormente, o sistema aqui proposto permite a exportação de imagens

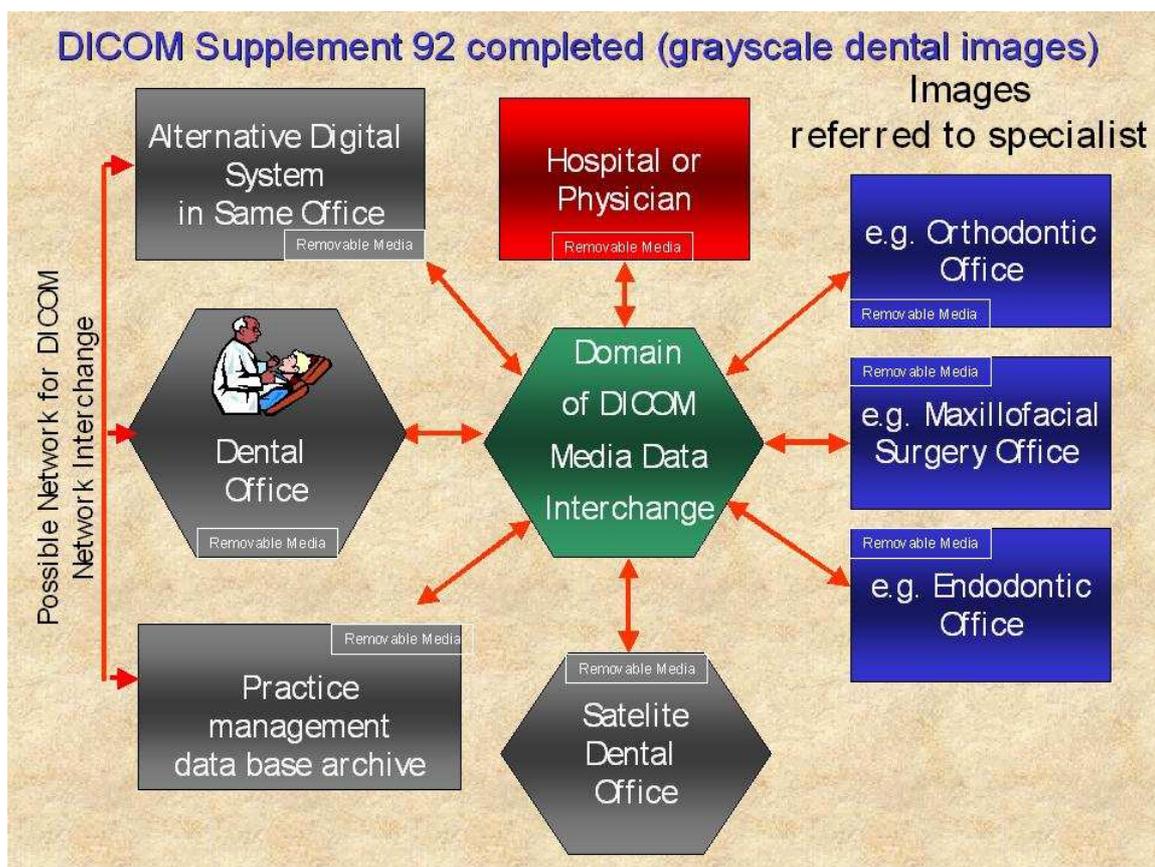


Figura 7.6: Possível configuração para uma rede em ambiente clínico odontológico. Adaptado de parte 11 do DICOM (*Media Storage Application Profiles*) [68].

Information Object Definition	SOP Class UID	Transfer Syntax and UID	FSC Requirement	FSR Requirement
Basic Directory	1.2.840.10008.1.3.10	Explicit VR Little Endian Uncompressed 1.2.840.10008.1.2.1	Mandatory	Mandatory
Digital Intra-oral X-Ray Image Storage – For Presentation	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.3	Explicit VR Little Endian Uncompressed 1.2.840.10008.1.2.1	Optional	Mandatory
Digital X-Ray Image Storage – For Presentation	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.1	Explicit VR Little Endian Uncompressed 1.2.840.10008.1.2.1	Optional	Mandatory

Figura 7.7: Classes SOP e sintaxes de transferência de imagens dentárias.

armazenadas em base de dados para outros dispositivos físicos de armazenamento, como discos rígidos, CD-Roms, DVDs, entre outros. Independentemente do formato de origem da imagem, o utilizador tem a liberdade de escolher o formato de saída pretendido. As ofertas de escolha cingem-se aos formatos DICOM (*.dcm), Jpeg (*.jpg), Bitmap (*.bmp) e Tif (*.tif).

Perante a escolha de um formato de saída do tipo DICOM (*.dcm) colocam-se dois cenários possíveis: a imagem original está no mesmo formato ou a imagem original está num formato diferente. Caso a imagem original esteja no mesmo formato será efectuada uma cópia integral da imagem original armazenada na base de dados, não sendo necessário proceder a qualquer tipo de processamento para compor a imagem. Se se colocar o cenário alternativo, será necessário compor a imagem de saída com informação no seu cabeçalho adequada ao contexto em que se insere e compatível com o protocolo DICOM.

Na composição da informação constituinte do cabeçalho foram contemplados vários campos de informação, seleccionados de acordo com a informação disponível na base de dados. Saliente-se que poderão ser contemplados adicionalmente outros campos que futuramente possam ser considerados importantes para um particular contexto de aplicação, sendo necessário para tal, actualizar o modelo de base de dados que suporta o sistema. A tabela 7.1 ilustra a lista dos campos considerados nesta fase, acompanhada de um exemplo para cada um deles.

Atributo	Tag	Valor
Patient's Name	(0010,0010)	Aelberts, M. H. A. H.
Patient ID	(0010,0020)	Acta002072
Patient's Birth Date	(0010,0030)	19630405
Patient's Age	(0010,1010)	44
Patient's Sex	(0010,0040)	F
Transfer Syntax UID	(0002,0010)	1.2.840.10008.1.2.1
Implementation Class UID	(0002,0012)	1.3.6.1.4.1.9590.100.1.0.100.4.0
Implementation Version Name	(0002,0013)	MATLAB IPT 4.0
SOP Class UID	(0008,0016)	Digital Intra-oral X-Ray Image Storage 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.1.3
Study Date	(0008,0020)	20050517
Content Date	(0008,0023)	20070717
Study Time	(0008,0030)	183412
Content Time	(0008,0033)	120522
Study ID	(0020,0010)	17052005
Series Number	(0020,0011)	1
Instance Number	(0020,0013)	1
Modality	(0008,0060)	Dental X-Ray
Secondary Capture Device Manufacturer	(0018,1016)	IEETA-UA
Secondary Capture Device Manufacturer Model Name	(0018,1018)	DIA 1.79

Tabela 7.1: Lista dos campos considerados para a composição do cabeçalho de uma imagem DICOM.

7.6 Resumo

No presente capítulo foi proposto um protótipo para o sistema de informação e processamento aplicado à radiologia odontológica. Aqui foram abordadas várias etapas do processo de concepção de um sistema de *software*, desde a especificação de requisitos, da modelação do sistema, da apresentação do modelo de dados idealizado, até à apresentação da interface gráfica com o utilizador.

A proposta de um protótipo para um sistema deste tipo, representa a apresentação de um exemplo de aplicação, prático e concreto, dos métodos de processamento e análise de imagem estudados no âmbito deste trabalho. Esta fase conclui o processo normal de um trabalho de investigação, em que foi identificado um problema, procuraram-se e estudaram-se algumas soluções possíveis e apresenta-se um exemplo de aplicação prática como solução do problema identificado.

O objectivo da implementação de uma ferramenta informática capaz de auxiliar os dentistas na tarefa de determinação da perda de massa óssea alveolar, foi conseguido. Para além disso este sistema pode ser considerado como um complemento desta dissertação, no qual se pode observar o funcionamento dos métodos de processamento e análise, assim como os resultados produzidos.

O sistema apresentado é constituído por duas camadas separadas, a camada de dados e a interface com o utilizador. O protótipo da interface gráfica do sistema com o utilizador foi desenvolvido em MATLAB 7, podendo também ser usado por qualquer interessado, não necessitando de possuir o MATLAB, basta apenas instalar um pacote com as funções internas distribuídas, livremente, com o sistema. A camada de dados foi desenvolvida em Microsoft SQL Server 2005, pelo que a base de dados implementada pode ser configurada localmente em qualquer PC usando uma versão gratuita do Microsoft SQL Server 2005 (Microsoft SQL Server 2005 Express). Também se pode usar o cenário de sistema distribuído, em que a base de dados está alojada num servidor e é partilhada por vários computadores. Este sistema é disponibilizado numa versão *standalone* gerada após compilação a partir do ambiente MATLAB.

A vantagem de usar a interface gráfica separada da camada de dados cinge-se à sua versatilidade, pelo facto de ser possível a configuração do sistema num cenário local e num cenário distribuído sem a necessidade de efectuar alterações a nível do código.

A aplicação computacional resultante deste trabalho de investigação poderá ser uma ferramenta importante para os profissionais da Odontologia, uma vez que minora o tempo e o trabalho despendidos no estudo da periodontite, usa a precisão matemática dos computadores na determinação dos valores de perda de massa óssea, para além de permitir a organização do arquivo de imagens dos pacientes e dos resultados obtidos da análise digital de radiografias dentárias.

Capítulo 8

Conclusões e Trabalho Futuro

Grande parte desta dissertação foi dedicada ao estudo de métodos de análise e processamento digital de imagem, aplicados à segmentação de estruturas odontológicas representadas em radiografias dentárias. O uso destas técnicas é fundamental na classificação morfológica dos dentes, bem como, na determinação de parâmetros usados na identificação e avaliação (estadiamento) de diversas patologias dentárias.

O tema da periodontite surge neste trabalho como um caso de estudo para a aplicação prática dos algoritmos abordados.

Este capítulo encerra, assim, a presente dissertação, no qual são apresentadas as principais conclusões obtidas ao longo do estudo inerente à dissertação, assim como, algumas propostas e directivas para trabalhos futuros nesta área. As directivas propostas visam a consolidação de alguns assuntos que, neste trabalho, foram explorados de uma forma mais ligeira.

8.1 Conclusões

Uma das principais manifestações da periodontite reflecte-se na perda de massa óssea apresentada nos dentes. Desta forma, a medição da perda de massa óssea constitui um meio complementar ao diagnóstico e ao estadiamento da periodontite.

Tradicionalmente, os dentistas medem a quantidade de osso perdida, devido à manifestação da periodontite, através de uma grelha designada por “*Schei Ruler*” que permite efectuar a leitura em radiografias dentárias impressas em filme. Os valores medidos são representados em intervalos de 10 %. Trata-se de um processo demorado e fatigante para os profissionais, razão pela qual muitas vezes este procedimento não seja realizado, ficando a avaliação da severidade da patologia cingida apenas ao exame visual da estrutura dentária e das radiografias dentárias.

O esforço exigido aos dentistas e o tempo despendido para a realização deste tipo de procedimento constitui a principal motivação para o desenvolvimento deste trabalho, pois uma ferramenta de análise de imagem com uma aplicação prática no cálculo da perda de massa óssea permite a realização dos mesmos procedimentos, exigindo menos esforço e tempo, para além de conferir maior rigor ao diagnóstico efectuado.

Nesta dissertação foram apresentados vários métodos de análise e processamento de imagem aplicados a radiografias dentárias. Os métodos estudados podem ser categorizados em métodos de pré-processamento para melhoria da qualidade da imagem e em métodos de segmentação dentária. Analisando empiricamente o desempenho dos métodos de segmentação apresentados, verificou-se alguma semelhança entre eles, pese embora o facto de, por vezes, os métodos *GVF-Snakes* e *Live Wire* serem os que produzem melhores resultados em imagens com baixo nível de contraste, assim como, na presença artefactos. Contudo, estes métodos são mais lentos e mais onerosos computacionalmente.

A maioria das imagens usadas neste estudo apresentam baixo nível de contraste, especialmente na região envolvente à raiz, dificultando o reconhecimento da fronteira entre a raiz do dente e o osso envolvente. Neste contexto, foram experimentados, com sucesso, alguns métodos de pré-processamento de imagem com o objectivo de aumentar o contraste das imagens e prepará-las para o processo de segmentação subsequente.

De facto, em testes realizados constatou-se que o desempenho de todos os métodos de segmentação estudados melhora consideravelmente quando é efectuado um processamento prévio da imagem.

O desenvolvimento de métodos de segmentação automáticos é condicionado pelo baixo nível de contraste deste tipo de imagens e pela grande variação da morfologia dos dentes. Assim, todos os métodos estudados neste trabalho têm um cariz semi-automático, pelo que o seu desempenho também depende da inicialização efectuada pelo utilizador.

Tratando-se de técnicas e algoritmos usados para complementar o diagnóstico de doenças periodontais, a sua validação e avaliação no desempenho da tarefa para a qual foram desenvolvidos revela-se de uma importância fundamental. Neste sentido, idealizou-se uma metodologia para avaliar quantitativamente o desempenho do sistema implementado, na determinação dos valores da perda de massa óssea dos dentes. Esta avaliação incidiu num universo de 60 dentes (5 dentes \times 12 pacientes), nos quais foram comparados os valores de perda de massa óssea medidos por 6 dentistas, primeiro usando o método tradicional e depois usando o sistema informático.

Os resultados da comparação dos valores de perda de massa óssea medidos pelos dentistas usando o método tradicional com os valores obtidos pelos métodos computacionais, mostraram que as duas formas de medição são válidas, e que a variabilidade inter-observador verificada no método tradicional é idêntica à variabilidade entre os observadores e os métodos computacionais, quando comparados individualmente. Tendo como base os resultados da análise exploratória efectuada aos dados, pode-se afirmar que a ferramenta implementada, no âmbito deste trabalho de investigação, permite obter valores de perda de massa óssea tão fidedignos como os valores obtidos por dentistas experientes através do método de medição tradicional.

No final do estudo subjacente à presente dissertação resultou uma ferramenta de software que permite a organização do arquivo de imagens inerentes a cada paciente, bem como o seu processamento, avaliação morfológica dos dentes, cálculo do valor de perda de massa óssea, armazenamento dos valores calculados em base de dados, entre outras funcionalidades.

Trata-se de um sistema inovador implementado com base em métodos de segmentação já existentes e anteriormente aplicados noutras tarefas, tendo sido adaptados especialmente para estas aplicações específicas. Todavia, o sistema está preparado para que, com o mínimo de trabalho, possa ser facilmente estendido de modo a integrar novas aplicações da área da odontologia, desde que usem informação passível de ser obtida a partir da análise digital às radiografias dentárias, como os contornos, por exemplo.

Este sistema visa a instalação em consultórios e pequenas clínicas dentárias e poderá ser integrado com outros sistemas de gestão clínica dos pacientes, fornecendo assim aos seus utilizadores as componentes de gestão dos pacientes, de gestão do arquivo de imagens dentárias, e de análise e processamento de imagem, assim como a possibilidade de consulta do histórico das medições efectuadas.

Independentemente dos resultados verificados no estudo à variabilidade, referido anteriormente, um facto inquestionável é que o uso da ferramenta para efectuar medições da perda de massa óssea exige menos esforço por parte dos dentistas, quando comparado com o esforço exigido pelo método tradicional de medição. Para além disso, o ambiente gráfico é bastante amigável e usável, o que reforça a preferência pelo uso da ferramenta em detrimento da *schei ruler*.

8.2 Trabalho Futuro

O sistema implementado no trabalho subjacente à presente dissertação é suficientemente modular e extensível, de modo a poder incorporar facilmente novas funcionalidades. Assim, em trabalhos futuros pretendem-se estudar e desenvolver novos métodos capazes de segmentar os dentes e estruturas dentárias representados em radiografias dentárias. Busca-se a implementação de algoritmos automáticos, que exijam o mínimo de intervenção do utilizador e sobretudo que o resultado final do seu desempenho não seja tão dependente da inicialização.

Pretende-se incrementar a versatilidade do sistema através da inclusão de novas aplicações práticas, tornando assim, mais lato o seu universo de aplicações, bem como a especialidade e o perfil de potenciais utilizadores.

A serem implementados novos métodos, em trabalhos futuros poder-se-ão estabelecer novas metodologias para a sua validação e avaliação de desempenho, tendo em consideração os casos de aplicação e a subjectividade inerente.

Mantendo a periodontite como caso de estudo, é pertinente propor como trabalho futuro o co-registo de imagens dentárias para permitir uma melhor avaliação da severidade da patologia e/ou dos efeitos surtidos pelos tratamentos efectuados. O co-registo de imagens é uma técnica usada para compor informações complementares obtidas através de exames específicos de diferentes modalidades que, normalmente, são utilizados de forma isolada. Esta ideia ganha ênfase no âmbito deste caso de estudo, porque se trata de uma patologia cujos tratamentos se prolongam por períodos de tempo relativamente extensos, implicado múltiplas observações intra-paciente ao longo do tempo.

A possibilidade de incluir no sistema técnicas de visualização e processamento de estudos

odontológicos tomográficos, frequentemente usados no planeamento cirúrgico e em desenho de próteses dentárias, também pode ser uma directiva a seguir em eventuais trabalhos futuros nesta área.

Referências

- [1] M. V. de Abreu. *Avaliação do exame de imagem digitalizada no diagnóstico da lesão de cárie incipiente em superfície oclusal de dentes permanentes: um estudo in vitro*. Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, 2003.
- [2] M. V. de Abreu, A. A. Araújo, E. F. e Ferreira, and F. H. Neto. Imagem radiográfica digital odontológica. In *V Workshop em Tratamento de Imagens*, pages 68–82, 2004.
- [3] Jim Albert. Teaching bayes' rule: A data-oriented approach. *The American Statistician*, 51, 1997.
- [4] Jorge Andre Girão Albuquerque. *Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica*. Msc, Universidade Estadual de Campinas, 2001.
- [5] F. F. R. Alves. Técnicas de imagens radiológicas e radioproteção: Reciclagem. http://www.cefetsc.edu.br/~radiologia/downloads/material_didatico_receptores_imagem.pdf, Outubro, 2006.
- [6] Isaac N. Bankman. *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis (Biomedical Engineering)*. Academic Press, San Francisco (CA), 1st edition, 2000.
- [7] W. Barrett and E. Mortensen. Interactive live-wire boundary extraction. *Medical Image Analysis 1(4)*, pages 331–341, 1997.
- [8] BioDente. Biodente - software para clínicas de medicina dentária. <http://www.biomanager.com.br/BioDente/>, July, 2007.
- [9] S. Bizzarro, U. Van der Velden, J. M. A. G. Ten Heggeler, E. Leivadarios, F. J. Hoek, V. E. A. Gerdes, S. J. L. Bakker, R. O. B. Gans, H. Ten Cate, and B. G. Loos. Periodontitis is characterized by elevated pai-1 activity. *Journal of Clinical Periodontology (in press)*, 2007.
- [10] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, and John M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (PA), 2nd edition, 2002.

- [11] Gonçalo Cardoso, Hélder Pestana, Lucas Pereira, and Tiago Pontes. Aprendizagem automática - uma introdução. *Universidade da Madeira* (<http://dme.uma.pt/edu/ia/acetatos%202005-2006/Apontamento%20Aprendizagem%20Automatica.pdf>), Junho, 2006.
- [12] F. J. S. Carvalho and J. M. R. S. Tavares. Metodologias para identificação de faces em imagens: Introdução e exemplos de resultados. In *Congreso de Métodos Numéricos en Ingeniería 2005*, Granada, España, 4-7 de julho de 2005.
- [13] Vicent Caselles, Francine Catté, Tomeu Coll, and Françoise Dibos. A geometric model for active contours in image processing. *Numerische Mathematik*, 66(1):1–31, October 1993.
- [14] A. Chodorowski, U. Mattsson, M. Langille, and G. Hamarneh. Color lesion boundary detection using live wire. *Proceedings of SPIE Medical Imaging: Image Processing*, 5747: 1589–1596, 2005.
- [15] T. F. Cootes, G. F. Edwards, and C. J. Taylor. Active appearance models. *Proceedings of 5th European Conference on Computer Vision*, 2:484 – 498, Springer-Berlin, 1998.
- [16] T. F. Cootes, A. Hill, C. J. Taylor, and J. Haslam. The use of active shape models for locating structures in medical images. *Image and Vision Computing*, 12(6):355–366, 1994.
- [17] Andrew I. Dale. *A history of inverse probability: from Thomas Bayes to Karl Pearson (Sources and studies in the history of mathematics and physical sciences)*. Springer, New York, 2nd edition, 1999.
- [18] DentalOffice. Dental office 2007. <http://www.dentaloffice.com.br>, July, 2007.
- [19] DentalPro. Software odontológico para clínicas e consultórios - dentalpro. <http://www.dentalpro.com.br/>, July, 2007.
- [20] Dentrix. Dentrix dental systems. <http://www.dentrix.com/software/image/>, July, 2007.
- [21] A. P. Dhawan. *Medical Image Analysis*. Wiley - IEEE Press, 2003.
- [22] S. Brent Dove. Dicom and dentistry - an introduction to the standard. <http://ddsdx.uthscsa.edu/DICOM.html>, July, 2007.
- [23] B. Déry. Visual dictionary - parts of a tooth. http://www.infovisual.info/03/033_en.html, January, 2007.
- [24] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork. *Pattern Classification*. Wiley Interscience, New York, 2nd edition, 2001.

- [25] A. Elbern. Princípios de formação da imagem radiográfica. http://www.cefetsc.edu.br/~radiologia/downloads/material_didatico_principios_de_formacao_da_imagem_radiografica.pdf, November, 2006.
- [26] Emago. Emago dental software. <http://www.emago.info/>, July, 2007.
- [27] A. Ezquerro. Matlab central file exchange - matlab component runtime installer automation. <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=5268>, January, 2007.
- [28] G. Fahmy, D. Nassar, E. Haj-Said, H. Chen, O. Nomir, J. Zhou, R. Howell, H. Ammar, M. Abdel-Mottaleb, and A. Jain. Towards an automated dental identification system (adis). In *International Conference of Biometric Authenticity*, Hong Kong, 2004.
- [29] R. S. C. Ferreira. Aplicações de processamento de imagem e sinal: Morfologia matemática. http://homepage.esoterica.pt/~rscf/apsi_e3/, November, 2006.
- [30] J. L. Fleiss. *Chapter 1 Reliability of measurement In The design and analysis of clinical experiments pp. 1-32*. John Wiley & Sons, Inc., New York:, 1986.
- [31] T. Gale. Dental x rays. *Encyclopedia of Nursing & Allied Health*. Ed. Kristine Krapp. <http://health.enotes.com/nursing-encyclopedia/dental-x-rays>, November, 2006.
- [32] G. Gallo, A. Zingale, and R. Zingale. Detection of mri brain contour using non-linear anisotropic diffusion filter. In *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, 1996.
- [33] Guido Gerig, Olaf Kubler, Ron Kikinis, and Ferenc A. Jolesz. Nonlinear anisotropic filtering of mri data. *IEEE Transactions on on Medical Imaging*, 11(2):221–232, 1992.
- [34] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, 2 edition, 2002.
- [35] B. Green. Canny edge detection tutorial. http://www.pages.drexel.edu/~weg22/can_tut.html, February, 2007.
- [36] M. A. Guevara, A. Silva, H. Oliveira, M. L. Pereira, and F. Morgado. Segmentation and morphometry of histological sections using deformable models: A new tool for evaluating testicular histopathology. *Progress in Pattern Recognition, Speech and Image Analysis, Lecture Notes in Computer Science*, 2905:282–290, 2003.
- [37] J. Hair, R. Anderson, R. Tatham, and 1998 W. Black. *Multivariate Data Analysis*. Prentice Hall, 5 edition. *Multivariate Data Analysis*. Prentice Hall, 5 edition, 1998.
- [38] E. Haj-Said, D. Nassar, G. Fahmy, and H. Ammar. Dental x-ray image segmentation. In *Proc. of SPIE Technologies for Homeland Security and Law Enforcement conference*, Orlando, FL, 2004.

- [39] E. Haj-Said, D. E. Nassar, G. Fahmy, and H. H. Ammar. Teeth segmentation in digitized dental x-ray films using mathematical morphology. *Information Forensics and Security, IEEE Transactions on*, 1(2):178–189, 2006.
- [40] M. Helbing and R. Orglmeister. Anisotropic filtering for detecting left ventricular borders in echocardiographic images. *In: Computers in Cardiology (IEEE Proceedings)*, pages 197–200, 1993.
- [41] J. W. Hutter, U. van der Velden, A. Varoufaki, R. A. Huffels, F. J. Hoek, and B. G. Loos. Lower numbers of erythrocytes and lower levels of hemoglobin in periodontitis patients compared to control subjects. *J Clin Periodontol*, (20):930–936, 2001.
- [42] ImaginaSoft. Imaginasoft - sistemas de informação e multimédia. <http://www.imaginasoft.pt>, July, 2007.
- [43] The MathWorks Inc. *Image Processing Toolbox For use With MATLAB - version 5*. The MathWorks Inc., 2004.
- [44] Ivar Jacobson, Magnus Christerson, Patrik Jonsson, and Gunnar Overgaard. *Object-Oriented Software Engineering: A Use Case Driven Approach*. (ACM Press) Addison-Wesley, 1992.
- [45] A. K. Jain and H. Chen. Matching of dental x-ray images for human identification. *Pattern Recognition*, 37:1519–1532, 2003.
- [46] A. K. Jain, H. Chen, and S. Minut. Dental biometrics: Human identification using dental radiographs. In *Proc. of 4th Int'l Conf. on Audio- and Video-Based Biometric Person Authentication (AVBPA)*, pages 429 – 437, Guildford, UK, 2003.
- [47] Anil K. Jain. *Fundamental of Digital Image Processing*. Prentice Hall, 1989.
- [48] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes - active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1 (4)(4):321–331, 1987.
- [49] Kodak. Kodak dental imaging software windows version. <http://www.kodakdental.com/en/imagingSoftware/windows/index.html?pID=2351/2352>, July, 2007.
- [50] K. S. Kornman, A. Crane, H. Y. Wang, F. S. di Giovine, M. G. Newman, F. W. Pirk, T. G. Jr Wilson, F. L. Higginbottom, and G. W. Duff. The interleukin-1 genotype as a severity factor in adult periodontal disease. *J Clin Periodontol*, (24):72–77, 1997.
- [51] F. Kruchten. *The Rational Unified Process*. Addison-Wesley, 2nd edition, 2000.
- [52] S. K. Lanning, A. M. Best, H. J. Temple, P. S. Richards, A. Carey, and L. K. McCauley. Accuracy and consistency of radiographic interpretation among clinical instructors using two viewing systems. *Journal of Dental Education*, 70:149–159, 2006.

- [53] Craig Larman. *Applying UML and Patterns: An Introduction to Object-Oriented Analysis and Design and Iterative Development*. Prentice Hall, Upper Saddle River (NJ), 3rd edition, 2005.
- [54] J. J. P. Lima. *Física dos Métodos de Imagem com Raios X*. Edições ASA, Coimbra, 1995.
- [55] J. J. P. Lima. *Introdução à Mecânica e a outros temas em Medicina Dentária*. Imprensa da Universidade, Coimbra, 1999.
- [56] B. G. Loos and et. al. State of the art on data biomedical informatics in chronic infectious and inflammatory disease research: Periodontitis as a case study. Internal deliverable, INFOBIOMED Consortium, December, 22 2005.
- [57] Ravikanth Malladi, James A. Sethian, and Baba C. Vemuri. Shape modeling with front propagation: A level set approach. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(2):158–175, 1995.
- [58] J. Maroco. *Análise Estatística ũ com utilização do SPSS*. Edições Sílabo, 3 edition, 2007.
- [59] C. Martins, J. C. Teixeira, and L. Teixeira. Novas perspectivas na utilização de ambientes de tele-radiologia. In *8 ° Encontro Português de Computação Gráfica*, Coimbra, 1998. Revista VIRTUAL.
- [60] MedicorImaging. Mipacs dental enterprise viewer. <http://www.medicorimaging.com/dental/dentalviewer.htm>, July, 2007.
- [61] Manual Merck. Periodontite em doenças periodontais. <http://www.manualmerck.net/?url=/artigos/%3Fid%3D121%26cn%3D1019>, December, 2006.
- [62] D. A. Miles and M. R. Razzano. The future of digital imaging in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(viii):427–438, 2000.
- [63] D. F. Moresco, C. J. Feldman, R. Lykawka, M. S. Bemvenuti, R. C. Wunderlich, and G. Hoff. Avaliação dos negatoscópios utilizados em diagnósticos médicos. In *IX Congresso Brasileiro de Física Médica*, 2004.
- [64] E. N. Mortensen, B. S. Morse, and W. A. Barrett. Adaptive boundary detection using 'live-wire' two-dimensional dynamic programming. *IEEE Proc. Computers in Cardiology*, pages 635 – 638, 1992.
- [65] K. Murase, Y. Yamazaki, M. Shinohara, K. Kawakami, K. Kikuchi, H. Miki, T. Mochizuki, and J. Ikezoe. An anisotropic diffusion method for denoising dynamic susceptibility contrast-enhanced magnetic resonance images. *Physics in Medicine and Biology*, 46(10):2713–2723(11), 2001.

- [66] Bento José Ferreira Murteira. *Análise Exploratória de Dados - Estatística Descritiva*. McGraw-Hill, Lisboa, 1993.
- [67] T. M. Nazmy, F. M. Nabil, D. A. Salam, and H. M. Samy. Dental radiographs matching using morphological and pcnn approach. In *GVIP 05 Conference*, pages 19–21, Cairo, Egypt, 2005.
- [68] Nema. Part 11: Media storage application profiles. In *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. National Electrical Manufacturers Association, 2007.
- [69] Nema. Dicom homepage. <http://medical.nema.org/>, July, 2007.
- [70] J. Nissl. Digital x-rays. <http://www.webmd.com/hw/dental/hw211991.asp>, October, 2006.
- [71] B. Oestereich. *Developing Software with UML. Object oriented analysis in practice*. Addison-Wesley, 1999.
- [72] I. C. Oliveira and J. P. Cunha. *SLiM - SIAS Light Method*. IEETA/DETUA, 2002.
- [73] E. T. Parks and G. F. Williamson. Digital radiography: An overview. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 3(4):23–39, 2002.
- [74] E. T. Parks and G. F. Williamson. Digital x-ray imaging. <http://www.dentalproducts.net/xml/display.asp?File=3224&bhcp=1>, October, 2006.
- [75] Pietro Perona and Jitendra Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell)*, 12(7):629–639, 1990.
- [76] B. L. Pihlstrom, B. S. Michalowicz, and N. W. Johnson. Periodontal diseases. *Lancet*, 366(9499):1809 – 1820, 2005.
- [77] I. Pitas. *Digital Image Processing Algorithms and Applications*. John Wiley & Sons, 1 edition, 2000.
- [78] R. L. Rivest. The md5 message-digest algorithm. *Request for Comments (RFC) 1321*, April 1992.
- [79] J. G. V. da Rocha. *Microdetectores de Silício Baseados em Cintiladores para Radiografia Digital*. Phd, Universidade do Minho, 2003.
- [80] G. C. Sanderink and D. A. Miles. Intraoral detectors. ccd, cmos, tft, and other devices. *Dental clinics of North America*, 44(2):249–55, 2000.
- [81] O. Schei, J. Waerhaug, A. Lodval, and A. Arno. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol*, (30):7–16, 1959.

- [82] J. Selman. *The Fundamentals of X-rays and Radium Physics*. Charles C Thomas Publisher, Illinois USA, 8th edition, 1994.
- [83] J. Serra. Image analysis and mathematical morphology. *Academic Press*, 1, 1982.
- [84] J. Serra. Mathematical morphology and cmm: a historical overview. <http://cmm.enscm.fr/Recherche/pages/nav0b.htm>, November, 2006.
- [85] J. Serra and P. Soille. *Mathematical Morphology and its Applications to Image Processing*. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 1994.
- [86] J. A. Sethian. Level set methods: An act of violence. *American Scientist*, 85(3), 1997.
- [87] J. S. S. da Silva. *Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada*. Phd, Universidade de Aveiro, 2005.
- [88] P. Soille. *Morphological Image Analysis*. Springer-Verlag, 1999.
- [89] M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle. *Image Processing, Analysis and Machine Vision*. Brooks Cole, 2 edition, 1998.
- [90] SPRING. Tutorial de geoprocessamento. http://www.dpi.inpe.br/spring/portugues/tutorial/introducao_pro.html, November, 2006.
- [91] SPSSInc. Spss 15.0 for windows.
- [92] StatSoftInc. Statistica 6.0, 2003.
- [93] Wikipédia. Doença periodontal. http://pt.wikipedia.org/wiki/Doença_periodontal, December, 2006.
- [94] C. Xu and J. L. Prince. Gradient vector flow: A new external force for snakes. in *IEEE Proc. Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 66 – 71, 1997.
- [95] C. Xu and J. L. Prince. Snakes, shapes and gradient vector flow. *IEEE Trans. Image Processing*, 7:359 – 369, 1998.
- [96] J. Zhou and M. Abdel-Mottaleb. Automatic human identification based on dental x-ray images. In A. K. Jain and N. K. Ratha, editors, *Biometric Technology for Human Identification*, volume 5404, pages 373 – 380. SPIE, 2004.

Apêndice A

Manual do Utilizador do Sistema (DIA)

No capítulo 7 apresentaram-se as várias fases de concepção do sistema de informação e processamento para radiologia odontológica proposto no âmbito desta dissertação. Este apêndice visa esclarecer o leitor acerca das funcionalidades permitidas pelo protótipo implementado. Por outras palavras, este apêndice aproxima-se a um manual do utilizador, onde estão ilustradas as principais funcionalidades desenvolvidas no sistema.

O acesso ao sistema é controlado por um mecanismo de autenticação que permite identificar o utilizador responsável pelas operações efectuadas nas imagens e pelos resultados armazenados em base de dados, para além de conferir alguma segurança ao sistema. A autenticação é baseada no conceito *UserName / Password* e está ilustrada na figura A.1.

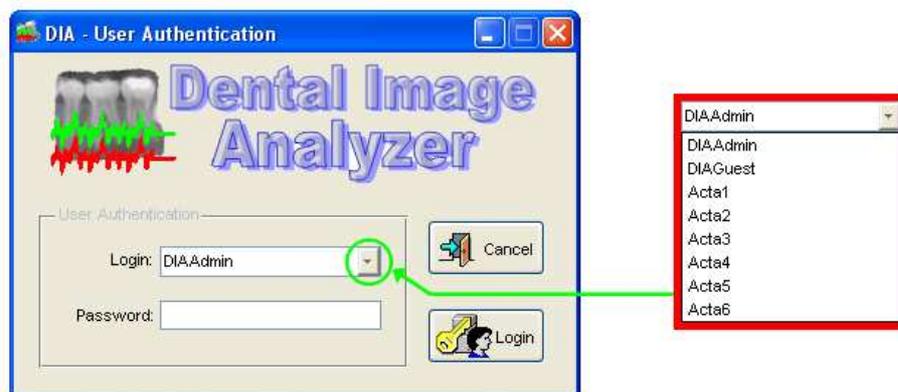


Figura A.1: Autenticação no sistema.

De acordo com a descrição efectuada em 7.5, a interface gráfica do sistema está estruturada em três componentes representativas das principais áreas de intervenção do sistema: gestão dos pacientes; gestão do arquivo de imagens; e análise e processamento de imagem. A figura A.2 ilustra a janela principal do sistema acompanhada de uma legenda que identifica as componentes funcionais definidas.

A componente referente à gestão do arquivo de imagens foi devidamente descrita na secção

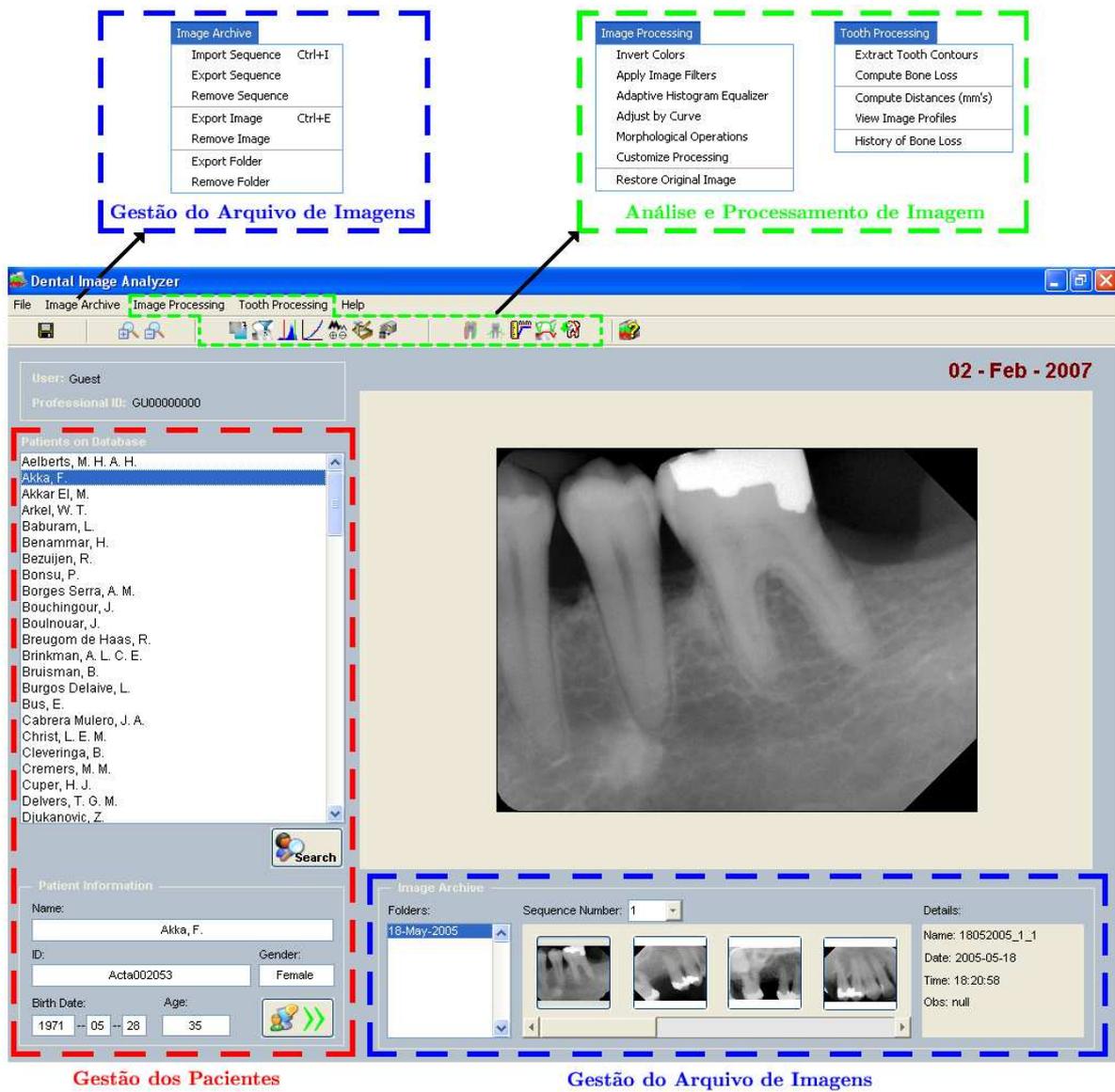


Figura A.2: Componentes funcionais da janela principal do sistema.

7.5.1, as funcionalidades inerentes às restantes duas componentes (gestão dos pacientes e análise e processamento de imagem) serão apresentadas nas próximas secções .

A.1 Gestão dos Pacientes

No contexto do sistema, a gestão dos pacientes consiste na organização da informação referente aos seus dados clínicos. Este pacote foi projectado para englobar as funcionalidades de inscrição de novos pacientes, e consulta dos dados dos pacientes já inscritos.

O processo de inscrição de novos pacientes ainda não está definido, uma vez que, para já, é assumido que os pacientes já estejam previamente inscritos. Esta premissa surge no sentido de aproveitar recursos e permitir interligar o sistema com outros sistemas de gestão de pacientes já em uso.

Relativamente à pesquisa dos dados dos pacientes, este processo pode ser efectuado através de acesso directo, percorrendo a lista de pacientes e seleccionando o pretendido, ou através de uma pesquisa avançada, indicando palavras e/ou campos chave para a pesquisa.

A.1.1 Acesso Directo à Ficha do Paciente

O acesso directo consiste em percorrer a lista de nomes, previamente ordenada alfabeticamente, dos pacientes inscritos e seleccionar o nome do paciente pretendido. Seleccionando um paciente, fica disponível toda a informação referente ao seu ficheiro clínico: dados pessoais, arquivo de imagens e histórico de valores medidos para a perda de massa óssea. Este método de acesso é vantajoso quando existem poucos pacientes inscritos. A figura A.3 ilustra o acesso directo à ficha do paciente.

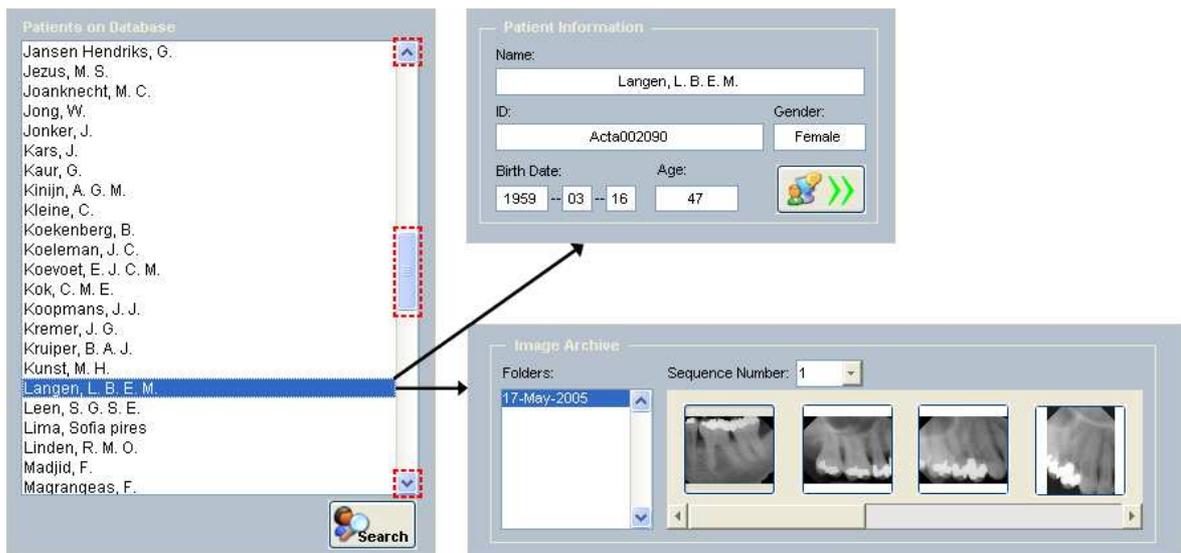


Figura A.3: Esquema de acesso directo à ficha do paciente.

A.1.2 Pesquisa Avançada

A pesquisa avançada é uma modalidade alternativa de acesso à ficha clínica do paciente. Neste processo de pesquisa o utilizador tem de introduzir algumas palavras e/ou campos chave para proceder à procura do paciente na base de dados.

A pesquisa pode ser efectuada, individualmente pelos campos “nome de paciente”, “número de identificação” e “data de nascimento”, ou pela combinação desses campos (figura A.4(a)).

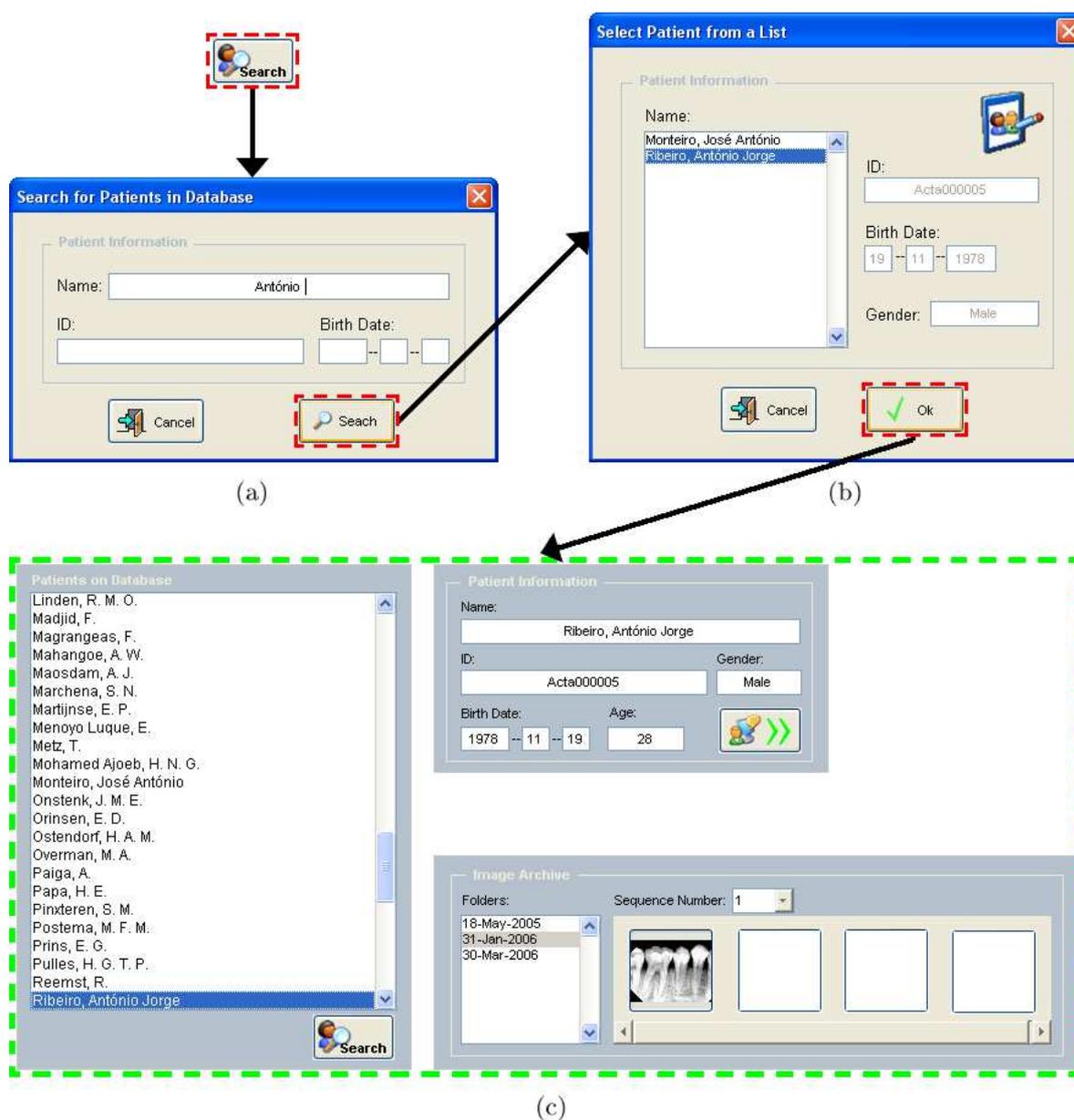


Figura A.4: Esquema de uma pesquisa avançada de pacientes na base de dados.

O facto de ser permitida uma pesquisa por “nome de paciente” ou por “data de nascimento” implica a possibilidade de existência de múltiplos resultados na pesquisa, isto é, a existência de vários pacientes que se enquadram nos parâmetros indicados. Na possibilidade deste cenário, o

utilizador tem de seleccionar o paciente pretendido entre o conjunto de resultados produzidos pela pesquisa (figura A.4(b)).

Independentemente do tipo de resultado produzido pela pesquisa, a última instância do processo é sempre a visualização da ficha clínica do paciente, tal como está ilustrado na figura (figura A.4(c)). No caso do retorno da pesquisa ser unitário (um único paciente) o processo passa da figura A.4(a) directamente para figura A.4(c). Se a pesquisa retornar múltiplos pacientes, o processo flui normalmente, tal como está ilustrado na figura.

A.2 Análise e Processamento de Imagem

O módulo de análise e processamento de imagem constitui o núcleo da actividade do sistema, isto é, é o módulo no qual se integram o maior número de funcionalidades desenvolvidas. A implementação de um módulo desta natureza permite aos seus utilizadores rentabilizar a capacidade de processamento dos computadores para complementar e fundamentar os diagnósticos em Odontologia.

Apesar de ser uma área onde já existem muitas ferramentas informáticas, a ferramenta proposta neste trabalho contém uma componente inovadora. Trata-se da identificação dos contornos dos dentes, que permite uma análise morfológica à estrutura dentária e a determinação da percentagem de perda de massa óssea, que por sua vez permite avaliar quantitativamente a severidade da periodontite.

Este módulo foi estruturado em duas componentes: o processamento para melhoria da qualidade da imagem e a análise dentária. A primeira componente integra funcionalidades genéricas de processamento de imagem possíveis de aplicar em qualquer tipo de imagens. A segunda componente contém funcionalidades específicas da Odontologia e só fazem sentido se aplicadas a representações dentárias, sejam radiografias, TAC's ou outro tipo de imagens dentárias.

Segue-se uma breve descrição, acompanhada de imagens ilustrativas, das funcionalidades integradas em cada uma das componentes referidas.

A.2.1 Processamento para Melhoria da Qualidade da Imagem

Tendo em consideração o *pipeline* apresentado na secção 2.4 do capítulo 2, esta componente da aplicação integra-se na sua totalidade na etapa de pré-processamento. Todas as funcionalidades implementadas neste âmbito têm o objectivo de melhorar a qualidade perceptível da imagem, para que o processo de segmentação e análise produza melhores resultados.

Neste sentido, quando se fala em melhoria da qualidade surgem implicitamente duas vertentes distintas que, eventualmente, poderão ser conjugadas para produzir melhores resultados. Fala-se da minimização do ruído e da manipulação de contraste.

Neste ponto apresentar-se-ão alguns exemplos dos métodos de processamento de imagem, estudados no âmbito deste trabalho de investigação e seleccionados para integrar o protótipo do sistema proposto. A fundamentação teórica e matemática referente às funcionalidades

apresentadas foi devidamente documentada no capítulo 3.

Aplicação de Filtros para Minimização do Ruído

Relembrando que neste trabalho foram implementados quatro tipos de filtro para minimizar o ruído em radiografias dentárias (filtro de média, filtro de mediana, filtro gaussiano e filtro de difusão anisotrópica). Estes filtros foram disponibilizados numa interface com o utilizador, cabendo a este a selecção do método a utilizar.

A figura A.5 ilustra a interface implementada para a minimização do ruído na imagem através da aplicação de filtros. Tal como se pode observar permite-se que o utilizador selecione o tipo de filtro e as suas características, bem como a pré-visualização do resultado produzido pela sua selecção.

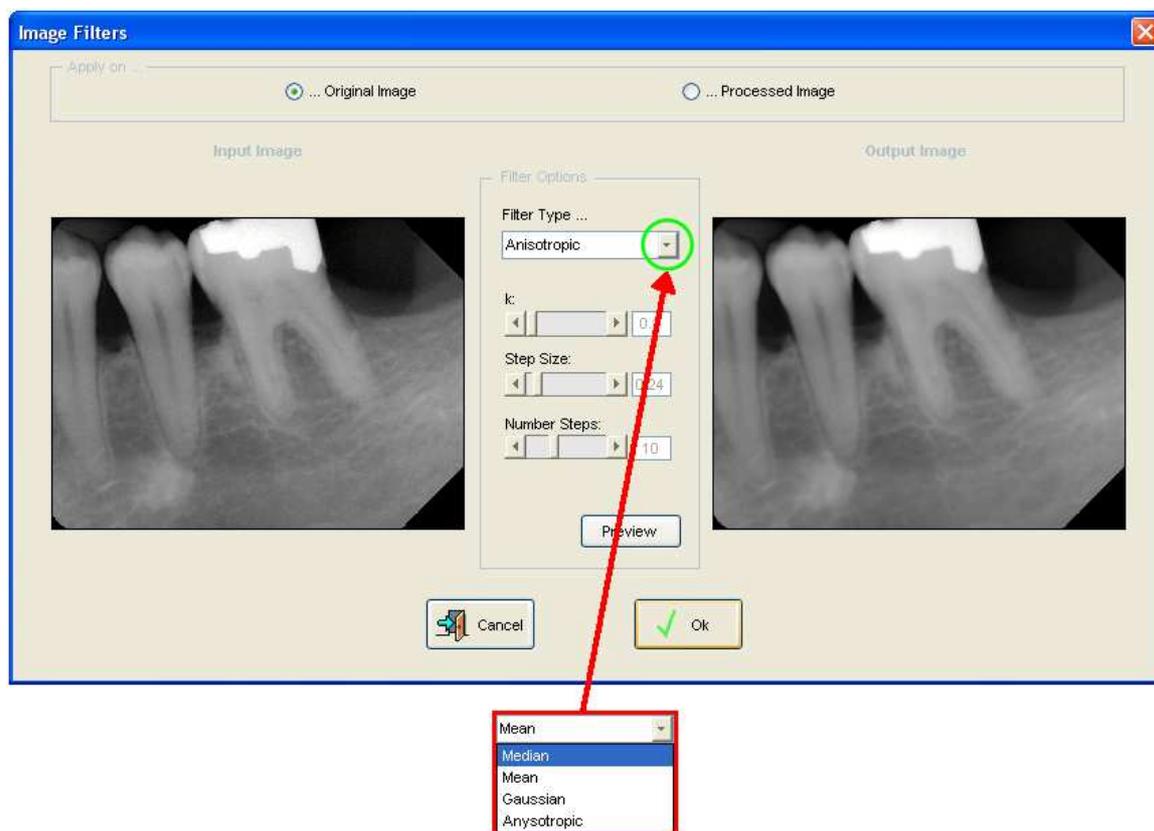


Figura A.5: Interface da aplicação de filtros para a minimização do ruído.

Manipulação do Contraste através de uma Curva Característica

A manipulação de contraste através de uma curva característica de transferência é uma funcionalidade frequentemente encontrada nos *software's* de tratamento de imagem. O suporte teórico inerente a esta funcionalidade foi descrito em 3.3.1. Na figura A.6 está ilustrada a interface de manipulação do contraste através de uma curva característica. Nesta interface,

é permitido ao utilizador a manipulação da curva que define a função de transferência entrada/saída, e a pré-visualização do resultado das operações efectuadas.

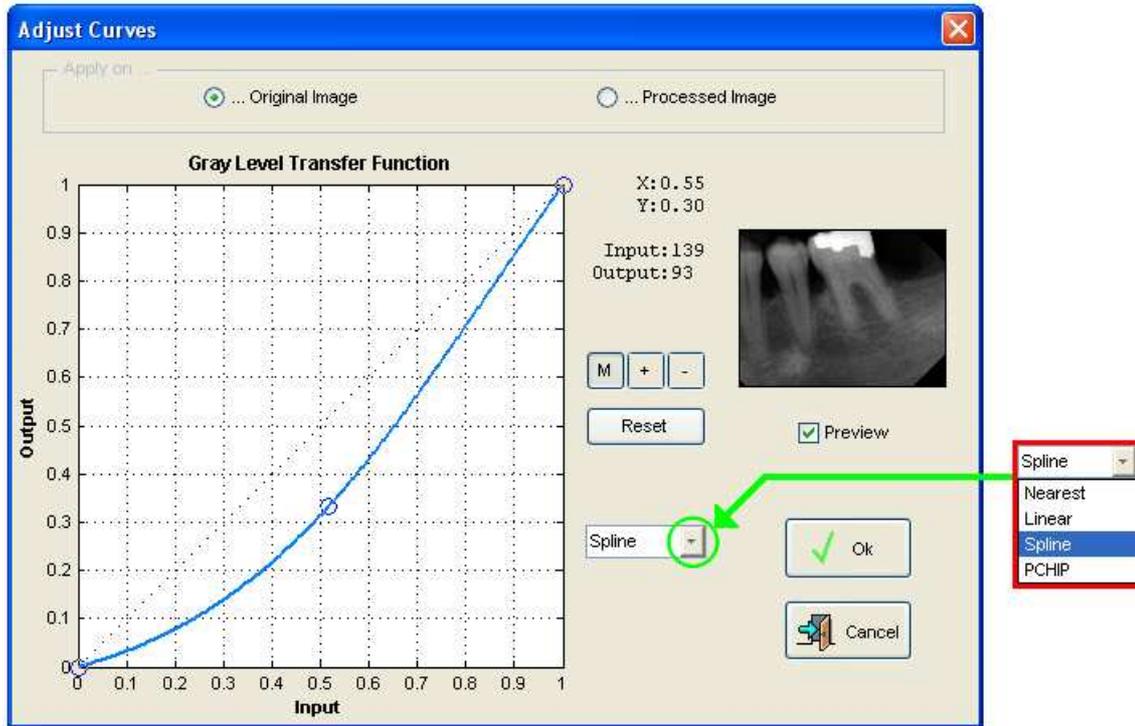


Figura A.6: Interface de manipulação do contraste através de uma curva característica.

Equalização Adaptativa do Histograma com Limite de Contraste

O contraste de uma imagem também pode ser melhorado através da manipulação do seu histograma. Relembre que a fundamentação teórica inerente a este método de manipulação do contraste foi previamente descrita na secção 3.3.3.

Neste trabalho foi implementada a funcionalidade de equalização adaptativa do histograma com limite de contraste, usando directamente a função *“adaphisteq”* da *toolbox* de processamento de imagem do MATLAB. Esta função contempla alguns parâmetros de entrada que controlam o funcionamento do algoritmo. Deste modo, desenhou-se uma interface que permite ajustar esses parâmetros, visualizar a transformação do histograma e pré-visualizar a imagem resultante das opções seleccionadas. A figura A.7 ilustra a interface implementada.

Nesta interface é permitido ao utilizador escolher o número de regiões a definir na imagem, o limite de aumento do contraste, o número de níveis a usar no histograma, a gama de intensidades da imagem de saída (o mesmo da imagem original ou a gama possível [0, 255]) e o tipo de distribuição a usar na imagem de saída.

Aplicação de Morfologia Matemática

A aplicação de operações morfológicas e matemáticas sobre as imagens permite manipular o contraste mediante a escolha de um elemento estruturante e respectivas características.

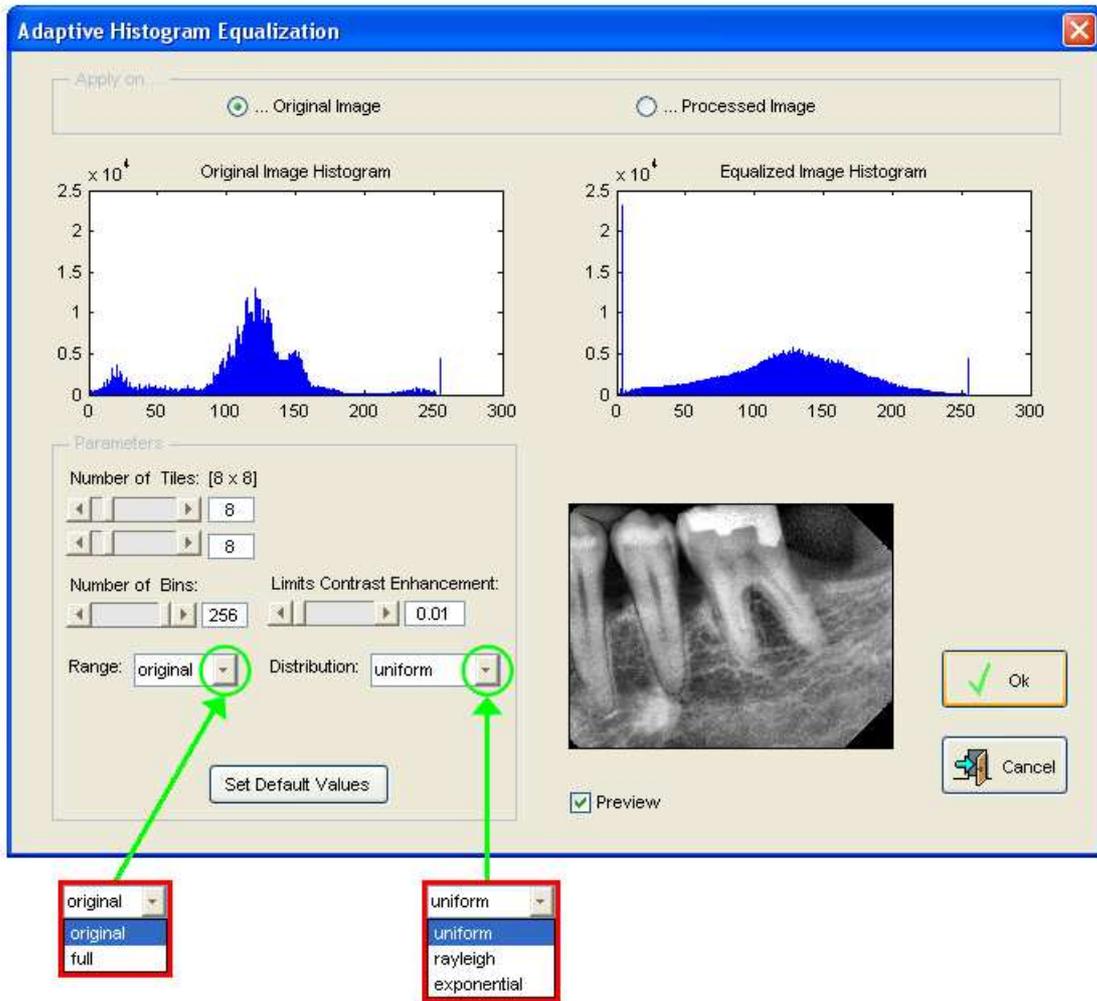


Figura A.7: Interface de manipulação do contraste através da equalização adaptativa do histograma com limite de contraste.

A implementação deste método de manipulação de contraste obedece a um fluxo de operações encadeadas que transforma os níveis de cinzento para aumentar o seu contraste. A descrição matemática da sequência de operações aplicada às imagens pode ser consultada em 3.3.4.

A referida sequência de operações foi agregada a uma interface com o utilizador que lhe permite controlar os parâmetros de funcionamento do método, bem como pré-visualizar os resultados produzidos. O único parâmetro passível de controlo é a escolha do elemento estruturante e respectivas características. A figura A.8 ilustra a referida interface de controlo.

Tal como se pode observar, o utilizador pode escolher entre os vários tipos de elemento estruturante contemplados (losango, disco, octógono, esfera, rectângulo, quadrado, linha e par ordenado), bem como ajustar as suas características ao tipo de imagem a processar. Após a escolha dos parâmetros, o botão de “*preview*” permite pré-visualizar os resultados produzidos.

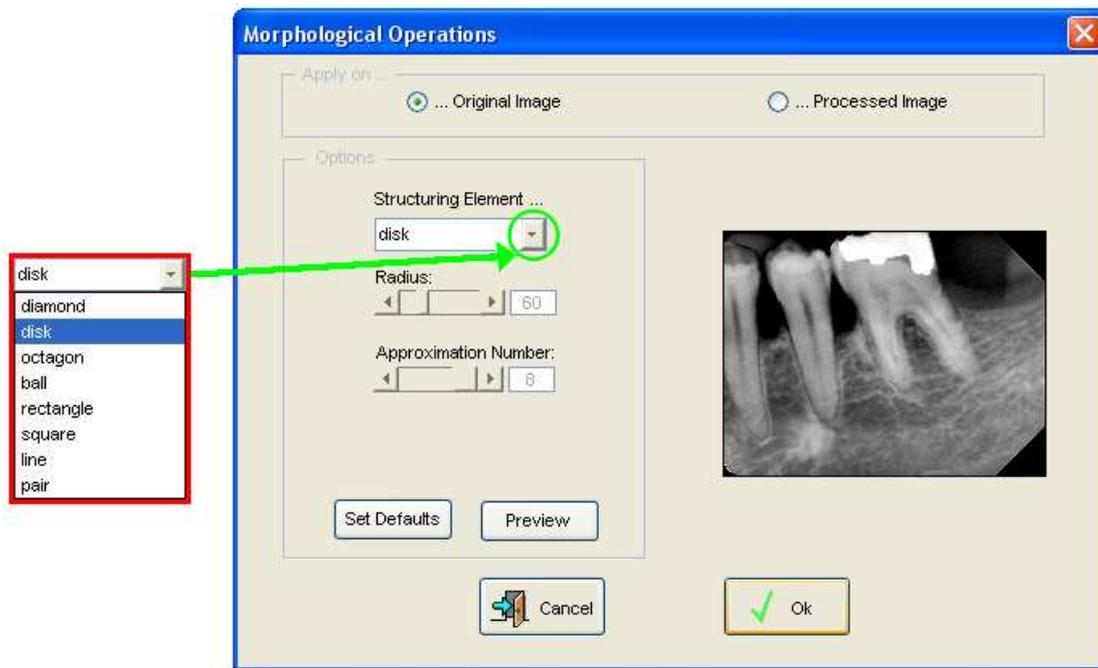


Figura A.8: Interface de manipulação do contraste usando morfologia matemática.

Aplicação de Processamento Padronizado

O processamento padronizado resulta da combinação de um filtro de mediana de dimensão 5×5 , seguida da sequência de operações morfológicas descrita anteriormente. O cenário de aplicação deste método permite combinar a minimização do ruído com a manipulação de contraste. Na secção 3.4 encontra-se a fundamentação teórica envolvida neste tópico de aplicação.

Algumas das aplicações referidas anteriormente exigem algum conhecimento técnico, por parte do utilizador acerca de processamento de imagem. No entanto, o grupo a que se destina o sistema são dentistas que, por norma, não têm grandes conhecimentos nesta área. Assim, surgiu a ideia da construção de interface que torne o processo de processamento mais transparente e amigável para o utilizador. A figura A.9 ilustra a interface proposta para um processamento de imagem que combina a minimização de ruído com a manipulação do contraste e que é transparente para o utilizador.

Nesta interface é permitida a utilização tanto do conceito de processamento global, como do conceito de processamento regional. O utilizador pode escolher a opção de processar a imagem como um todo; pode também efectuar a divisão da imagem em regiões, seleccionando o número de regiões a formar na direcção horizontal e na direcção vertical; e pode definir uma região de interesse, processando apenas a região seleccionada.

Independentemente da opção pelo processamento global ou pelo processamento regional, permite-se ainda as opções de salientar o fundo da imagem, de salientar a região onde os dentes estão representados, ou ambos em simultâneo. Normalmente para a obtenção de melhores resultados aconselha-se o uso de ambas as opções em simultâneo. Para finalizar o processo,

o botão de “*preview*” permite pré-visualizar os resultados produzidos mediante a escolha do utilizador.

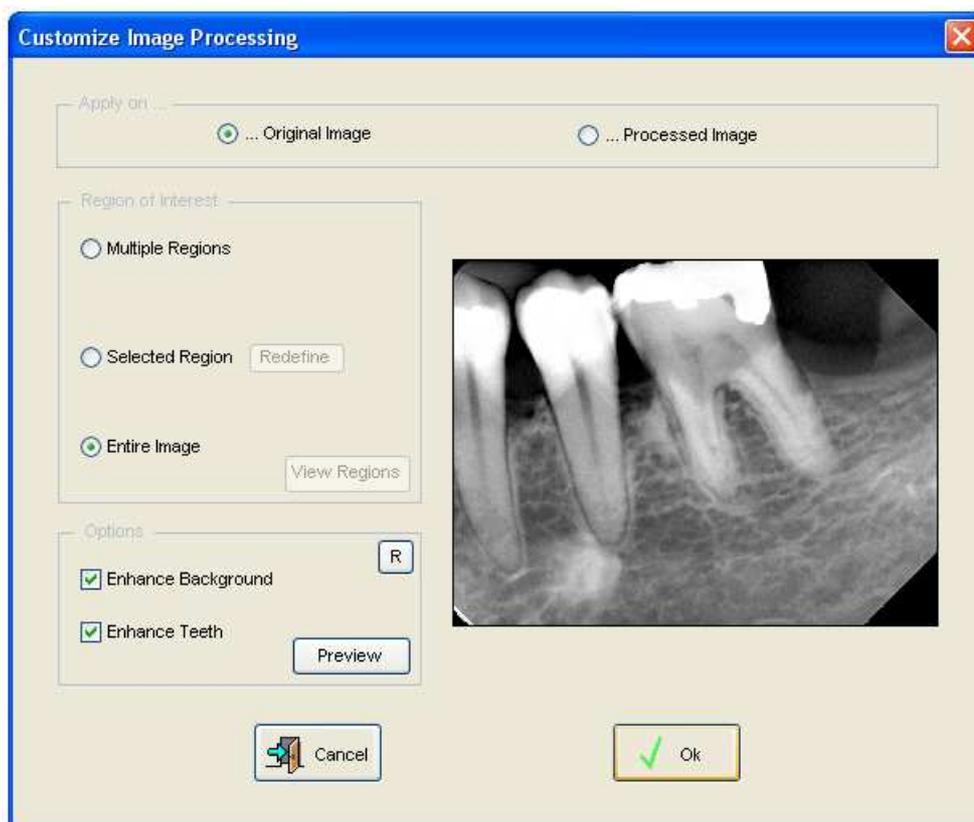


Figura A.9: Interface de manipulação do contraste usando processamento padronizado.

A.2.2 Análise Dentária

A componente do sistema referente à análise dentária apresenta funcionalidades inovadoras no ponto de vista da aplicação de ferramentas informáticas em Odontologia. As funcionalidades integradas nesta componente estão relacionadas com a análise digital de radiografias dentárias.

Algumas das funcionalidades contempladas nesta componente apresentam um carácter específico para aplicação ao estudo da periodontite, outras são de cariz geral, podendo ser aplicadas no estudo de outras doenças do foro estomatológico.

Neste ponto serão apresentados alguns exemplos das interfaces implementadas para integrar o protótipo proposto para o sistema. As funcionalidades seleccionadas para formarem esta componente foram: a identificação dos contornos de um dente; o cálculo da perda de massa óssea; a medição de distâncias e ângulos sobre as imagens; a visualização de perfis da imagem; e a consulta do histórico de valores de perda de massa óssea. Segue-se uma breve descrição de cada uma delas.

Identificação dos Contornos de um Dente

A segmentação dos dentes representados em radiografias dentárias é um processo fundamental e condicionante das restantes actividades desenvolvidas neste âmbito. O facto de se usar a informação obtida dos contornos identificados, para efectuar a análise morfológica dos dentes e determinar o valor da perda de massa óssea correspondente é por si só uma boa justificação para a afirmação anterior.

Tal como foi referido no capítulo 4, neste trabalho foram estudados quatro métodos de segmentação adaptados à identificação dos contornos de um dente. Dado o número de métodos e respectivos parâmetros de controlo, implementou-se uma interface destinada exclusivamente à detecção de contornos, que integra o conjunto de métodos estudados.

A usabilidade e o ambiente gráfico são alguns dos conceitos a ter em consideração em aplicações desta natureza, sob a pena de não serem apelativas aos utilizadores. Assim, tentou-se desenvolver uma interface simples e com o mínimo de intervenção do utilizador. A interface desenvolvida para a identificação dos contornos de um dente está ilustrada na figura A.10.

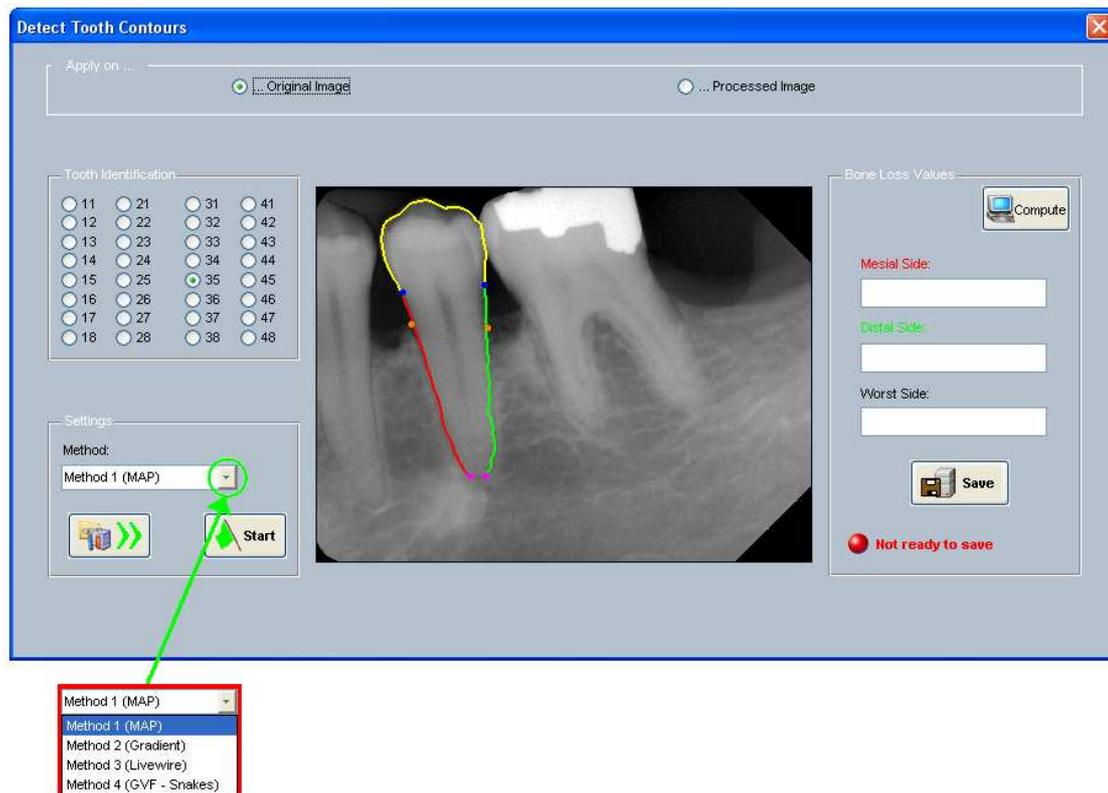


Figura A.10: Interface de identificação dos contornos de um dente.

Veja-se que são disponibilizadas ao utilizador várias opções de configuração dos mecanismos de segmentação contemplados, tais como: A escolha da imagem sobre a qual vai ser realizada a análise; a identificação do dente que se pretende segmentar; a selecção do método a usar; o ajuste de parâmetros de funcionamento, bem como a inicialização inerente a cada método.

Saliente-se ainda que, o contorno final já se apresenta estruturado em coroa e raiz (lado *mesial* e lado *distal*). Também os contornos referentes à zona da raiz apresentam a identificação dos parâmetros CEJ, “*Bone Level*” e *Apex*, usados no cálculo da perda de massa óssea correspondente.

O contorno resultante deste processo de segmentação poderá ser alvo de validação por parte do utilizador, uma vez que lhe é permitido o ajuste das posições referentes ao nível do osso e ao *Apex*. Deste modo validam-se também os valores de perda de massa óssea obtidos a partir dos contornos identificados.

Cálculo da Perda de Massa Óssea

O tema da periodontite surge aqui como o caso prático escolhido para a aplicação dos métodos de segmentação estudados. A severidade desta doença periodontal pode ser avaliada e quantificada a partir dos valores de perda de massa óssea alveolar apresentados pelos dentes. Esta aplicação prática dos algoritmos foi devidamente abordada no capítulo 5, onde também foi apresentada a expressão de cálculo dos valores de perda óssea a partir dos parâmetros identificados.

Neste trabalho foram contemplados dois mecanismos de cálculo dos valores de perda de massa óssea, no primeiro usa-se a informação obtida dos contornos, tal como foi descrito no ponto anterior, e no segundo traça-se um diagrama com os parâmetros do dente e o utilizador ajusta-os à posição correspondente.

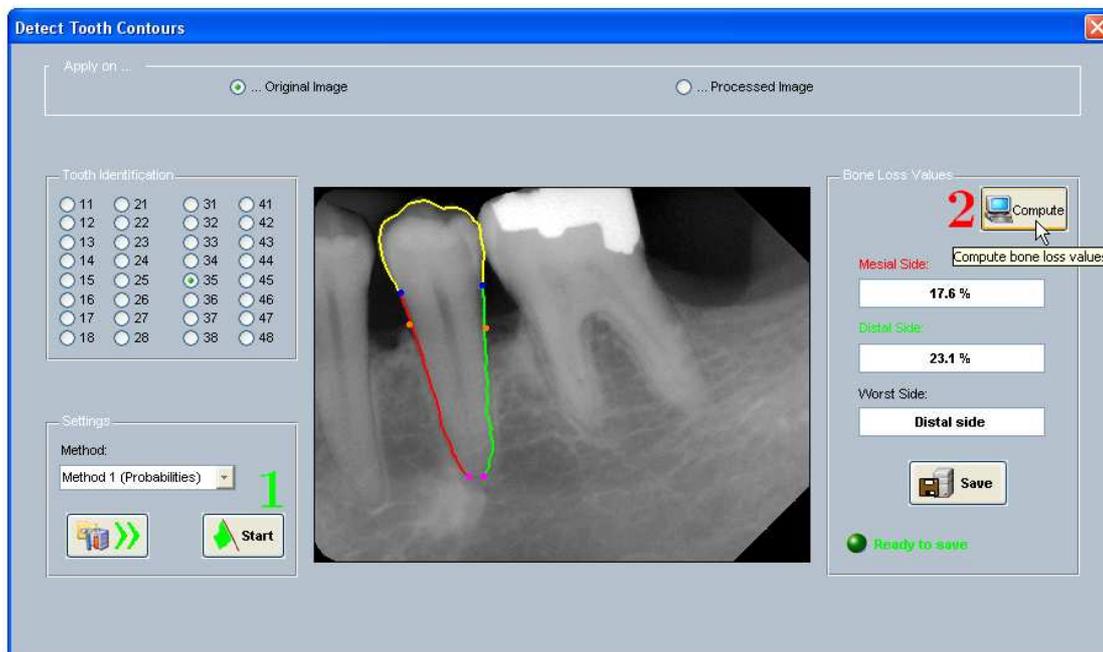
Assim, o protótipo proposto para o sistema integra duas interfaces para o cálculo da perda de massa óssea, as quais estão ilustradas na figura A.11. Ambas as interfaces apresentam o botão “*Compute*” que ao ser accionado procede-se à determinação dos valores de perda de massa óssea correspondentes aos parâmetros previamente identificados, quer a partir dos contornos, como inseridos directamente pelo utilizador. As interfaces também permitem guardar os valores determinados em base de dados para consultas posteriores (uso do botão “*Save*”).

Medição de Distâncias e Ângulos sobre as Imagens

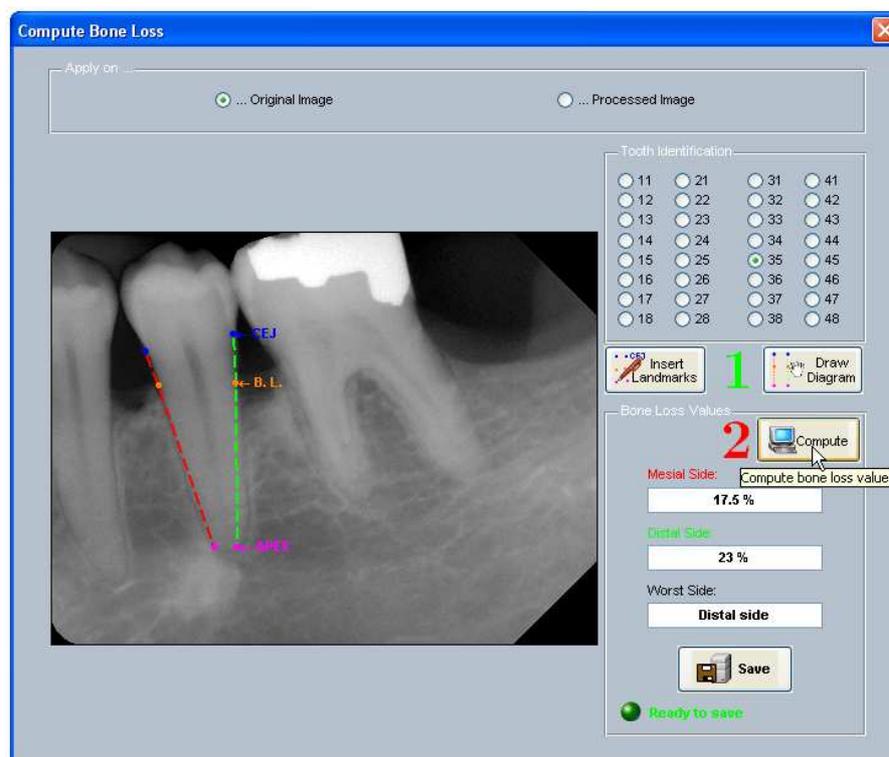
Em Odontologia existem alguns parâmetros obtidos por análise a imagens dentárias que caracterizam o estado de saúde dentária do paciente. É comum serem realizadas medições na estrutura dentária representada neste tipo de imagens.

Para enriquecer o leque de funcionalidades permitidas ao utilizador e para tornar o sistema mais completo do ponto de vista funcional, foi implementada uma interface que permite efectuar medições nas radiografias dentárias, a qual está ilustrada na figura A.12.

Nesta interface permite-se que o utilizador efectue medições de distâncias e de ângulos nas estruturas dentárias. Para além disso, este pode calibrar a régua de medição e comutar a imagem a visualizar (original ou processada). Existe ainda uma legenda que regista todas as medições efectuadas numa determinada sessão.



(a)



(b)

Figura A.11: Interfaces de cálculo da perda de massa óssea. (a) Partindo dos contornos extraídos. (b) Manualmente desenhando o diagrama.

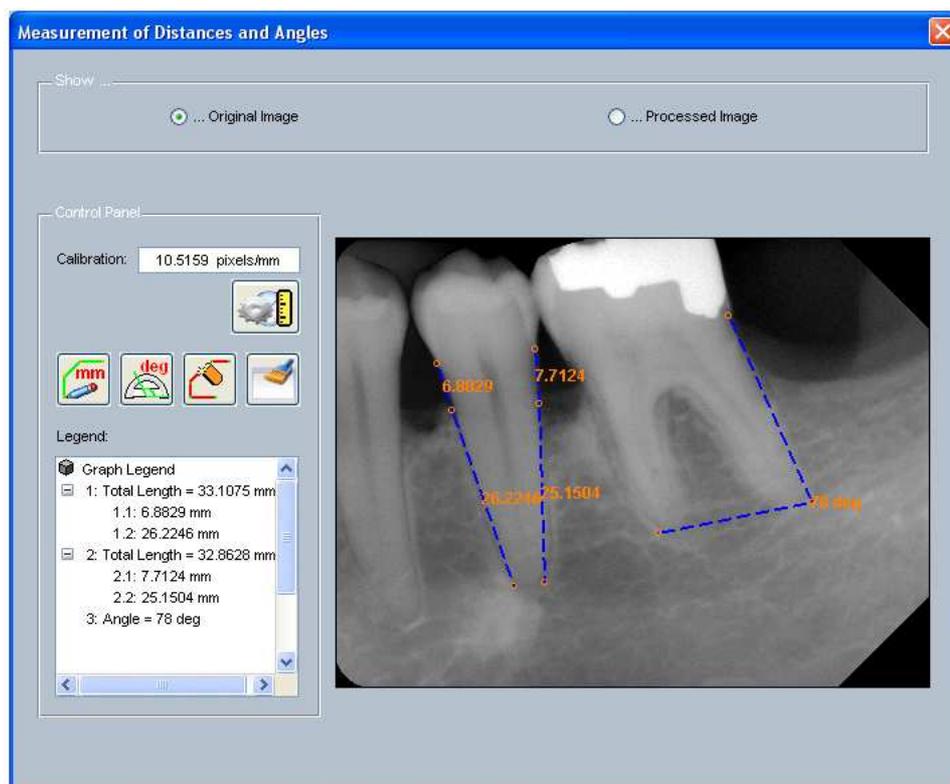


Figura A.12: Interface de medição de distâncias e ângulos nas imagens.

Visualização de Perfis na Imagem

A visualização de perfis numa determinada imagem permite analisar a variação dos níveis de cinzento da imagem ao longo de um segmento de recta. A análise de um perfil permite a identificação de mínimos locais que, no caso destas imagens, representam pixels que pertencem à fronteira existente entre os dentes e o fundo.

Apesar de não ser propriamente uma funcionalidade de interesse extremo para os dentistas, esta foi integrada no sistema porque é útil para analisar em pormenor os efeitos produzidos pelas técnicas de processamento aplicadas às imagens.

Na figura A.13 ilustra-se a interface implementada para a visualização de perfis. Esta interface possui dois níveis de intervenção: o traçar de um segmento de recta sobre a imagem e visualizar automaticamente o perfil correspondente; e arrastar a recta vertical ao longo do perfil para visualizar a posição relativa do ponto na imagem. Ao comutar entre a visualização da imagem original e a visualização da imagem processada é possível verificar as variações do perfil traçado.

Consulta do Histórico de Valores de Perda de Massa Óssea

A possibilidade de armazenamento, em base de dados, dos valores de perda de massa óssea determinados pelo sistema viabiliza a implementação de uma interface que permite efectuar uma consulta ao histórico de medições efectuadas para cada paciente. Saliente-se que, o

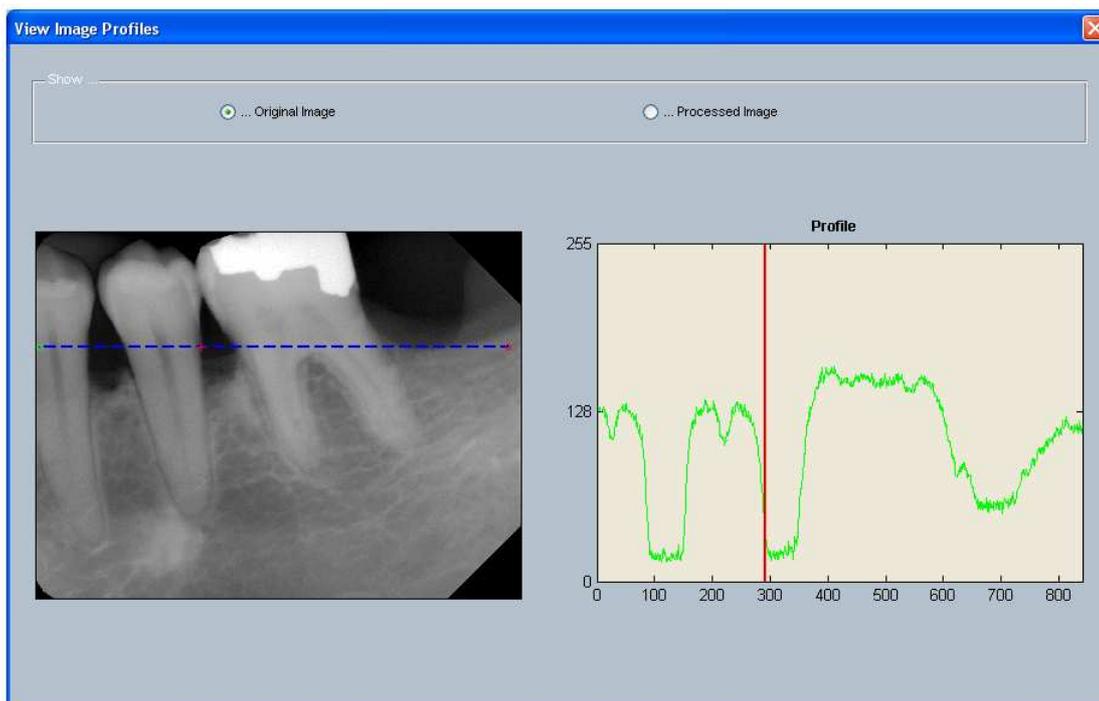


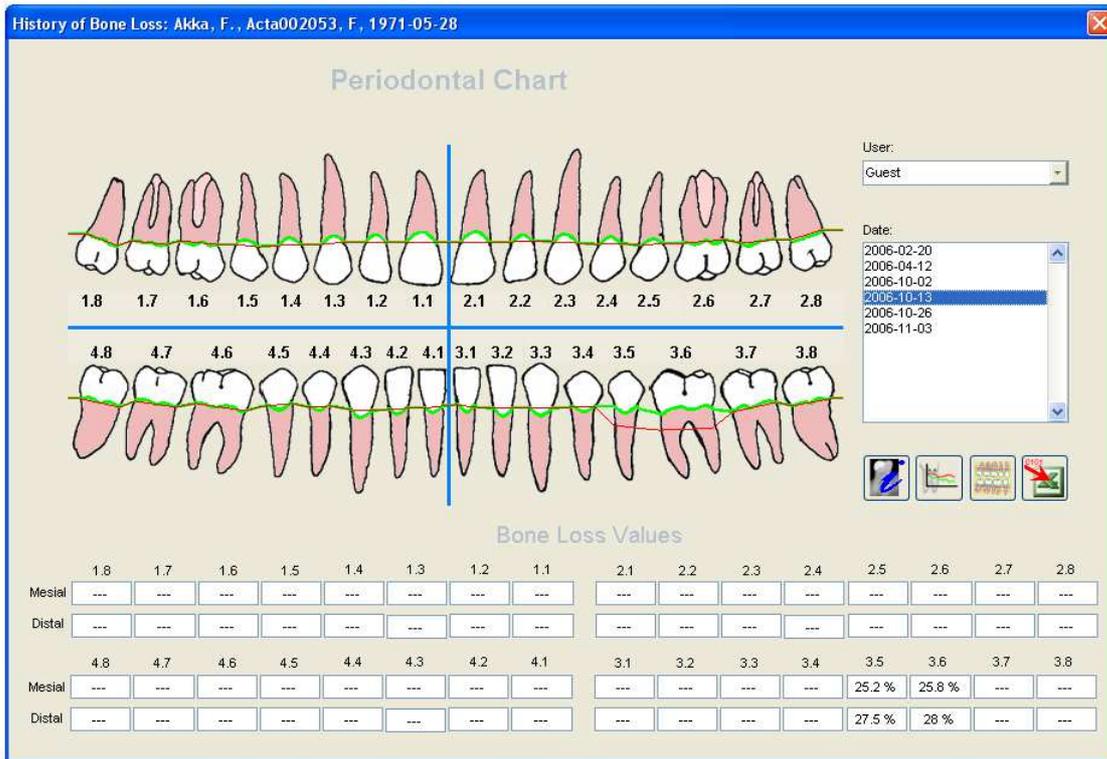
Figura A.13: Interface de visualização de perfis.

armazenamento dos valores foi efectuado no contexto do paciente e do utilizador que efectuou as medições.

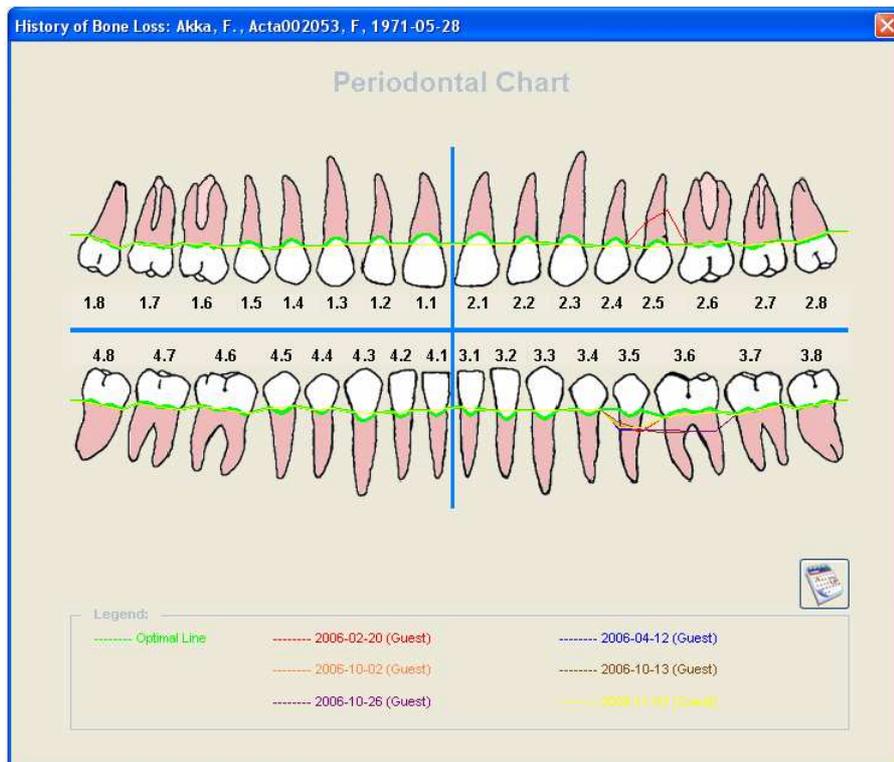
A figura A.14 representa duas interfaces distintas de consulta ao histórico de medições. Na construção do sistema idealizou-se a visualização do histórico de valores com o auxílio de um gráfico periodontal, onde existe uma linha ideal (a grosso) para a posição do osso e uma linha que representa as medições efectuadas.

A representação do histórico ilustrada na figura A.14(a) permite uma visualização selectiva por utilizador e por data de medição. Para além disso permite-se a selecção de um dente e avaliar o perfil de evolução da perda de massa óssea registada nesse dente, esta funcionalidade permite aferir acerca dos efeitos dos tratamentos efectuados e da evolução da severidade da doença. Também é possível exportar os valores registados em base de dados, de um determinado paciente, para um ficheiro do tipo *.xls (Ms Excel) e/ou para uma estrutura de dados XML.

Adicionalmente, permite-se a comparação sobreposta, num mesmo gráfico periodontal, de até seis medições efectuadas em datas diferentes. As datas são seleccionadas pelo utilizador através da respectiva interface. Esta representação do histórico está ilustrada na figura A.14(b) e permite uma melhor aferição da evolução de perda de massa óssea registada (aumento ou recessão).



(a)



(b)

Figura A.14: Interfaces de consulta do histórico de valores de perda de massa óssea. (a) Visualização do gráfico periodontal por datas. (b) Visualização de múltiplos gráficos periodontais sobrepostos.