

Ricardo Miguel Panelas Correia Moutinho

VALIDAÇÃO DE UMA NOVA FERRAMENTA INFORMÁTICA DE
ANÁLISE DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS PARA
QUANTIFICAÇÃO DOS DEFEITOS ÓSSEOS ANGULARES
PERIODONTAIS

Porto
2011

Orientadora:

Professora Doutora Isabel Cláudia Masson Poiares Baptista

Co-orientador:

Professor Doutor José António Ferreira Lobo Pereira

Dissertação de candidatura ao grau de mestre apresentada à
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

CONSELHO CIENTÍFICO

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira
Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso
Prof. Doutor António Cabral de Campos Felino
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva
Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes
Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes
Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo
Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas
Prof. Doutor José Carlos Reis Campos
Prof. Doutor Manuel José Fontes de Carvalho
Prof. Doutor Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça Figueiredo Pollmann
Prof. Doutor Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes
Prof. Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira
Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz
Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva
Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto
Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo
Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo Faria de Almeida

PROFESSORES JUBILADOS

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Amilcar Almeida Oliveira (Prof. Associado)

Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (Prof. Associado - falecido)

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira (Prof. Associado c/Agregação)

Dr. António Ulisses Matos dos Santos (Assistente Convidado)

Dr. José Maria Vaz Osório (Assistente Convidado)

Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Desport Marques (Prof. Associado Convidado - falecido)

Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo (Prof. Associado)

PROFESSORES APOSENTADOS

Prof. Dr. Artur Manuel Osório de Araújo (Prof. Associado Convidado)

Prof. Doutor António Manuel Carvalho Capelas (Prof. Auxiliar)

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo (Prof. Catedrático)

Prof. Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo (Prof. Catedrático)

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas (Prof. Associada)

Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares (Prof. Catedrática)

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Prof. Catedrático)

À minha esposa, Susana

Pela paixão de sempre

À minha filha, Beatriz

Pelo exemplo

À minha avó, Rosalina

Pelo sonho

AGRADECIMENTOS

A elaboração da dissertação de Mestrado aqui apresentada é o resultado do apoio e influência de um conjunto grande de amigos. Todos eles contribuíram com as suas ideias, críticas e sugestões. Não posso deixar de manifestar a minha imensa gratidão a todos.

As minhas primeiras palavras de agradecimento são indubitavelmente para a minha orientadora, a Professora Doutora Isabel Cláudia Masson Poiares Baptista, que me deu o enorme prazer de poder contar com a sua preciosa orientação. O apoio incondicional, as horas que dedicou ao trabalho, os conselhos que me deu, merecem de mim a mais profunda estima e reconhecimento.

Ao Professor Doutor José António Ferreira Lobo Pereira, meu co-orientador, pelo apoio que sempre mostrou ao meu trabalho, pelos comentários perspicazes e pertinentes na procura da perfeição do estudo.

Ao Professor Doutor Miguel Fernando da Silva Gonçalves Pinto, director do mestrado em Periodontologia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, pelos seus comentários concisos e certos, pelo apoio e toda a coordenação deste curso de mestrado.

Ao Engenheiro Luís Miguel Coelho Inácio e ao Professor Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva do Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática da Universidade de Aveiro por toda a colaboração, disponibilidade e empenho que sempre demonstraram na concretização deste projecto.

Aos meus colegas Dr.^a Luzia Mendes, Dr. Eduardo Santiago, Dr. Orlando Martins e Dr. Tony Rolo, pela disponibilidade e companheirismo ao aceitarem fazer parte deste estudo como observadores, pelas infindáveis horas que passaram a analisar as imagens radiográficas.

Ao meu colega de trabalho Dr. Ricardo Rodrigues, pela cumplicidade, trabalho e ideia de grupo que soube respeitar.

Ao Dr. José Manuel Marques, por todo o trabalho de estatística efectuado e toda a abertura, empenho e disponibilidade demonstrados desde o início.

À D. Manuela Miranda e D. Alexandra Lopes, pela dedicação incansável e incondicional. A forma organizada como decorreu este curso de mestrado em larga medida se deve ao seu trabalho.

Por último, as minhas palavras são de profundo agradecimento à minha família. Aos meus pais, pelo carinho e apoio que me dedicaram durante estes dois anos. Ao meu irmão e cunhada, que tantas vezes me substituíram nos momentos em que não pude estar presente. E finalmente, à minha esposa e à minha filha por tudo que representam para mim.

“Caminhante, são teus rastros
o caminho, e nada mais;
caminhante, não há caminho,
faz-se caminho ao andar.
Ao andar faz-se o caminho,
e ao olhar-se para trás
vê-se a senda que jamais
se há-de voltar a pisar.
Caminhante, não há caminho,
somente sulcos no mar.”

António Machado

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABELAS.....	XV
ÍNDICE DE FIGURAS	XVII
ÍNDICE DE GRÁFICOS	XIX
LISTA DE ABREVIATURAS	XXI
RESUMO	XXIII
ABSTRACT	XXV
I. INTRODUÇÃO	29
1. ABORDAGEM AO TEMA E ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	31
2. A RADIOLOGIA NA MEDICINA DENTÁRIA.....	33
2.1. DEFINIÇÃO E CLASSIFICAÇÃO	34
2.1.1.. RADIOGRAFIAS INTRA-ORAIS.....	36
2.1.1.1.. RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS.....	36
2.1.1.2.. RADIOGRAFIAS INTERPROXIMAIS.....	38
2.1.1.3.. RADIOGRAFIAS OCLUSAIS.....	38
2.1.2.. RADIOGRAFIAS EXTRA-ORAIS	39
2.1.2.1.. ORTOPANTOMOGRÁFIA	40
2.1.2.2.. TELERRADIOGRAFIA DE PERFIL DE FACE	41
2.1.3.. TOMOGRAFIAS.....	43
2.1.3.1.. TOMOGRAFIA CONVENCIONAL	43
2.1.3.2.. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE FEIXE EM LEQUE – CT	45
2.1.3.3.. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE FEIXE CÓNICO – CBCT	47
2.2. CONCEITOS DE FORMAÇÃO E AQUISIÇÃO DA IMAGEM.....	48
2.2.1.. A AMPOLA DE RAIOS X.....	48
2.2.2.. SISTEMAS ANALÓGICOS	51
2.2.3.. SISTEMAS DIGITAIS	52
2.2.3.1.. SISTEMAS DE AQUISIÇÃO DIRECTOS.....	53
2.2.3.2.. SISTEMAS DE AQUISIÇÃO INDIRECTOS	55
2.2.4.. TÉCNICAS RADIOGRÁFICAS INTRA-ORAIS.....	56
2.2.5.. VISUALIZAÇÃO	58
2.2.6.. ANÁLISE GLOBAL.....	59
2.3. APRESENTAÇÃO DO PROGRAMA INFORMÁTICO DIA (<i>DENTAL IMAGE ANALYZER</i>).....	61
3. RELEVÂNCIA DA RADIOGRAFIA NO DIAGNÓSTICO PERIODONTAL	71
4. A REGENERAÇÃO ÓSSEA PERIODONTAL (ROP).....	73
4.1. DEFINIÇÃO E CONCEITOS BIOLÓGICOS.....	73
4.2. FACTORES QUE INFLUENCIAM A REGENERAÇÃO ÓSSEA PERIODONTAL	75
5. IMPORTÂNCIA DO VALOR DO ÂNGULO RADIOGRÁFICO NA REGENERAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS ANGULARES PERIODONTAIS.....	77
II. OBJECTIVOS	81

III. MATERIAL E MÉTODOS	85
1. TIPO E EXPLICAÇÃO DO ESTUDO.....	87
2. DATA E LOCAL	87
3. AMOSTRA	88
4. RECOLHA DE DADOS	89
5. PROCEDIMENTO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DOS OBSERVADORES	94
IV. RESULTADOS	97
1. DESCRIÇÃO DA AMOSTRA.....	99
2. TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS.....	100
V. DISCUSSÃO	111
VI. CONCLUSÃO	119
VII. LISTA DE REFERÊNCIAS.....	123
VIII. ANEXOS	135

ÍNDICE DE TABELAS

3.1	Erro padrão das medições de cada observador com o examinador.	91
4.1	Distribuição das imagens que constituíram a amostra, segundo o tipo de dente (n=60).	99
4.2	Distribuição dos dentes radiografados segundo a arcada (n=60).	99
4.3	Distribuição da localização do defeito vertical relativamente à face dentária (n=60).	100
4.4	Resultados do teste de normalidade para as variáveis ângulo e tempo. A negrito estão indicadas as situações em que os dados não seguem uma distribuição normal.	100
4.5	Medidas descritivas referentes aos valores do ângulo e os resultados da comparação entre observadores para um mesmo método, pelo teste de Friedman.	101
4.6	Medidas descritivas referentes aos valores do ângulo e os resultados da comparação entre métodos para um mesmo observador e no global pelo teste de Wilcoxon.	103
4.7	Correlação entre as medições do ângulo efectuadas pelo método analógico e pelo método digital, para cada observador e para o global, usando o coeficiente de correlação de Spierman.	104
4.8	Coeficiente de correlação intraclasse interexaminador, para o método analógico.	105
4.9	Coeficiente de correlação intraclasse interexaminador, para o método digital.	105
4.10	Coeficiente de correlação intraclasse entre métodos, para cada observador e no global.	106
4.11	Sensibilidade e especificidade do método digital por comparação com o método analógico baseado na classificação dos resultados dos ângulos em $< 37^\circ$ e $\geq 37^\circ$	107
4.12	Medidas descritivas referentes ao tempo (em segundos) necessário para efectuar as medições do ângulo e resultados da comparação entre métodos e entre observadores.	108

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo periapical, representando o incisivo lateral superior esquerdo.	37
1.2	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo interproximal, representando os 3º e 4º sextantes.	38
1.3	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo oclusal da arcada inferior.	39
1.4	Exemplo de uma radiografia dentária do tipo ortopantomografia.	40
1.5	Exemplo de uma telerradiografia de perfil de face.	42
1.6	Esquema de projecção e captação do raio X na tomografia computadorizada de feixe em leque.	45
1.7	Esquema de projecção e captação do raio X na tomografia computadorizada de feixe cónico.	48
1.8	Corte esquemático de uma ampola de raios X.	49
1.9	Espectro típico da energia emitida por uma ampola de raios X.	50
1.10	Exemplo de uma película radiográfica usada nos sistemas convencionais.	51
1.11	Exemplo de um sistema digital de aquisição directa com utilização da tecnologia CMOS.	54
1.12	Exemplo de um sistema digital de aquisição indirecta com utilização da tecnologia PSP.	55
1.13	Esquema da técnica da bissectriz.	57
1.14	Esquema da técnica do paralelismo ou do ângulo recto.	57
1.15	Dispositivo para suporte de uma película radiográfica usado para radiografias periapicais pela técnica do paralelismo.	57
1.16	Janela de autenticação do utilizador.	64
1.17	Janela inicial do programa DIA.	65
1.18	Janela da função “Adaptive Histogram Equalizer”.	66
1.19	Janela da função de ajuste de contraste.	66
1.20	Janela da função “Morphological Operations”.	67
1.21	Janela da função “Extract Tooth Contour”, pelo método MAP.	68
1.22	Janela da função “Compute Bone Loss”.	68
1.23	Janela da função “Measurement of Distance”.	69
1.24	Janela da função “Measurement of Angles”.	69

1.25	Janela da função “History of Bone Loss”	70
1.26	Representação gráfica da marcação dos pontos e do ângulo de um defeito ósseo angular.	78
3.1	Exemplo da folha de cálculo para inserção de dados pelo método convencional.	92
3.2	Imagem do quadro referente à medição angular retirada do programa informático DIA.	93
3.3	Exemplo da folha de cálculo para inserção de dados pelo método digital.	94

ÍNDICE DE GRÁFICOS

4.1	Valores médios do tempo necessário para determinar o ângulo pelo método analógico e pelo método digital.....	109
-----	--	-----

LISTA DE ABREVIATURAS

AAP – *American Academy of Periodontology*

ACTA – *Academic Centre for Dentistry Amstardam*

ADA – *American Dental Association*

ADC – *Conversor Analógico – Digital*

ATM – *Articulação Temporomandibular*

CBCT – *Cone Beam Computed Tomography*

CCD – *Charge-Coupled Divece*

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

CT – *Fan-Beam Computed Tomography*

DIA – *Dental Image Analyzer*

FMDUP – *Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto*

GVF – *Gradient Vector Flow*

IEETA – *Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro*

JAC – *Junção amelo-cementária*

MAP – *Maximum a posteriori*

PSP – *Photostimulable Phosphor*

SPSS – *Statistical Package for the Social Science*

PALAVRAS-CHAVE

Periodontite; Defeitos ósseos angulares; Medições; Raio X

RESUMO

A avaliação radiográfica das lesões periodontais é um elemento essencial e indispensável no exame clínico e diagnóstico na área da periodontologia. Ao longo dos últimos anos, as radiografias digitais tornaram-se disponíveis e cada vez mais utilizadas na prática clínica diária. Como tal, têm surgido programas informáticos para avaliação e quantificação das imagens radiográficas digitais, com aplicação no diagnóstico e tratamento em quase todas as áreas da Medicina Dentária e particularmente na Periodontologia e Implantes.

A aplicação informática apresentada neste estudo é um desses casos. O DIA (*Dental Image Analyzer*) é um programa informático desenvolvido no IEETA – Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro – da Universidade de Aveiro, especificamente desenhado para o estudo de defeitos periodontais.

Alguns estudos mostram que existe uma significativa associação entre o ângulo do defeito ósseo angular, radiograficamente expresso, e o sucesso do seu tratamento. Portanto, a quantificação deste ângulo pode ser utilizado como um indicador de prognóstico do tratamento. Assim sendo, é essencial que qualquer método de quantificação esteja perfeitamente validado e seja fidedigno.

O DIA foi já, no ano de 2008, validado cientificamente para a medição da perda óssea alveolar. Entretanto, foram introduzidas no programa novas aplicações, entre as quais a quantificação dos defeitos ósseos angulares. É nesta perspectiva que nos propomos estudar a validação deste novo parâmetro. O presente estudo tem como objectivo averiguar se existe concordância dos valores obtidos na quantificação dos defeitos ósseos angulares em pacientes com periodontite, entre o método radiológico convencional e esta recente ferramenta informática de análise de imagens radiográficas utilizando radiografias digitais.

Para tal, foram comparados os valores das medições do ângulo radiográfico do defeito ósseo vertical de 60 radiografias, quer pelo método convencional utilizando um transferidor quer pelo método digital utilizando o recente programa informático DIA. As

mesmas 60 imagens radiográficas foram analisadas, para os dois métodos, por quatro observadores independentes.

Perante a análise estatística dos dados fornecidos pelos observadores, é sugerido em conclusão que este estudo fornece evidências de que não há diferença substancial entre a medição do ângulo radiográfico do defeito ósseo vertical entre o método convencional e o método digital usando a aplicação informática DIA. No entanto, em termos de tempo, a análise digital é substancialmente mais rápida.

KEYWORDS

Periodontitis; Angular bony defects; Measurements; X-ray.

ABSTRACT

Radiographic evaluation of periodontal lesions is essential and indispensable in periodontal clinical examination and diagnosis. Over the past few years, digital radiography became available and increasingly used in clinical practice. As such, there is new software for assessment and quantification of digital radiographic images, with application in the diagnosis and treatment in almost all areas of dentistry and particularly in periodontics and implants.

The computer application presented in this study is one of those cases. DIA (Dental Image Analyzer) is a computer program developed in IEETA - Institute of Electronics and Telematics Engineering of Aveiro - University of Aveiro, specifically designed for the study of periodontal defects.

Some studies have shown a significant association between the radiographic defect angle of the intrabony defect, and its treatment success. Thus, measurements of this angle can be used as a prognostic indicator of treatment. It is therefore essential that any method of quantification is completely validated and reliability.

DIA (Dental Image Analyzer) was already in the year 2008, scientifically validated for the measurement of alveolar bone loss. However, it was introduced into the program new applications, including the quantification of angular bony defects. It is this perspective, we propose to study the validation of this new parameter. The aim of this study is to investigate whether there is agreement of the values obtained with the measurement of angular bone defects in periodontitis patients between the conventional radiological methods, and this latest dental image analyzer tool using digital radiography.

Therefore, we compared the measurements of 60 intrabony defect angle radiographs, either by conventional method using a protractor or digital method using the recent computer program DIA. The same 60 radiographs were analyzed, for the two methods, by four independent observers.

Given the statistical analysis of data provided by observers, it is suggested in conclusion that this study provides evidence that there is no substantial difference between the radiographic measurement of the angle of the intrabony defect between the conventional method and using the dental image analyzer tool DIA. However, in terms of time, the digital analysis is substantially faster.

VALIDAÇÃO DE UMA NOVA FERRAMENTA INFORMÁTICA DE
ANÁLISE DE IMAGENS RADIOGRÁFICAS PARA
QUANTIFICAÇÃO DOS DEFEITOS ÓSSEOS ANGULARES
PERIODONTAIS

I. INTRODUÇÃO

1. ABORDAGEM AO TEMA E ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Os meios complementares de diagnóstico, 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 no diagnóstico, seguimento, prognóstico 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.¹ Ao associar-se a um mapa com a distribuição no espaço e/ou no tempo numa determinada grandeza física relevante clinicamente, uma imagem médica pode veicular informação morfológica, fisiológica e/ou metabólica. Surgem assim várias modalidades de aquisição de imagem, tais como, radiografia, ecografia, tomografia, ressonância magnética, entre outras técnicas eventualmente menos acessíveis, como a *positron emission tomography* (PET), por exemplo.² 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 da imagiologia. A radiologia médica baseada no raio X tem a sua origem em 1895, quando a 28 de Dezembro Röntgen anunciou a sua descoberta. A radiologia aplicada à Medicina Dentária surge um ano depois, quando em 1896, o Dr. Otto Walkoff, na Alemanha, fez as primeiras radiografias dentárias. O tempo de exposição foi de 25 minutos. As radiografias então apresentadas, foram um pouco semelhantes ao que se tornaria conhecido como exame radiográfico, embora a qualidade do método de diagnóstico fosse muito fraca.³ Já no ano de 1987, o dentista francês Francis Mouyen apresentou a imagem digital, para o uso profissional, no primeiro Congresso Europeu de Radiologia Dentária e Maxilo-Facial, em Genebra.

Apesar dos sistemas analógicos ou convencionais de aquisição de imagem serem ainda muito usados na Medicina Dentária, os sistemas digitais introduzidos como alternativa às radiografias convencionais baseadas em película de filme, vão sendo adoptados pelos profissionais e desta forma substituindo os sistemas mais antigos. 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.

Aproveitando a corrente de inovação da sociedade portuguesa actual, particularmente nas áreas da tecnologia, o presente trabalho tem como objectivo dar sustentação científica a um projecto de engenharia informática desenvolvido pela Universidade de Aveiro. O programa informático criado naquela universidade tem como campo de aplicação a medicina dentária e em particular a Periodontologia. Esta aplicação informática, baptizada de *Dental Image Analyzer (DIA)*, foi concebida, além do armazenamento, para o tratamento das imagens captadas através da aplicação de algoritmos matemáticos. Este projecto ainda não está finalizado, pretendendo ter aplicação comercial num futuro próximo. Com base nesta colaboração entre o Departamento de Engenharia Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e o Departamento de Periodontologia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, o trabalho aqui apresentado pretende averiguar a validade da função de quantificação dos defeitos ósseos angulares periodontais, inserida recentemente no programa informático. Este estudo de validação foi realizado a partir da comparação das medições, quer pelo método convencional quer pelo método digital, efectuadas por quatro observadores independentes que colaboraram neste trabalho. Além do valor do ângulo do defeito ósseo, foi igualmente registado o tempo dispendido em cada observação.

Esta dissertação está estruturada em oito capítulos.

O presente capítulo, a “Introdução”, apresenta o tema central e enquadra todos os assuntos abordados em torno dele. Desta forma, é explorado o tema da radiologia, no qual se inclui a apresentação do programa informático DIA, e também a relevância da radiografia no diagnóstico periodontal. Neste capítulo é igualmente abordada a regeneração óssea periodontal numa perspectiva clínica, onde são apresentados além da definição, os conceitos biológicos e os factores que influenciam os resultados da regeneração óssea periodontal nos casos de defeitos verticais. É ainda dada uma relevância particular ao valor do ângulo na regeneração de defeitos ósseos angulares periodontais.

O segundo capítulo expõe os objectivos traçados para este estudo.

No terceiro capítulo é explicada a metodologia aplicada neste estudo realizado na FMDUP. Ao longo deste capítulo, faz-se um enquadramento geral, além de ser descrita a amostra que serviu de base ao estudo e também a metodologia que foi seguida para a recolha e tratamento estatístico dos dados.

No capítulo seguinte, o quarto, são apresentados os valores das medições efectuadas e tempo dispendido para a sua realização, assim como todo o trabalho estatístico realizado a partir dos dados fornecidos pelos observadores. Foram aplicadas várias técnicas estatísticas com o intuito de avaliar a validade do sistema informático.

No quinto procede-se à interpretação global dos resultados e comparação com outros estudos.

No sexto capítulo são enunciadas as principais conclusões e apresentadas algumas reflexões e hipóteses de trabalho para o desenvolvimento e melhoramento do programa informático aqui estudado e apresentado.

Os dois últimos capítulos, sétimo e oitavo, englobam respectivamente todas as referências bibliográficas que serviram de apoio a este estudo de validação, e os anexos onde são apresentados os documentos que suportam e legitimam o estudo.

2. A RADIOLOGIA NA MEDICINA DENTÁRIA

O presente capítulo tem um carácter introdutório, no qual serão apresentados, além da definição, os diversos tipos de radiografias dentárias. 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. Finalmente, o capítulo será encerrado com a exposição de alguns sistemas de software com aplicação na medicina dentária existentes no mercado, e será apresentado de uma forma mais pormenorizada o programa informático DIA (Dental Image Analyzer) desenvolvido pela Universidade de Aveiro.

2.1. Definição e Classificação

Os raios X são emissões electromagnéticas de natureza semelhante à luz visível, ultravioleta, infravermelha, ondas rádio e outros tipos de energia radiante.⁴ A radiação electromagnética dos raios X produz campos eléctricos e magnéticos que variam sinusoidalmente com um comprimento de onda entre $10^{-9}m$ até $10^{-12}m$.⁵

As aplicações mais conhecidas para os raios X são na área médica, especialmente na produção de imagens para apoio ao diagnóstico e na 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 de fotões com essa energia é controlado pela corrente aplicada ao filamento no cátodo.⁶

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 densidade 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 1 cm^2 , perpendicularmente à direcção da sua velocidade.⁷

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.⁸

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 diagnóstica 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.⁹

Em Medicina Dentária, as radiografias dentárias são usadas, geralmente, para:

- Avaliar o processo de evolução da dentição;
- Detectar dentes que estejam em posição incorrecta;
- Detectar patologias dento-alveolares, como cáries, perdas ósseas, e outras patologias nas estruturas dentárias e maxilares;
- Detectar tecidos malignos e abscessos;
- Preparação de cirurgias maxilares;
- Planear tratamento de ortodontia.

As radiografias dentárias são representações fidedignas dos dentes, dos ossos que constituem os maxilares e dos tecidos envolventes. Permitem a visualização por excelência das estruturas calcificadas. Estas imagens evidenciam e possibilitam a identificação de patologias dento-alveolares. Uma imagem desta natureza pode mostrar estruturas dentárias ocultas, como raízes, dentes fracturados, terceiros molares (sisos), perda de tecido ósseo, assim como outras estruturas que não sejam visíveis por observação directa.

Pode-se dizer que as radiografias dentárias são um meio complementar de diagnóstico, que permitem a identificação de estruturas e patologias que não sejam visíveis directamente, devido à sua localização.

Embora a exposição associada à radiologia dentária seja relativamente baixa, qualquer procedimento radiológico deve ser justificado e optimizado para manter o risco de radiação tão baixa quanto razoavelmente possível.¹⁰ Apesar disso, este é um dos temas que mais

preocupa os investigadores. Com a modernização e o uso da tecnologia digital usada nos aparelhos e dispositivos de captação, proporcionam-se condições para adquirir melhores imagens com menor taxa de exposição à radiação.

As radiografias dentárias são parte essencial de um exame dentário, sendo consideradas como o principal meio complementar ao processo de diagnóstico. É a tecnologia com a qual o médico dentista está mais familiarizado em termos de análise e interpretação de imagem. Independentemente do método usado na aquisição da imagem, actualmente existem vários tipos de radiografias dentárias, usadas no diagnóstico por imagem.

O conhecimento da anatomia normal da região e a sua aparência radiológica são a base para um correcto exame radiográfico, a fim de facilitar o reconhecimento das características patológicas. A escolha de um tipo específico de radiografia é inerente à sua finalidade, ou seja, depende do tipo de patologia que se pretende diagnosticar.¹¹

No campo da imagiologia medico-dentária, existem várias técnicas utilizadas na captação da imagem. Podemos assim distinguir técnicas radiográficas intra-orais, extra-orais, e técnicas de tomografia.

Nas subsecções seguintes, será feita uma breve apresentação de cada um destes tipos de radiografias, acompanhadas de exemplos das suas principais aplicações.

2.1.1. Radiografias Intra-orais

Existem basicamente três técnicas de radiográficas intra-orais, que serão seguidamente descritas.

2.1.1.1. Radiografias Periapicais

As radiografias periapicais são caracterizadas por mostrarem os dentes em toda a sua extensão, desde a coroa ao ápex radicular, bem como, o osso envolvente à raiz (Fig. 1.1).



Figura 1.1: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo periapical, representando o incisivo lateral superior esquerdo.

Tratando-se de imagens a duas dimensões, e sendo o dente muito mais radiopaco que o osso, a representação deste corresponde essencialmente à zona interproximal.

Este tipo de radiografia é amplamente usado¹¹, como por exemplo:

- No diagnóstico de doenças periodontais, caracterizadas frequentemente por alterações do suporte ósseo alveolar;
- Nos tratamentos endodônticos;
- Na avaliação pré-extração para reconhecimento do número e morfologia radicular além da proximidade de estruturas anatómicas relevantes;
- Na localização de dentes não erupcionados;
- Na identificação de lesões patológicas ou corpos estranhos;
- Na reavaliação de procedimentos cirúrgicos e avaliação pós-trauma.

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 de um posicionamento rígido 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.

2.1.1.2. Radiografias Interproximais

As radiografias interproximais, também designadas por radiografias *bite-wing*, são similares às radiografias periapicais, com a nuance de mostrarem e realçarem a região da coroa dentária, 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 (Fig. 1.2).



Figura 1.2: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo interproximal, representando os 3º e 4º sextantes.

As indicações clínicas das radiografias interproximais estão naturalmente associadas às patologias dentárias e periodontais da região da coroa dentária. Assim, podem-se referir como indicações deste tipo de radiografias¹¹:

- A detecção de lesões de cárie primária e secundária;
- A determinação da profundidade da lesão de cárie;
- A determinação do nível ósseo alveolar na periodontite leve a moderada;
- A reavaliação de restaurações.

2.1.1.3. Radiografias Oclusais

As radiografias oclusais são caracterizadas por mostrarem toda uma arcada dentária numa só imagem (Fig. 1.3). Dos três tipos de radiografias intra-orais, são as menos utilizadas.



Figura 1.3: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo oclusal da arcada inferior.

Apesar deste facto, apresentam algumas indicações, das quais destacamos¹¹:

- A determinação da presença ou ausência de dentes em desenvolvimento;
- A determinação da presença ou ausência de dentes supranumerários;
- Em situações em que as radiografias periapicais seriam preferíveis, mas que não podem ser obtidas, como por exemplo uma abertura bucal limitada;
- Em situações em que uma patologia periapical está presente, mas que uma simples radiografia periapical não demonstra com rigor o verdadeiro tamanho da lesão, como por exemplo uma lesão quística;
- Em situações nas quais se torna vantajoso o suporte do filme radiográfico no plano oclusal, como são os casos de crianças, pacientes deficientes, traumatizados e pacientes que não toleram o posicionamento convencional da película;
- Nos tratamentos ortodônticos.

2.1.2. Radiografias Extra-orais

Nas radiografias extra-orais, ao contrário das intra-orais, a película radiográfica ou o captador digital são posicionados fora da cavidade oral.

Além da ortopantomografia e da telerradiografia de perfil de face, existem ainda outras técnicas extra-orais tais como a lateral oblíqua, bimolar, mandibular postero-anterior, que por terem pouca aplicabilidade não serão abordadas nesta secção.¹¹

2.1.2.1. Ortopantomografia

A ortopantomografia é caracterizada por permitir a visualização global dos dois maxilares e as estruturas imediatamente acima e abaixo deles, incorporando estas estruturas na mesma camada da imagem (Fig. 1.4). As estruturas anatómicas que se encontram distantes dos dentes não irão ser reproduzidas de uma forma nítida e evidente, a não ser que sejam estruturas com uma grande densidade. Por norma, esta radiografia é efectuada logo na primeira consulta, para obter uma visão global de toda a estrutura dentária do paciente.



Figura 1.4: Exemplo de uma radiografia dentária do tipo ortopantomografia.

Devido às suas características, a ortopantomografia têm importantes indicações clínicas¹¹, nomeadamente:

- Na determinação da presença, ausência ou localização das estruturas dentárias;

- Na determinação de patologia óssea e sua extensão;
- Na demonstração do nível de suporte ósseo alveolar;
- Na visualização de fracturas;
- No planeamento e reavaliação de procedimentos cirúrgicos;
- No planeamento e avaliação de tratamentos ortodônticos.

O uso deste tipo de radiografias apresenta algumas vantagens e também desvantagens. Como vantagens destaca-se o facto de¹¹:

- Ser um exame bastante útil e prático, pela quantidade de informação apresentada;
- Permitir a visualização de todos os dentes em simultâneo, inclusivamente os não erupcionados;
- Exigir uma pequena dose de radiação no paciente (cerca de 1/3 de um *status* radiográfico completo).

Provavelmente, a maior desvantagem da ortopantomografia é o facto de não ser possível a obtenção de imagens com o mesmo nível de detalhe das radiografias periapicais e interproximais, pelo que não está indicada para a detecção de cáries nem para diagnóstico periodontal.

2.1.2.2. Telerradiografia de Perfil de Face

A telerradiografia de perfil de face é uma imagem radiográfica lateral dos ossos da face, base do crânio e coluna cervical superior, com especial valor na análise das relações entre arcadas (Fig. 1.5).



Figura 1.5: Exemplo de uma telerradiografia de perfil de face.

A radiografia é tirada de uma forma estandardizada, no que respeita à posição da cabeça do paciente em relação à fonte de raios X e à direcção do seu feixe central. Desta forma, é possível fazer comparações para a mesma pessoa em diferentes datas e igualmente entre pacientes. As indicações clínicas para sua utilização estão relacionadas tanto com a estética como com a função, e é importante visualizar, na mesma imagem, o perfil dos tecidos moles juntamente com as estruturas de tecido duro.

Desta forma, as indicações da telerradiografia de perfil de face são entre outros¹¹:

- No planeamento do tratamento ortodôntico, particularmente em pacientes com discrepâncias esqueléticas;
- No planeamento pré-tratamento, e reavaliação pós-cirúrgica de paciente submetidos a cirurgia ortognática;
- No planeamento de cirurgias com implantes dentários.

2.1.3. Tomografias

O diagnóstico por imagem é uma área que tem passado por constantes avanços tecnológicos, e tem sido amplamente utilizado na Medicina Dentária. Esse processo evolutivo muito se deve à tecnologia digital, que tem permitido grandes avanços e disponibilizado um número cada vez maior de exames por imagem.

Tomografia é uma palavra formada pela junção de dois termos gregos, *tomos* e *graphos* que significam, respectivamente, camada e escrita. Portanto, a tomografia consiste na obtenção de imagens do corpo em fatias ou camadas. É uma técnica especializada que regista de maneira clara objectos localizados dentro de um determinado plano e permite a observação da região seleccionada com pouca ou nenhuma sobreposição de estruturas.¹² De maneira geral, as tomografias podem ser qualificadas em dois tipos: tomografia convencional e tomografia computadorizada. Esta última pode ser classificada, de acordo com o formato do feixe de raios X utilizado, em tomografia computadorizada de feixe em leque (Fan-Beam Computed Tomography – CT) e tomografia computadorizada de feixe cónico (Cone Beam Computed Tomography – CBCT).

De seguida, abordaremos de forma sucinta, estas três técnicas: a Tomografia Convencional, a CT e a CBCT.

2.1.3.1. Tomografia Convencional

Na tomografia convencional, a imagem é obtida pelo movimento da fonte de raios X e do receptor de imagem.¹³ Nesta técnica, o tubo de raios X e o receptor de imagem realizam um movimento da mesma amplitude, mas em direcções opostas, ao redor de um plano de fulcro. Desse modo, as estruturas localizadas no plano de fulcro aparecem nítidas visto que são sempre registadas no mesmo local do receptor de imagem, enquanto as estruturas localizadas fora do plano de fulcro aparecem desfocadas e sem nitidez dado que são registadas em posições diferentes do receptor de imagem, durante a movimentação do conjunto. Deste modo, a imagem focada destaca-se das demais, realçando os detalhes anatómicos no plano pré-seleccionado.¹³ A nitidez da imagem do plano de fulcro (ou plano de corte) dependerá da complexidade do movimento realizado

pelo conjunto tubo de raios X e receptor de imagem. É de realçar, no entanto, que este tipo de exame apresentará um grau de magnificação da imagem ao redor de 50% do tamanho real. No entanto, esse grau varia de acordo com o modelo de aparelho e o fabricante.

Em medicina dentária, as tomografias convencionais são indicadas para¹⁴:

- Estudos parciais da maxila e mandíbula, por serem mais selectivas quanto às áreas das arcadas dentárias;
- Avaliação tridimensional de zonas passíveis de receberem implantes;
- Avaliação pós-operatória do posicionamento de implantes;
- Verificação da relação de terceiros molares com estruturas anatómicas adjacentes;
- Localização e delimitação vestibulo-lingual de lesões e corpos estranhos;
- Avaliação da articulação temporomandibular (ATM).

Entre as vantagens deste tipo de exame podemos referir¹⁴:

- O baixo custo (em relação à CT);
- A relativa precisão da altura e espessura do osso, para planeamento de cirurgias com implantes.

Como desvantagens podemos referir¹⁴:

- A elevada dose de radiação (dependendo do número de áreas a serem examinadas);
- A ampliação da imagem;
- A necessidade de cooperação do paciente;
- O alto custo (se houver necessidade de examinar várias regiões);

- Uma imagem sem muitos detalhes;

2.1.3.2. Tomografia Computorizada de Feixe em Leque – CT

A CT é um método complementar de diagnóstico por imagem que consiste numa imagem que representa uma secção ou camada do corpo sem qualquer sobreposição.

Essa técnica utiliza um feixe de raios X colimado em forma de um fino leque que gira ao redor do paciente, associado a uma rede de sensores dispostos igualmente ao redor do paciente (Fig. 1.6).

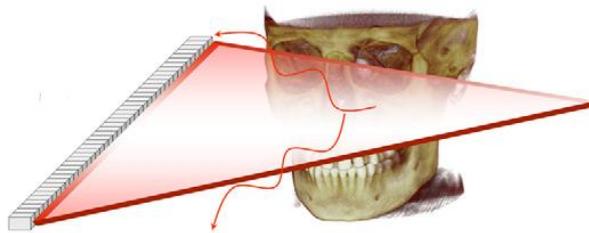


Figura 1.6: Esquema de projecção e captação do raio X na tomografia computadorizada de feixe em leque. (Adaptado de Scarfe e Farman, 2008 ²¹)

Durante a aquisição da imagem, o tubo de raios X gira ao redor do paciente, possibilitando a aquisição de informações de uma determinada camada em vários ângulos diferentes. Durante a exposição, os raios X interagem com o corpo e sofrem atenuações. A intensidade dos raios X que saem do corpo, a cada ângulo numa determinada camada, são lidos pelos sensores e transformados em sinais eléctricos que são enviados ao computador. O *software* faz a leitura desses dados de uma determinada camada e, por meio de cálculos matemáticos, remonta essas múltiplas projecções de uma camada e transforma-as numa matriz de imagem composta por blocos individuais chamados *voxels* (*volume elements*).¹⁵

A CT pode detectar variações de menos de 1% na densidade dos tecidos, permitindo diagnósticos minuciosos e precoces.¹⁶

Após processada pelo computador, a imagem pode ser reformatada em camadas nos três planos do espaço. Em qualquer tipo de reformatação da imagem, não existe sobreposição de imagens.¹⁷

Em medicina dentária, a CT pode ser empregue em diversas situações, nomeadamente¹²:

- Na avaliação e acompanhamento em Implantologia, pois fornece com precisão e sem nenhum grau de ampliação medidas nos três planos do espaço, além de ser possível avaliar a qualidade do tecido ósseo;
- Na avaliação, localização e delimitação das áreas patológicas;
- No diagnóstico de fracturas na área da cabeça e pescoço;
- Na localização de dentes inclusos ou corpos estranhos;
- No diagnóstico cefalométrico tridimensional em Ortodontia e Ortopedia facial.

Entre as vantagens da técnica, destacam-se¹²:

- A excelente diferenciação entre diferentes tipos de tecidos, duros e moles, tanto sadios quanto patológicos;
- A possibilidade de reconstrução de imagens nos três planos do espaço a partir de cortes axiais;
- A reconstrução de imagens em três dimensões;
- A intensificação de imagens pelo uso de meios de contraste intravenoso;
- A possibilidade de manipular as imagens.

Como desvantagens podemos referir¹²:

- O alto custo dos equipamentos;
- A alta dose de radiação (dependendo do tipo de corte a ser feito);

- A possibilidade de ocorrerem artefactos de imagem (devido a objectos metálicos, como restaurações);
- Os riscos associados ao uso de meios de contraste intravenoso.

2.1.3.3. Tomografia Computorizada de Feixe Cónico – CBCT

Com o avanço tecnológico, a imagiologia tornou-se digital, tridimensional e interactiva.¹⁸ Iniciou-se com a tomografia convencional, e nos finais da década de noventa apareceram os dispositivos CBCT especificamente desenvolvidos para a imagiologia dento-maxilo-facial. Os benefícios dos dispositivos CBCT são o seu menor custo, menor tamanho e menor dose de radiação quando comparados com os dispositivos de tomografia convencional.¹⁹ Durante a gravação das imagens, a fonte de raio X e o detector movimentam-se em sincronia ao redor da cabeça do paciente que está estabilizada. O paciente faz, ao contrário da tomografia computadorizada, um movimento axial contínuo ao longo do pórtico. Esta técnica faz com que o tempo de exame seja muito menor, mas obriga a processos matemáticos muito mais complexos do que na tomografia computadorizada. As imagens primárias recolhidas podem ser posteriormente usadas para reconstruções em todos os planos e para produzir imagens tridimensionais.²⁰ O *software* desenvolvido para estes dispositivos permite o planeamento de tratamentos ortodônticos e com implantes, mostrar a relação entre os tecidos mole e duro, e fazer medições de distâncias e ângulos.¹⁸ A CBCT tem uma excelente resolução. As desvantagens das imagens de CBCT são o pobre contraste dos tecidos moles e os artefactos. No entanto, este baixo contraste dos tecidos moles habitualmente não constitui um problema na imagiologia dento-maxilo-facial, dado que o primordial motivo de interesse são geralmente os tecidos mineralizados, isto é os ossos e dentes.²¹

A introdução da tomografia computadorizada de feixe cónico (Fig. 1.7) especificamente dedicado à imagem da região maxilo-facial anunciou uma verdadeira mudança de paradigma. O interesse na CBCT é inédito, pois criou uma revolução na imagiologia maxilo-facial, facilitando a transição do diagnóstico imagiológico a duas dimensões para

um diagnóstico a três dimensões, além da orientação de procedimentos cirúrgicos através da imagem.²¹

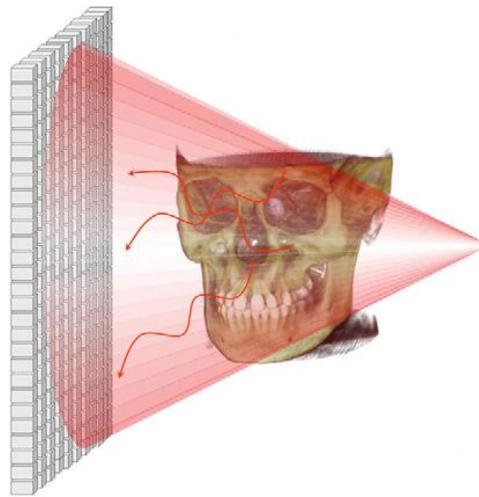


Figura 1.7: Esquema de projecção e captação do raio X na tomografia computadorizada de feixe cónico. (Adaptado de Scarfe e Farman, 2008 ²¹)

2.2. Conceitos de Formação e Aquisição da Imagem

Atendendo que no diagnóstico imagiológico da doença periodontal o tipo de exame usado é a radiografia intra-oral, iremos apresentar nesta secção uma visão sobre o conceito de formação da radiação numa ampola de raios X, o conceito da formação da imagem quer numa película radiográfica quer num captador digital, as técnicas usadas para a captação da imagem comuns a ambos os sistemas e faremos ainda uma análise global da radiologia intra-oral.

2.2.1. A Ampola de Raios X

Os raios X usados em diagnóstico médico são produzidos a partir do bombardeamento de eléctrodos com feixes de electrões de elevada energia cinética.⁷ 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.⁹

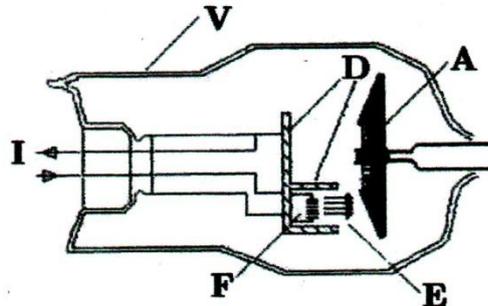


Figura 1.8: Corte esquemático de uma ampola de raios X. (A – Ânodo; D – Eléctrodo de Focagem; E – Electrões; F – Filamento; I – Intensidade de corrente de filamento; V – Parede de vidro.) (Adaptado de Lima JP⁹)

Uma 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 (Fig. 1.8). Entre o ânodo e o filamento é aplicada uma diferença de potencial que varia de 20 kV a 150 kV.⁹

Os electrões (E) emitidos pelo filamento (por efeito termoiónico) são acelerados no campo eléctrico existente entre o ânodo e o filamento, 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 de energia é emitida sob a forma de energia electromagnética X⁹, com um espectro típico de emissão (Fig. 1.9).

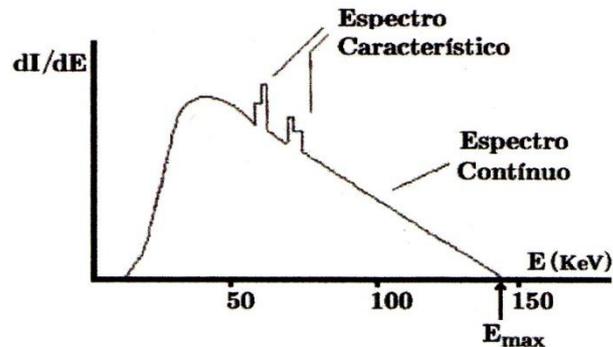


Figura 1.9: Espectro típico da energia emitida por uma ampola de raios X (dI/dE – intensidade relativa do feixe por unidade de energia; E_{max} – energia máxima do feixe de fótons). (Adaptado de Lima JP⁹)

Em radiologia dentária, a espessura de tecido e a distância foco-filme são tipicamente pequenas, daí que os aparelhos usados em radiografias intra-orais sejam de baixa potência.

Os aparelhos de raios X possuem uma ampola com um dispositivo de limitação do feixe, o colimador, que reduz a radiação secundária. Este dispositivo deve ser colocado externamente e próximo da face do paciente com o feixe dirigido para a região do dispositivo de captação, previamente introduzida.

Os sistemas de aquisição de imagens de raios X podem ser classificados em dois tipos, tendo em conta os princípios físicos usados na sua detecção. Os sistemas de raios X analógicos ou convencionais, em que a imagem é formada numa película de filme radiográfico, 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. A decisão resultará da conjugação de diversos factores, nomeadamente a formação e a experiência do profissional, a idade, o espírito de inovação e modernização, o nível de dificuldade do diagnóstico, os custos, as questões ecológicas e ambientais, entre outros.

2.2.2. 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 (Fig. 1.10).



Figura 1.10: Exemplo de uma película radiográfica usada nos sistemas convencionais. (Adaptado de <http://www.carestreamdental.com/en/film-and-anesthetics/intraoral-film/insight-film-suresoft.aspx>)

Nos sistemas convencionais, a formação da imagem 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.²² Esta primeira etapa também pode ser descrita 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.²³

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 um médico dentista, trata-se de um recurso essencial na sua prática clínica diária.

As películas de filme usadas nestes sistemas são relativamente ineficientes na detecção da radiação, o que obriga a uma exposição, por vezes, elevada à radiação para a formação de uma imagem. Contudo, o uso de colimadores e películas rápidas reduzem em parte a exposição à radiação.²²

O filme radiográfico convencional é utilizado, há muito tempo, como a melhor opção no registo de imagens intra-orais. 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 da qualidade da imagem obtida, o processamento radiográfico longo, a utilização de produtos químicos, a necessidade de um local próprio para o processamento das radiografias, os riscos ambientais e a impossibilidade de modificar a imagem depois de adquirida.^{24,25} As imagens obtidas por este tipo de sistemas são físicas (impressas), e portanto, difíceis de manipular e processar após a sua captura.

2.2.3. Sistemas Digitais

A utilização, cada vez mais frequente, dos meios informáticos veio viabilizar a aquisição de imagens para diagnóstico. Além disso, 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 (processo de revelação da película radiográfica).²⁵

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*.²⁶

O contraste radiográfico é resultante da diferença de absorção dos fótons pelas 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.²⁷

A gama dinâmica de níveis de cinzento está relacionada naturalmente com a resolução de contraste que cada imagem pode proporcionar. No caso da radiologia dentária digital, à semelhança dos outros casos, a resolução tonal está associada a uma escala de 256 níveis, recorrendo-se aos tradicionais *8 bits/pixel* na fase de quantização do sinal.²²

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

2.2.3.1. Sistemas de Aquisição Directos

Nos sistemas directos usam-se detectores que produzem directamente um sinal eléctrico a partir da absorção de raios X. Os detectores estão acoplados a um conversor analógico-digital (ADC) que após varrimento espacial apropriado converte o sinal eléctrico na imagem digital.¹⁹

Os sistemas de aquisição directos, também conhecidos por sistemas de aquisição de um estágio, caracterizam-se por permitirem a exibição da imagem directamente num monitor de computador, imediatamente após a sensibilização do sensor pelos raios X. Estes sistemas são, geralmente, constituídos por²²:

- 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).

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*) (Fig. 1.11).



Figura 1.11: Exemplo de um sistema digital de aquisição directa com utilização da tecnologia CMOS. (Adaptado de: <http://www.carestreamdental.com/en/digital-imaging/intraoral-radiography/kodak-rvg-5100.aspx>)

Os sensores CCD são detectores formados por um circuito integrado constituído por um conjunto de *pixels* sensíveis aos raios X ou à luz. A implementação electrónica desta matriz de *pixels* corresponde a um conjunto de condensadores ligados entre si. Geralmente, os *pixels* dos sensores CCD estão organizados numa matriz de 512 x 512, cujo tamanho de cada *pixel* é aproximadamente 40 μm .²²

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^{22,25}, sendo esta a principal limitação do 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*). Estes caracterizam-se

por reduzir em cerca de 100 vezes a potência requerida para o processamento da imagem, quando comparados com os sistemas homólogos que usam sensores CCD²². 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 consumo reduzido de energia, o processo de fabrico, baixo custo e o *design*. As características de baixo custo e baixa potência são extremamente desejáveis. No entanto, o inconveniente da substituição dos dispositivos CCD por dispositivos CMOS é o facto de, ainda, ser muito difícil obter imagens com uma qualidade semelhante⁸, uma vez que as imagens produzidas usando a tecnologia CMOS apresentam mais ruído e menor área²⁸, conduzindo à penalização da qualidade.

2.2.3.2. Sistemas de Aquisição Indirectos

Nos sistemas indirectos, os raios X são absorvidos por um dispositivo óptico intermédio 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.^{22,25}

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 (Fig. 1.12).



Figura 1.12: Exemplo de um sistema digital de aquisição indirecta com utilização da tecnologia PSP. (Adaptado de:

<http://www.gendex.com/Default.aspx?navid=550997&oid=201&lid=en>)

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 nestes 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 placa²⁵, onde a imagem é adquirida sob a forma de informação analógica, sendo numa fase posterior, convertida para digital, após o processamento da placa.²²

Fazendo um varrimento com um feixe de laser He-Ne (Hélio-Neon) direccionado sobre a placa, a energia armazenada é libertada 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 passa a ser interpretado pelo computador.^{7,22,25} Note-se que nem toda a energia armazenada na placa é libertada 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 a placa possa ser reutilizada.^{22,25}

A vantagem mais notável neste sistema, é o facto de o receptor PSP ser um receptor sem fios, pelo que facilita o seu manuseamento 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.²²

2.2.4. Técnicas Radiográficas Intra-orais

No diagnóstico periodontal, o tipo de radiografia mais utilizado é a periapical. Na aquisição de radiografias intra-orais periapicais, a fonte de raios X e o sistema de captação permanecem imóveis durante o disparo. As radiografias periapicais, quer na radiologia analógica quer na digital, poderão ser adquiridas por uma de duas técnicas possíveis. A técnica da bissectriz e a técnica do paralelismo ou, também conhecida, por técnica do ângulo recto. Na técnica da bissectriz, o raio central, **D**, do feixe de raios X é dirigido ao vértice do dente, perpendicularmente à bissectriz, **C**, do ângulo formado pelo eixo maior do dente, **A**, e o captador radiográfico, **B** (Fig 1.13).⁷

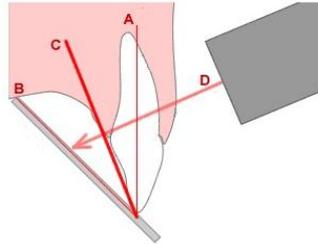


Figura 1.13: Esquema da técnica da bissectriz. (Adaptado de <http://www.link.vet.ed.ac.uk/clive/cal/dentistry/website/radiography/radioTechniques/IOB.html> ²⁹)

Por outro lado, na técnica do paralelismo, o captador, **B**, e o eixo maior do dente, **A**, são alinhados paralelamente e de modo a que o raio central, **D**, passe pelo ponto médio do dente, perpendicularmente ao eixo do dente e ao captador.⁷ (Fig. 1.14) Todavia, esta técnica necessita de um dispositivo para o suporte e colocação do sistema de captação (Fig. 1.15).

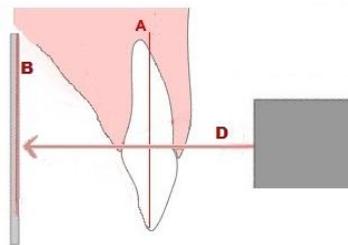


Figura 1.14: Esquema da técnica do paralelismo ou do ângulo recto. (Adaptado de <http://www.link.vet.ed.ac.uk/clive/cal/dentistry/website/radiography/radioTechniques/IOB.html> ²⁹)



Figura 1.15: Dispositivo para suporte de uma película radiográfica usado para radiografias periapicais pela técnica do paralelismo. (Adaptado de http://www.rinncorp.com/catalog_filmhold_kits.shtml ³⁰)

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

A técnica de projecção radiográfica mais precisa para a observação do nível ósseo alveolar, é obtida quando o receptor é colocado numa posição paralela ao dente e o feixe central do raio X é dirigido com uma angulação de 90° em relação ao dente e ao receptor.³¹ Ou seja, a técnica mais indicada no exame radiográfico periodontal é a técnica do paralelismo.

2.2.5. Visualização

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

As condições de visualização nos negatoscópios são importantes para uma correcta interpretação das imagens. 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 se obter um contraste luminoso adequado ao exame diagnóstico.³²

Relativamente aos monitores usados na visualização de imagens digitais, não existem grandes restrições, uma vez que a maioria dos monitores actuais reúne as características exigidas para uma boa visualização, isto é, resolução igual ou superior a 1024 x 768 *pixels*, ecrã plano, de dimensões iguais ou superiores a 17".²²

Tendo em conta os cuidados exigidos na aquisição das imagens, e com a consciência de que as imagens se destinam a complementar o diagnóstico, é importante garantir a continuidade desses cuidados no passo da visualização, usando dispositivos que repliquem as imagens geradas de forma fidedigna, sem que existam distorções nem artefactos. Não interessa adquirir imagens de excelente qualidade, 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.

2.2.6. 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 e a transmissão de dados entre sistemas, que caracterizam estas novas tecnologias em radiologia dentária.⁷

O computador surge aqui como uma ferramenta interessante de armazenamento, processamento e visualização das imagens captadas. 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.

As perspectivas iniciais inerentes aos sistemas directos, ou de um estágio, não foram completamente satisfeitas, porque a sua eficiência, ficou aquém da dos sistemas indirectos, ou de dois estágios.⁷ No entanto, os dispositivos CCD têm estado na vanguarda da imagem digital desde os anos 70. Na década passada, alguns artigos previam o fim dos sistemas CCD devido ao rápido desenvolvimento e melhorias nos semicondutores CMOS. Na verdade, estes últimos componentes têm vindo a aumentar a qualidade da imagem, e é de prever que num futuro não muito longínquo substituam os sistemas CCD, o que ainda não aconteceu devido ao facto da grande rapidez de visualização que caracteriza os captadores CCD.

Em termos gerais, as características mais relevantes dos sistemas digitais usados na radiologia dentária são⁷:

- A diminuição da dose de radiação;
- A possibilidade de reavaliação com processamento;
- A 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;
- A possibilidade de mostrar imagens electrónicas em tempo real, eliminando o filme e o tempo de espera do processamento químico;
- A 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, de dados alfa-numéricos e de radiografias anteriores do paciente, com possibilidade de comparação com as actuais;
- A possibilidade de transmissão da informação directamente ou após armazenamento para outros serviços e/ou instituições de saúde;
- A possibilidade de diagnóstico à distância através da comunicação digital;
- A possibilidade de utilização de software para apoio ao diagnóstico;
- A visualização simultânea de radiografias e de outras imagens, tais como a imagem dos dentes em estudo, obtida através de uma câmara de TV.

A lista de vantagens apresentada é esclarecedora das características e da filosofia de funcionamento dos sistemas digitais. Tendo em conta estas características optimistas, impera dentro da comunidade médica, que as novas tecnologias digitais e a radiografia sem filme serão o futuro da imagiologia de raios X.

No entanto, alguns autores alertam para o facto de também existirem algumas desvantagens no uso das imagens digitais, nomeadamente o facto da qualidade da imagem poder não ser tão boa quando comparada com algumas radiografias convencionais. Para além disso, o custo inicial e o custo de manutenção do equipamento é consideravelmente elevado.²⁵ É de prever que estes factores venham a perder relevância, dado que além do aumento de qualidade que se tem vindo a verificar na radiologia digital, o seu custo tem vindo a diminuir.

2.3. Apresentação do Programa Informático DIA (*Dental Image Analyzer*)

Em Medicina Dentária, e em particular na área da Periodontologia, as radiografias são consideradas uma parte constituinte obrigatória de um exame oral, sendo o principal meio complementar no processo de diagnóstico.

No cenário clínico actual 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 referente a exames clínicos. Existem alguns sistemas que apresentam adicionalmente pequenas funcionalidades de processamento de imagem. Algumas aplicações são distribuídas com os sistemas de aquisição de imagem, outras são independentes dos sistemas de aquisição.

Nesta secção serão referidos alguns sistemas existentes no mercado, apenas com o objectivo de um melhor enquadramento da apresentação detalhada do programa informático em estudo nesta dissertação, o DIA – Dental Image Analyzer.

De entre o universo de sistemas encontrados, foram seleccionados para serem aqui apresentados os seguintes: Kodak Dental Imaging Software® (Carestream Health, EUA),

Emago 5[®] (Oral Diagnostic Systems, Holanda) e Dental Office[®] (Rh! Software, Brasil). Segue-se uma breve descrição acerca das funcionalidades de cada um deles.

A aplicação Kodak Dental Imaging Software^{®33} é distribuída com os sistemas de aquisição da mesma marca. Incorpora funcionalidades de gestão de pacientes e funcionalidades de processamento, gestão, visualização e impressão de imagens dentárias. 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, análise da densidade óssea e possibilidade de realizar anotações na imagem.

A ferramenta Emago 5^{®34} é um software de diagnóstico usado na radiologia oral e maxilofacial. Possui uma colecção de funcionalidades de gestão, análise de imagem e processamento idênticas às outras ferramentas aqui referidas, como o ajuste do contraste, inversão do mapa de cores e medições de ângulos e distâncias.

O software Dental Office^{®35} apresenta soluções para a gestão de clínicas dentárias. Em termos de manipulação da imagem permite algumas operações de adição, ampliação e redução.

Nesta perspectiva de modernização e inovação, o Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro (IEETA), instituto este pertencente ao Departamento de Engenharia Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, desenvolveu um programa informático de gestão e processamento digital de imagem, aplicado à medicina dentária, o DIA.[†]

O DIA foi desenvolvido dentro do consórcio INFOBIOMED.

O consórcio INFOBIOMED é uma rede europeia, que visa mobilizar os recursos necessários para o desenvolvimento da informática biomédica. O INFOBIOMED tem como objectivo desenvolver e promover uma rede científica que engloba profissionais de saúde, cidadãos, empresas, autoridades e outros, promovendo o intercâmbio de métodos, ferramentas e tecnologia no campo da informática aplicada à saúde. Desta rede científica

[†] Este trabalho foi desenvolvido e realizado pelo Engenheiro Luís Miguel Coelho Inácio, durante o seu curso de mestrado no IEETA. A tese de mestrado intitulada "Sistema de Informação e Processamento para Radiologia Odontológica", foi realizada sob a orientação científica do Prof. Dr. Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.

européia, fazem parte várias universidades, institutos, empresas, hospitais, todos eles ligados à área da saúde ou às tecnologias da saúde. Entre eles, podemos destacar o Instituto de Salud Carlos III, a Universidade de Edimburgo, a Universidade Politécnica de Madrid, o Danish Centre for Health Telematics, a AstraZeneca, o ACTA (Academic Centre for Dentistry Amstardam) e o IEETA (Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro). É por via da colaboração destas duas últimas entidades que se desenvolve o projecto de concepção do programa informático DIA.

Nesta aplicação informática, o programador pretendeu 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.³⁶ Sugeriu, como caso de estudo a implementação e validação de técnicas robustas para a estimativa da perda de massa óssea e posterior correlação com casos de periodontite.³⁶ A validação deste parâmetro foi efectuada pelo Departamento de Periodontologia do ACTA (Academic Centre for Dentistry Amsterdam). Nos últimos dois anos, o programa informático tem vindo a ser melhorado com a incorporação de novas funcionalidades, principalmente para aplicação na área da periodontologia. É o caso da função de medição de ângulos, da qual se pretende verificar a validade neste trabalho de mestrado.

Do ponto de vista da gestão, o sistema, para além da interface que assegura o acesso aos dados demográficos dos pacientes, proporciona de forma concertada o arquivo da informação quantitativa que decorre da execução dos vários algoritmos de processamento. Relativamente ao processamento e análise digital de radiografias dentárias, a aplicação informática implementa 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.

A ferramenta computacional usada no desenvolvimento da interface do sistema foi o MATLAB. A *toolbox* de processamento de imagem, a facilidade de utilização, e o facto de ser uma óptima ferramenta para simulação e prototipagem de diversas aplicações, foram as principais razões para adoptar o MATLAB como ferramenta de trabalho. As aplicações

criadas a partir do MATLAB podem ser instaladas e executadas em qualquer computador, sendo esta outra das razões pela qual foi escolhida aquela ferramenta computacional.³⁶ Para além da interface gráfica, o sistema possui uma camada de dados independente, com o qual 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 das clínicas actuais.³⁶

O sistema informático DIA pode ser livremente instalado como versão *Demo*, a partir da sua página *Web* (<http://www.ieeta.pt/dia>). Nesta página, encontramos um resumo do programa e suas características, uma galeria das funções do programa, o guia de instalação, o manual do utilizador, o *link* para o *download* do programa e ainda o contacto do programador. A aplicação informática é apresentada em língua inglesa, sendo esta uma mais-valia para a internacionalização do programa.

Na prática, o programa DIA ao ser executado abre uma janela de autenticação do utilizador com o *Login* e a respectiva *Password* (Fig. 1.16). Na versão *Demo* existe sempre a hipótese de entrar no programa como convidado, inserindo no campo do *Login* a opção *DIAGuest*, e desta forma não necessitando de *password*.

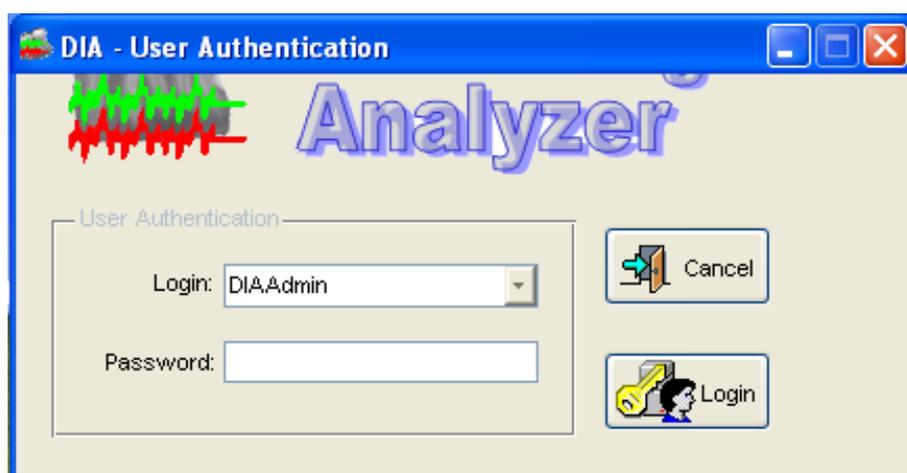


Figura 1.16: Janela de autenticação do utilizador.

Após este passo, automaticamente entramos na aplicação informática, que nos mostra uma janela com todas as possibilidades funcionais do programa, quer em termos de gestão de imagens por paciente, quer nos aspectos de processamento das próprias imagens (Fig. 1.17).

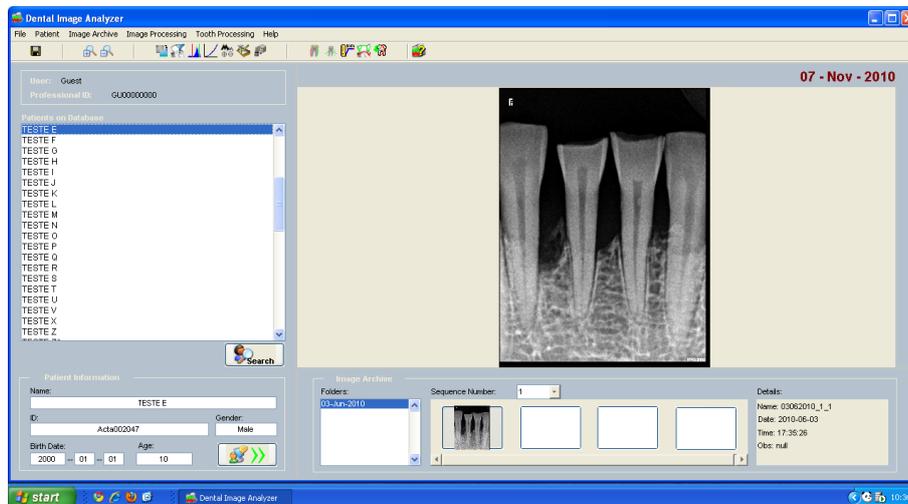


Figura 1.17: Janela inicial do programa DIA.

É possível inserir novos pacientes e também novas imagens por paciente, ao longo do tempo, e desta forma podemos comparar a evolução radiográfica da zona de interesse. Para cada radiografia, o programa dá-nos a possibilidade de processamento da imagem, com várias funcionalidades. Neste campo de processamento de imagem (“Image Processing”), temos a possibilidade de obter o negativo da imagem original (“Invert Colors”), aplicar filtros de melhoramento através do processamento matemático (“Apply Image Filters”), converter as imagens através da equalização (“Adaptive Histogram Equalizer”) (Fig. 1.18), ajustar o contraste (“Adjust by Curve”) (Fig. 1.19) e fazer operações morfológicas (“Morphological Operations”) (Fig. 1.20).

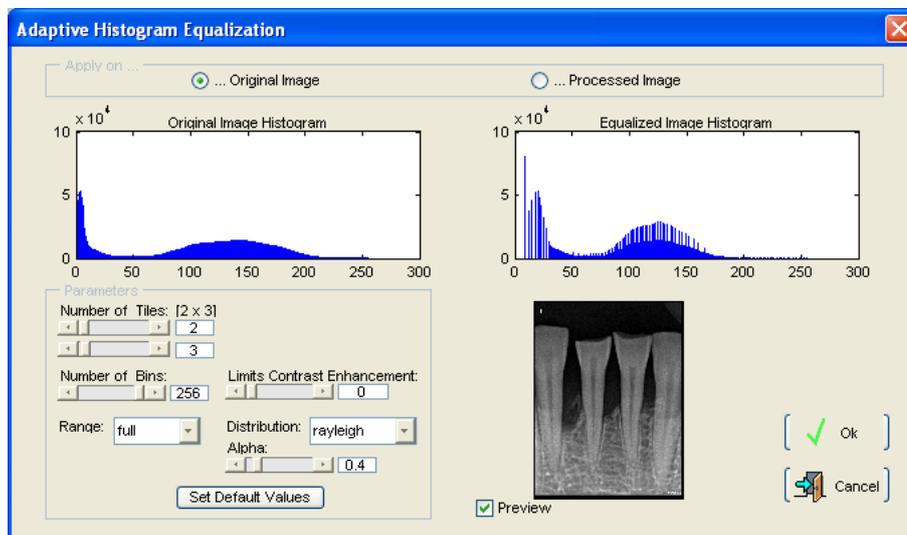


Figura 1.18: Janela da função “Adaptive Histogram Equalizer”.

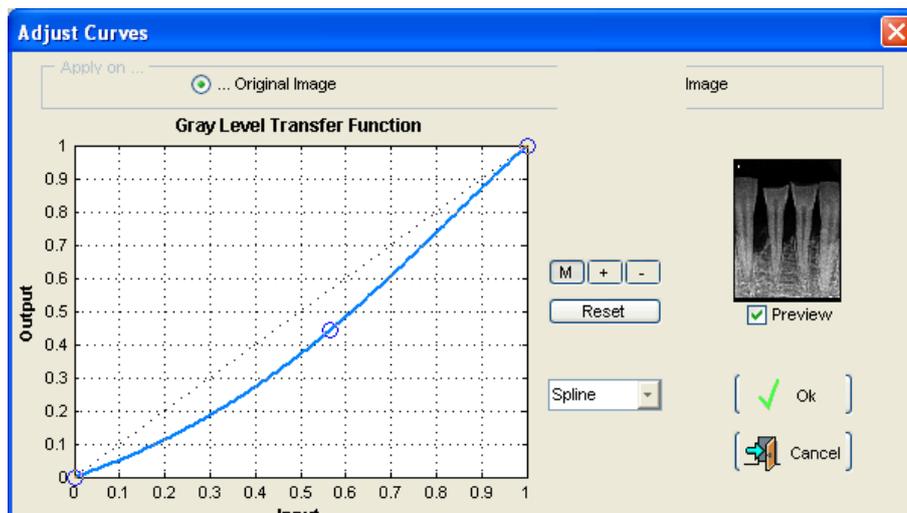


Figura 1.19: Janela da função de ajuste de contraste.

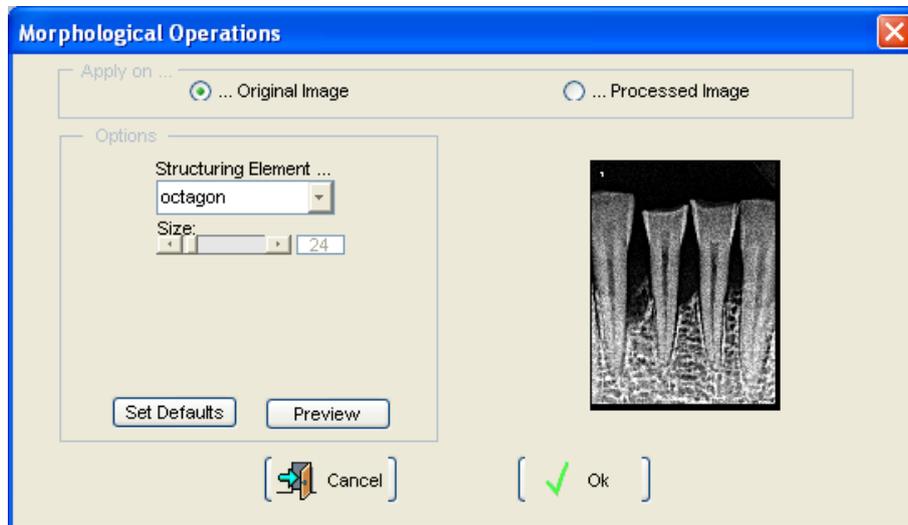


Figura 1.20: Janela da função “Morphological Operations”.

Já no campo correspondente ao processamento dentário (“Tooth Processing”), o programa disponibiliza-nos cinco funções.

Na primeira função, conseguimos extrair o contorno dentário (“Extract Tooth Contours”). Para tal, existem igualmente cinco diferentes processos matemáticos. No exemplo mostrado, o contorno dentário foi calculado pelo método 1, o método MAP (Fig. 1.21). Além deste método, existem outros quatro: o método 2 ou Gradient, método 3 ou Livewire, método 4 ou GVF – Snakes e finalmente o método 5 ou Livewire Modifie. Estes cinco métodos usam diferentes modelos matemáticos para extrair o contorno dentário.

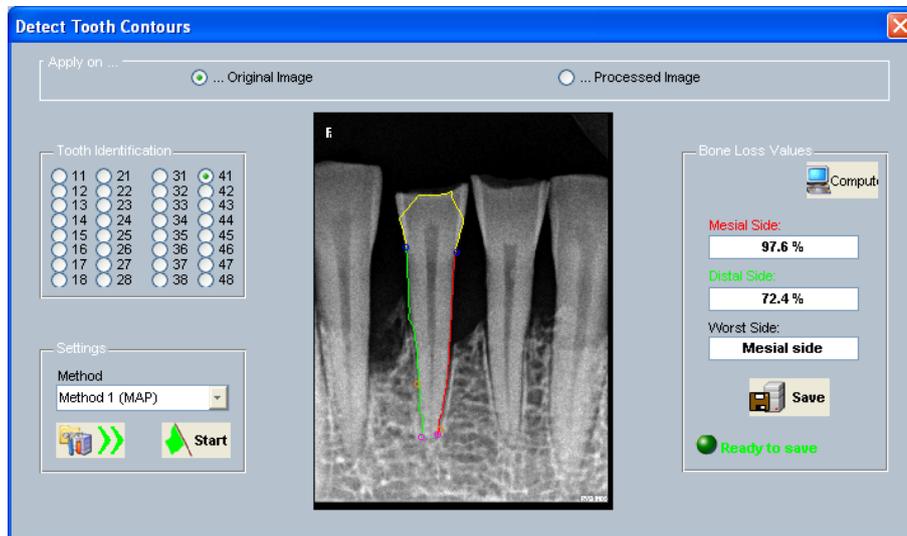


Figura 1.21: Janela da função “Extract Tooth Contour”, pelo método MAP.

A segunda função do campo “Tooth Processing”, permite calcular a percentagem de perda óssea alveolar (“Compute Bone Loss”) quer do lado mesial quer por distal do dente envolvido. Os valores da perda de massa óssea são apresentados automaticamente do lado direito da imagem. Eles são expressos em percentagem e em função do comprimento da raiz do dente (Fig. 1.22).

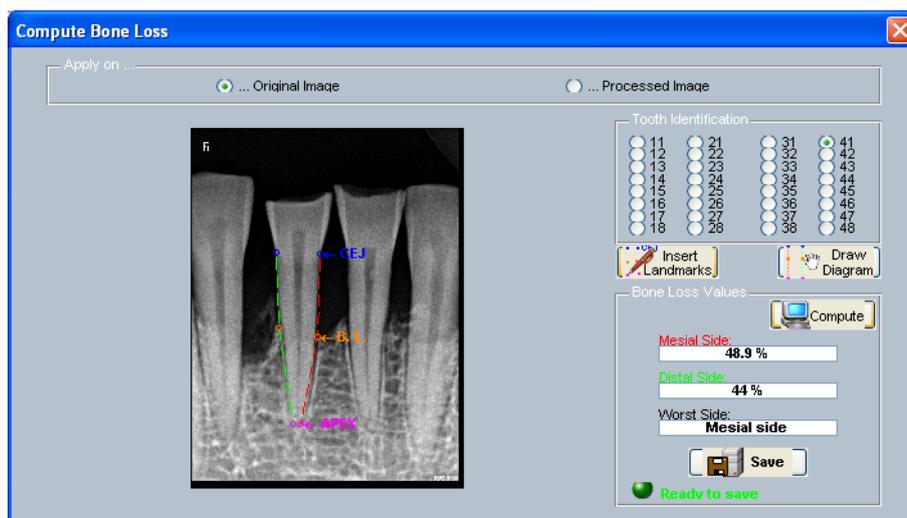


Figura 1.22: Janela da função “Compute Bone Loss”.

A terceira função do campo “Tooth Processing”, permite medir distâncias (Fig. 1.23) e ângulos (Fig. 1.24). Esta terceira função é designada por “Compute Distances”.

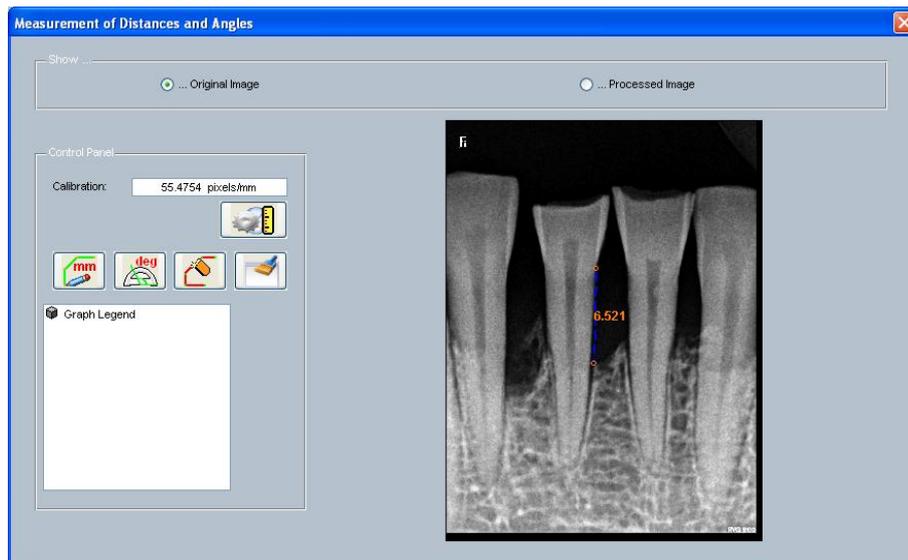


Figura 1.23: Janela da função “Measurement of Distance”.

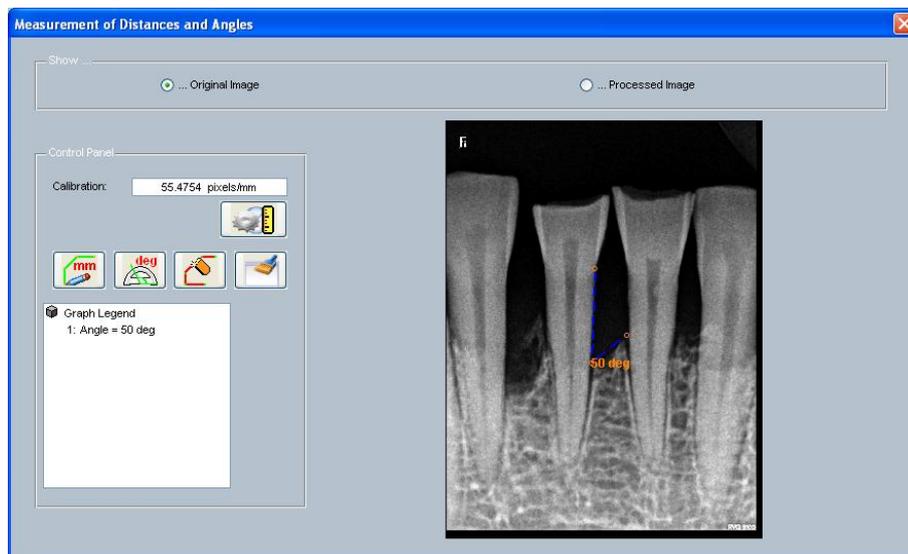


Figura 1.24: Janela da função “Measurement of Angles”.

Além do perfil de densidade da imagem (“View Image Profiles”) que é a quarta função, o programa informático possibilita-nos visualizar o histórico da perda óssea (“History of Bone Loss”), que representa a quinta e última função este campo (Fig. 1.25).

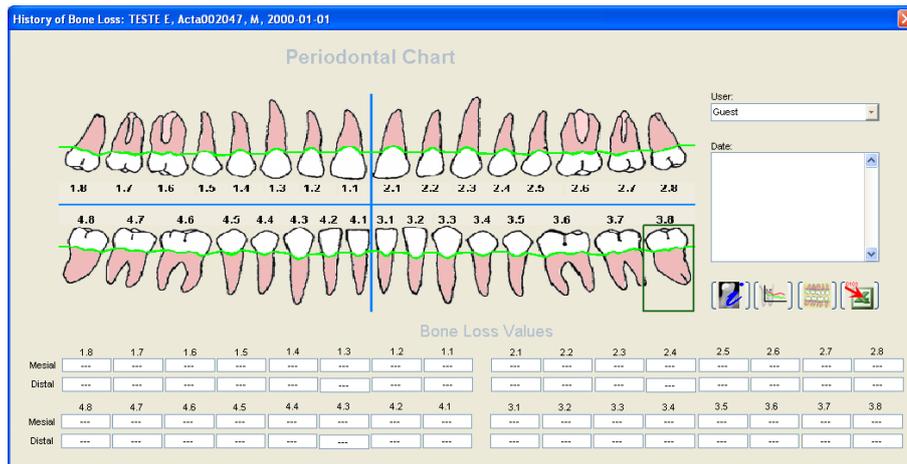


Figura 1.25: Janela da função “History of Bone Loss”.

Neste último quadro apresentado, existem quatro ícones que nos podem dar informação adicional acerca de um dente em particular, ver medições ao longo do tempo, e além disso existe a hipótese de exportar os dados directamente para uma folha Excel. Estas funções de processamento de imagem estão igualmente representadas por ícones na *toolbar*, para, de uma forma mais rápida e acessível, termos ligação a essas funções. Naturalmente, os dados calculados e extraídos pelo programa podem ser gravados para futura visualização.

3. RELEVÂNCIA DA RADIOGRAFIA NO DIAGNÓSTICO PERIODONTAL

O primeiro passo para a obtenção de um correcto diagnóstico periodontal e estabelecimento de um plano de tratamento adequado passa por um completo exame clínico e recolha de toda a informação necessária para determinar a presença ou ausência de doença, avaliando a severidade e progressão da mesma. Os métodos clínicos de diagnóstico convencionais são relativamente fáceis de usar e de baixo custo. Com o desenvolvimento de técnicas mais precisas para o diagnóstico clínico, entre as quais as sondas electrónicas e a radiologia digital, é possível estabelecer diagnósticos mais precisos.³⁷

O diagnóstico periodontal faz-se através quer da valorização da inflamação quer da valorização da destruição dos tecidos periodontais. No caso da inflamação, sinais gengivais tais como edema, alteração da cor, supuração, sangramento após sondagem são informações importantes a recolher. Sabemos que o processo inflamatório com origem na doença periodontal pode provocar uma perda de inserção das fibras de colagénio inseridas no cimento, e uma migração apical do epitélio de junção. Concomitantemente progride uma reabsorção da porção coronal do osso alveolar. Estas alterações podem ser valoradas em termos de destruição dos tecidos periodontais mediante três métodos³⁷:

- Valorização no nível clínico de inserção mediante sondas periodontais;
- Sinais visuais de destruição tecidular;
- Valorização radiológica da perda óssea.

Na prática clínica actual utilizam-se sondas periodontais calibradas para medir a profundidade de sondagem, recessão e nível de inserção clínica. No entanto, a profundidade de sondagem não é uma medida fiável para garantir se existe ou não perda de inserção, dado que a posição da margem gengival varia em relação à JAC (Junção amelo-cementária). Em zonas sãs, a margem gengival encontra-se entre 1 e 3 mm coronalmente à JAC.

Alguns sinais visuais também nos podem alertar para uma possível destruição dos tecidos periodontais. Entre eles, podemos destacar as alterações da morfologia gengival, recessão gengival, alterações na zona da furca, migração e mobilidade dentária.

Os exames radiológicos são métodos complementares de diagnóstico utilizados para confirmar os achados do exame clínico, determinar a quantidade de perda óssea alveolar, anatomia da raiz, a proximidade com os dentes adjacentes, o envolvimento da furca, patologias associadas periapicais, cáries e a posição de várias estruturas anatómicas de interesse.³⁷ As radiografias são úteis na avaliação dos efeitos do tratamento e no prognóstico da evolução da doença. São consideradas um complemento valioso do exame clínico, porque fornecem informação essencial sobre os tecidos duros cobertos pela gengiva que não pode ser diagnosticada apenas pela inspeção clínica.³⁸ A radiologia é uma técnica não invasiva e geralmente requer a cooperação mínima por parte do paciente. O uso da imagem radiográfica como um auxiliar no diagnóstico e tratamento da doença periodontal é amplamente aceite. O seu principal propósito é avaliar o nível do osso alveolar, incluindo o padrão e a extensão da reabsorção óssea. As medições lineares da JAC à crista alveolar e da JAC à base do defeito ósseo, assim como a medição do ângulo do defeito ósseo são usadas regularmente para caracterizar a lesão óssea periodontal. Para além da estimativa destes parâmetros, nas radiografias podemos visualizar o espaço do ligamento periodontal, a lâmina dura e a região periapical, assim como factores relacionados tais como cálculos e restaurações.³⁹

No entanto, a decisão de prescrever uma radiografia deve apenas ser feita se existe a necessidade de informação adicional, e quando essa informação não pode ser obtida através de métodos que acarretem um menor risco para o paciente.³⁹

Contudo, uma avaliação precoce e precisa de lesões ósseas, muitas vezes só é possível por meio de radiografias.⁴⁰

Em periodontologia, as radiografias mais usadas são a série periapical utilizando a técnica do paralelismo, evitando na medida do possível, a distorção entre o dente e o alvéolo.³⁷

No entanto, apenas com uma única imagem radiográfica torna-se impossível perceber a evolução da perda óssea. Para isso, o clínico deve ter pelo menos duas radiografias realizadas na mesma posição em datas diferentes. É portanto recomendável uma

padronização da geometria da projecção para produzir imagens radiográficas que possam ser comparáveis. Para obtermos imagens de alta qualidade torna-se aconselhável o uso de dispositivos de suporte e de posicionamento, assim como o uso da técnica do paralelismo.³⁸ A reprodutibilidade das projecções é conseguida através da estabilização mecânica do aparelho de raios X, do paciente e do sistema de captação, recorrendo ao uso de suportes equipados com blocos de mordida individualizados.³⁸

Ainda assim, a avaliação das alterações ósseas torna-se bastante complexa, sendo mais fácil de avaliar as mudanças a nível do espaço interproximal do que nas faces vestibular ou lingual dos dentes. Apesar do valor inegável da radiologia na prática clínica da periodontologia, existem outros factores que começam a ser contornados com o advento da radiologia digital.

4. A REGENERAÇÃO ÓSSEA PERIODONTAL (ROP)

A regeneração periodontal de defeitos infra-ósseos tem sido tentada com sucesso através de uma variedade de diferentes abordagens. Achados histológicos em humanos e animais confirmam o potencial do uso das membranas como barreira,^{41,42} do uso de aloenxertos de osso desmineralizado liofilizado,⁴³ da combinação de membranas e enxertos^{44,45} e dos derivados das proteínas da matriz de esmalte,^{46,47} para induzir a regeneração periodontal. Além disso, inúmeros ensaios clínicos controlados⁴⁸, relatórios de consensos⁴⁹, meta-análises⁵⁰ e revisões sistemáticas^{51,52,53} mostram que estes procedimentos proporcionam benefícios adicionais em termos de ganho de níveis de inserção clínica e diminuição da profundidade de sondagem, comparando com o desbridamento após cirurgia de acesso da lesão periodontal.

4.1. Definição e conceitos biológicos

Os dentes são suportados pelo periodonto. O periodonto é um órgão de tecido conjuntivo, protegido por epitélio, que une o dente ao osso e fornece uma adaptação contínua ao seu suporte durante a função. Os quatro tecidos do periodonto são o cimento, o ligamento periodontal, o osso alveolar e a gengiva.⁵⁴

A AAP, Academia Americana de Periodontologia definiu regeneração periodontal como a reprodução ou reconstituição dos tecidos de suporte dentário perdidos ou danificados, incluindo o osso alveolar, o ligamento periodontal e o cimento radicular sobre a superfície de uma raiz previamente danificada, para restaurar a arquitectura e a função do periodonto. Histologicamente, isto é definido como a união de tecido conjuntivo à superfície da raiz que foi desprovida do seu aparelho de adesão original.⁵⁵

Melcher⁵⁴ sugeriu que o tipo de células que irão repovoar a superfície radicular após uma cirurgia periodontal, determina a natureza da união que se irá formar. Após a elevação de um retalho, a superfície radicular instrumentada pode ser recolonizada por células epiteliais, células do tecido conjuntivo gengival, células ósseas, e ainda por células do ligamento periodontal. Sob condições normais de cicatrização, as células epiteliais rapidamente migram em direcção apical, alcançando a zona instrumentada mais apicalmente, formando um epitélio de junção longo⁴³ e impedindo a formação de uma nova adesão. O objectivo do procedimento regenerativo é repor a adesão epitelial numa posição mais coronal em relação à fase prévia ao tratamento, permitindo que as células do ligamento periodontal e do osso repovoem a superfície radicular e formem uma nova adesão periodontal.⁵⁶

Sem dúvida que os defeitos infra-ósseos representam um grande desafio para o clínico. Bolsas com lesões infra-ósseas apresentam um maior risco de progressão da doença em indivíduos que não tenham recebido tratamento periodontal sistemático. Além disso, as lesões infra-ósseas não podem ser facilmente acedidas ao desbridamento periodontal, muitas vezes necessitando apenas de cirurgia de retalho de acesso ou em associação desta com técnicas ressectivas ou procedimentos regenerativos.⁵⁷

Das várias modalidades de tratamento, os enxertos de biomateriais e a aplicação de agentes biológicos têm sido utilizados para reconstrução do aparelho de inserção perdido, variando o seu sucesso durante as últimas décadas.⁵⁷

4.2. Factores que influenciam a Regeneração Óssea Periodontal

O ano de 1982 marca o início da regeneração tecidual guiada. Após o primeiro caso publicado por Nyman *et al.*⁴¹, outros autores^{42,58-60} publicaram estudos de serie de casos independentes com resultados encorajadores. As suas observações mostravam que, aplicando os princípios da regeneração tecidual guiada em defeitos infra-ósseos, era possível melhorar os resultados clínicos em termos de níveis de aderência e redução da profundidade de sondagem. Estes estudos pioneiros abriram caminho para uma nova era no campo da Periodontologia. No entanto, a este entusiasmo inicial seguiu-se um período de frustração, uma vez que no dia-a-dia os clínicos não conseguiam obter resultados semelhantes aos reportados nos estudos publicados. A aplicação prática do conceito biológico parecia difícil, e era afectada por variáveis desconhecidas ou pouco controladas.⁶¹

O ponto de viragem deu-se no ano de 1993, quando os resultados clínicos de um grupo de 40 defeitos infra-ósseos tratados com membranas não reabsorvíveis de politetrafluoretileno expandido foram analisados com uma abordagem estatística multivariada, com o objectivo de isolar as variáveis relevantes que podiam influenciar os resultados clínicos finais da regeneração tecidual guiada.⁶²⁻⁶⁶ Os resultados destes estudos demonstraram que a variabilidade dos resultados clínicos era afectada por factores associados ao paciente, à morfologia do defeito, à técnica cirúrgica e ao período de cicatrização. A compreensão e sistematização destes factores permitiram aumentar o grau de previsibilidade da abordagem regenerativa. Dos estudos que se seguiram, demonstrou-se que a regeneração tecidual guiada é não só eficaz, mas também previsível.

No que respeita aos factores associados ao paciente, os estudos⁶²⁻⁶⁶ publicados em 1993 concluíram que os factores fisiológicos, ambientais, comportamentais e genéticos podem afectar o resultado final dos procedimentos da regeneração tecidual guiada. Num outro estudo de 1995, Tonetti *et al.*⁶⁷ concluíram que o consumo de tabaco estava associado a uma degradação dos resultados. Pelo contrário, a capacidade de manter elevados níveis de controlo de placa estava associado a melhores resultados finais. Como estes factores podem ser controlados através de intervenções comportamentais, os médicos dentistas

devem discutir com o paciente a oportunidade de melhorar a higiene e promover a cessação tabágica. Cortellini *et al.*⁶⁵ concluíram igualmente que outra variável fortemente associada ao resultado clínico final de uma regeneração tecidual guiada era o nível de infecção periodontal residual na restante dentição, avaliada clinicamente como a percentagem de pontos que apresentavam hemorragia após sondagem, ou microbiologicamente como a persistência de patógenos periodontais após a finalização da terapia periodontal inicial. A implicação clínica de tais observações seria o adiamento da intervenção cirúrgica até o controlo da infecção. Apesar da falta de evidências directas, os autores concluíram nos mesmos estudos que factores como a diabetes, a acessibilidade intra-oral e o stress poderiam interferir nos resultados.

No que diz respeito ao segundo parâmetro dos factores que influenciam o resultado final da terapia da regeneração tecidual guiada, Cortellini *et al.*⁶²⁻⁶⁴ e Tonetti *et al.*⁶⁵⁻⁶⁸ concluíram que a morfologia do defeito ósseo tem um papel preponderante na qualidade dos resultados da terapia regenerativa dos defeitos infra-ósseos. Foi demonstrado que são possíveis maiores ganhos de adesão clínica e de osso em defeitos profundos.^{65,68} Resultados consistentes demonstram que se conseguem maiores ganhos de inserção em defeitos verticais com profundidade superior a 3 mm do que em defeitos nos quais a componente infra-óssea é menor ou igual a 3 mm.⁶⁹ Uma outra importante característica morfológica é a largura da componente infra-óssea do defeito, medida como o ângulo que a parede óssea do defeito forma com o longo eixo da raiz do dente envolvido no próprio defeito⁷⁰. Esta última característica será apresentada e discutida com maior detalhe na secção 5 desta introdução. Entre os factores relacionados com a morfologia do defeito, existem evidências que sugerem que o potencial regenerador das lesões infra-ósseas está igualmente associado ao número de paredes ósseas do próprio defeito. Resultados mais favoráveis foram obtidos em casos de defeitos verticais com três paredes ósseas em comparação com defeitos de uma e duas paredes.^{64,71-73} No entanto, existem controvérsias no que concerne à relação entre o número de paredes do defeito e os resultados da cicatrização.⁷⁴ Foi sugerido que mais do que o número de paredes do defeito, a profundidade e o ângulo são factores determinantes na qualidade da reparação.^{65,68,70} Num outro estudo de Anderegg *et al.*⁷⁵, a espessura gengival inferior a

1 mm foi associada a um aumento da prevalência e severidade de deiscência do retalho sobre a membrana. Cortellini e Tonetti⁶¹ concluíram que os defeitos profundos e estreitos são aqueles que mais beneficiam de um tratamento de regeneração tecidual guiada.

O terceiro aspecto referido como factor de influência nos resultados de uma regeneração tecidual guiada diz respeito à técnica usada no processo regenerativo e ao período de cicatrização. Os ensaios clínicos controlados e randomizados publicados em 1995 por Cortellini *et al.*^{76,77} indicam que a escolha entre diferentes estratégias de regeneração tecidual guiada pode afectar de forma significativa os resultados finais em termos de inserção clínica. Diferentes tipos de membranas, diferentes abordagens cirúrgicas de acesso para preservação dos tecidos e protecção da área a regenerar, estão associados a diferentes resultados. Em particular, a exposição da membrana ao meio da cavidade oral está associada à sua contaminação por bactérias e a quantidades reduzidas de ganho de inserção clínica.⁷⁸ Desta forma, é de primordial importância manter a membrana não exposta para obtermos os melhores resultados. A escolha do tipo de membrana e da abordagem cirúrgica são assim decisões clínicas de suma importância. Finalmente, a habilidade do operador pode igualmente influenciar o desfecho clínico.⁷⁹ A habilidade do operador reflecte-se na manipulação quer da membrana quer dos tecidos, na atenção para o suprimento sanguíneo do retalho, na técnica de sutura e outros factores que poderão influenciar esta técnica delicada que é a regeneração tecidual guiada.

5. IMPORTÂNCIA DO VALOR DO ÂNGULO RADIOGRÁFICO NA REGENERAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS ANGULARES PERIODONTAIS

Tal como foi referido no ponto 4.2, nesta secção irá ser apresentado com maior detalhe este importante parâmetro que é o valor do ângulo do defeito ósseo radiograficamente expresso. Este factor de previsibilidade da regeneração associado à morfologia do defeito angular é aqui focado em secção própria dado o âmbito do tema desta tese de mestrado.

No diagnóstico periodontal, as radiografias intra-orais periapicais são usadas para a visualização da crista óssea alveolar interproximal. Dos capítulos anteriores, ficou evidente a ideia de que para além da profundidade^{65,80-82} e do número de paredes,^{64,71-73} a

largura do defeito infra-ósseo influencia o sucesso da terapia regenerativa.^{65,80-82} A largura do defeito infra-ósseo pode ser medida radiograficamente como a distância mais curta entre o ponto mais coronal da crista óssea e a superfície radicular do dente envolvido, ou como o ângulo formado entre a superfície radicular e a linha que une os pontos mais coronal e mais apical do defeito infra-ósseo. Radiograficamente, para uma medição correcta e rigorosa do ângulo do defeito vertical é necessário a marcação de três pontos. Estes três pontos anatómicos de referência do defeito infra-ósseo são identificados nas radiografias com base nos critérios estabelecidos por Bjorn *et al.*⁸³ e Schei *et al.*⁸⁴ (Fig. 1.26). O ponto **A1** representa a junção amelo-cementária (JAC) do dente envolvido no defeito infra-ósseo. Se restaurações estiverem presentes, a margem apical da restauração é usada em vez da junção amelo-cementária, como ponto de referência fixo. O ponto **B1** representa o ponto mais coronal da crista óssea alveolar do defeito infra-ósseo quando este toca na superfície radicular do dente adjacente (topo da crista). O último ponto a ser identificado é o **D1** que representa a extensão mais apical do defeito infra-ósseo, ou seja, o ponto mais coronal onde o espaço do ligamento periodontal ainda mantém uma largura contínua (fundo do defeito). Se nenhum espaço do ligamento periodontal poder ser identificado, o ponto onde a projecção da crista alveolar cruza a superfície da raiz é tomado como referência. Se forem identificados vários contornos ósseos, o que é tomado como referência é o mais apical.

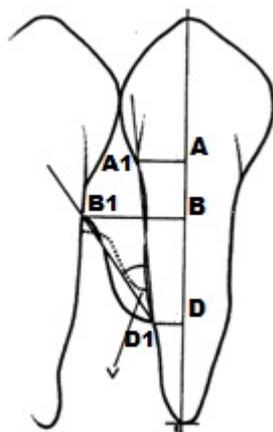


Figura 1.26: Representação gráfica da marcação dos pontos e do ângulo de um defeito ósseo angular (Adaptado de Tsitoura *et al.*⁸²).

O ângulo do defeito radiográfico é assim definido por duas linhas que representam a superfície radicular do dente envolvido no defeito infra-ósseo e a superfície óssea do defeito, como foi descrito em 1989 por Steffensen e Weber⁷⁰ e por Tonetti *et al.*⁶⁶ em 1993. Estas linhas são expressas linearmente por **A1D1** e **B1D1**, respectivamente.

A correlação entre as alterações radiográficas a nível do osso alveolar ocorridas em defeitos infra-ósseos após cirurgia periodontal e o correspondente ângulo radiográfico pré-tratamento foram já descritas em 1989 por Steffensen e Weber,⁷⁰ onde um maior potencial de preenchimento ósseo do defeito foi encontrado em defeitos com ângulos estreitos ($0^\circ - 45^\circ$) em comparação com ângulos largos ($45^\circ - 90^\circ$). Tonetti *et al.*⁶⁵ demonstraram que, para a terapia de regeneração tecidual guiada, quanto maior for o ângulo radiográfico do defeito, menor será o nível de regeneração do defeito infra-ósseo. Cortellini e Tonetti⁸⁵ estudaram 242 defeitos infra-ósseos corrigidos com regeneração tecidual guiada e encontraram diferenças significativas no resultado dos níveis de inserção clínica quando comparados ângulos estreitos ($<25^\circ$) com ângulos largos ($>37^\circ$). Os autores concluíram que o ângulo radiográfico do defeito poderia representar um parâmetro pré-cirúrgico útil para determinar o potencial ganho do nível de inserção clínica em defeitos infra-ósseos tratados pela técnica de regeneração tecidual guiada.

Num outro estudo da universidade de Heidelberg publicado em 2004, Eickholz *et al.*⁸¹, referem que após 24 meses da cirurgia de regeneração tecidual guiada, quer com membranas reabsorvíveis ou não reabsorvíveis, existia uma tendência para resultados mais favorável nos defeitos que apresentavam um ângulo radiográfico pré-tratamento inferior a 37° , em comparação com os defeitos em que o mesmo ângulo era maior ou igual a 37° . Eickholz *et al.*⁸¹ concluíram no mesmo estudo que defeitos infra-ósseos inicialmente estreitos ($<37^\circ$) e profundos ($\geq 4\text{mm}$) exibiam resultados mais favoráveis estatisticamente significativos em termos de preenchimento ósseo do defeito do que defeitos pouco profundos e largos.

No que respeita à cirurgia periodontal regenerativa com recurso aos derivados da matriz do esmalte, o estudo Tsitoura *et al.*⁸² publicado em 2004, mostra igualmente que existe associação estatisticamente significativa entre o ângulo radiográfico de defeito infra-ósseo inicial e o ganho de inserção clínica ao final de um ano. O resultado deste estudo revelou

uma probabilidade 2,46 vezes superior de obter um aumento de inserção clínica superior a 3mm em ângulos radiográficos $\leq 22^\circ$ do que em ângulos radiográficos $\geq 36^\circ$ (intervalo de confiança 95%: 1,017 – 5,970). Este estudo sugere que o ângulo radiográfico inicial do defeito pode ser usado como um indicador de prognóstico do resultado do tratamento de lesões verticais com recurso aos derivados da matriz do esmalte.

Pelos estudos aqui apresentados, somos forçados a concluir que o valor do ângulo do defeito ósseo vertical radiograficamente expresso antes do tratamento, tem de facto uma importância relevante como factor de prognóstico na terapia periodontal regenerativa.

II. OBJETIVOS

Os objectivos deste trabalho consistiram na:

- Avaliação e comparação dos valores de medição dos ângulos radiológicos de defeitos ósseos periodontais, medidos através do método convencional e do método digital.
- Avaliação e comparação do tempo dispendido na medição dos ângulos radiológicos de defeitos ósseos periodontais, medidos através do método convencional e do método digital.

A partir destes dois objectivos, foram formuladas as seguintes hipóteses experimentais:

- A H_0 – Os valores da medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital não difere significativamente dos valores da medição pelo método convencional.
- H_1 – Os valores da medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital difere significativamente dos valores da medição pelo método convencional.
- B H_0 – O tempo dispendido na medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital não difere significativamente do tempo dispendido na medição pelo método convencional.
- H_1 – O tempo dispendido na medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital difere significativamente do tempo dispendido na medição pelo método convencional.

III. MATERIAL E MÉTODOS

1. TIPO E EXPLICAÇÃO DO ESTUDO

Em termos de investigação médica, este trabalho é classificado como uma investigação quantitativa experimental. É considerado um ensaio clínico controlado.

O trabalho realizado e aqui apresentado nesta dissertação de candidatura ao grau de mestre apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, surge na sequência de contactos tidos no ano de 2008 com os investigadores do Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro – IEETA, instituto pertencente à Universidade de Aveiro.

Na sua primeira versão de 2008, o programa informático DIA desenvolvido pelo Engenheiro Luís Miguel Coelho Inácio, em termos de funcionalidades aplicadas ao campo da periodontologia, apenas continha a função de estimativa da perda de massa óssea alveolar. Como foi já referido, esta funcionalidade foi já validada cientificamente pelo ACTA (Academic Centre for Dentistry Amstardam), num artigo científico publicado em 2009 no *Journal of Periodontal Research*.⁸⁶ Contudo, a aplicação informática continuou a ser desenvolvida, e já no ano de 2009 foi introduzido esta nova funcionalidade de medição do ângulo do defeito vertical, parâmetro imprescindível à terapia periodontal regenerativa. Na sequência destes desenvolvimentos e da estreita relação que se gerou com os engenheiros da Universidade de Aveiro, foi possível que a validação deste parâmetro fosse executado na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (Anexo 1). A medição do valor do ângulo radiográfico foi efectuada, para ambos os métodos, por quatro observadores independentes.

2. DATA E LOCAL

O presente estudo decorreu entre Fevereiro de 2009 e Janeiro de 2011 no âmbito do mestrado em Periodontologia, tendo sido realizado na Clínica da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), a qual possui todas as condições indispensáveis para o atendimento de pacientes do foro da medicina dentária e as características necessárias para a realização deste estudo.

3. AMOSTRA

Do universo de pacientes sob tratamento periodontal que frequentam a clínica da FMDUP, foram seleccionados 70 indivíduos que apresentavam pelo menos um defeito ósseo vertical, localizado em dentes mono e multirradiculares, visível numa ortopantomografia e que se voluntariaram para o estudo.

A todos os pacientes a quem foi proposto participar neste estudo de validação, procedemos à leitura da nota de Explicação do Estudo (Anexo 2), e no caso de aceitação, solicitámos o preenchimento e assinatura da respectiva Declaração de Consentimento Informado (Anexo 3).

O sigilo da identidade foi mantido durante o armazenamento e a análise de dados, através da utilização de números de identificação assimilados ao processo clínico e às imagens radiográficas.

A todos os pacientes que voluntariamente participaram neste estudo foi dada a oportunidade de serem avaliados e tratados periodontalmente na consulta do mestrado em Periodontologia da FMDUP.

Desenhado o modelo de estudo, o projecto foi submetido e aprovado pela Comissão de ética da FMDUP (Anexo 4).

Os critérios de inclusão deste estudo foram os seguintes:

- Presença do paciente na consulta de periodontologia do curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária ou na consulta do mestrado em Periodontologia da FMDUP;
- Presença de pelo menos um defeito ósseo angular visível na ortopantomografia;
- Preenchimento e assinatura do consentimento informado;
- Visualização dos pontos anatómicos essenciais nas imagens das radiografias periapicais: a junção amelo-cementária (JAC) do dente envolvido no defeito infra-ósseo; a posição mais coronal da crista óssea alveolar do defeito infra-ósseos quando toca a superfície da raiz do dente adjacente (o topo da crista); a extensão mais apical do defeito infra-ósseo, onde o espaço do ligamento

periodontal ainda manteve a sua largura normal. Se restaurações estivessem presentes, a margem apical da restauração era usada para substituir a JAC como ponto de referência fixo.

Os critérios de exclusão deste estudo foram os seguintes:

- Indivíduos com idade inferior a 18 anos
- Pacientes grávidas

Neste grupo de pacientes, efectuámos 94 radiografias periapicais com um captador digital. Das 94 radiografias realizadas, apenas 75 cumpriam todos os critérios de inclusão. As 19 radiografias rejeitadas foram-no devido à falta de nitidez na identificação dos pontos anatómicos essenciais.

Das 75 radiografias que cumpriam todos os critérios de inclusão, seleccionámos aleatoriamente 60 imagens, que constituíram a mostra final do estudo.

4. RECOLHA DE DADOS

A primeira fase deste estudo desenvolveu-se ainda durante o ano de 2009, na qual foi delineada a metodologia de trabalho a adoptar. Para tal, foram mantidas conversações quer com os engenheiros responsáveis pela criação e desenvolvimento do programa informático, quer com o Dr. Wijnand Teeuw, médico dentista do Departamento de Periodontologia do ACTA e primeiro autor do artigo de validação do parâmetro de medição da perda de massa óssea alveolar publicado em 2009.⁸⁶ Foi decidido que a metodologia a adoptar para a validação do parâmetro de medição do ângulo radiográfico do defeito vertical seria sobreponível à adoptada no caso da validação do parâmetro da medição da perda de massa óssea alveolar.

Realizámos 94 radiografias digitais periapicais com um sensor digital Kodak RVG5100® (Rochester, NY, USA) tamanho 1, exposto a uma fonte de raios X Trophy CCX 70 kV®

(Trophy Radiologie, Marne La Vallee, France), posicionado intra-oralmente com a ajuda de um suporte de sensores digitais Dentsply XCP-DS® (Elgin, IL, USA), a 70 pacientes que frequentaram a consulta de periodontologia na FMDUP. Para a captação das imagens usámos a técnica do paralelismo.

As mesmas 60 imagens radiográficas de defeitos ósseos angulares que constituíram a amostra do estudo, numeradas de 1 a 60, foram analisadas de forma independente por quatro observadores com experiência na especialidade de periodontologia. Dois dos observadores tinham ligação à FMDUP, enquanto os outros dois eram docentes do mestrado integrado de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Cada observador efectuou a medição dos 60 defeitos angulares quer pelo método convencional quer pelo método digital. Para cada observação, foi registado pelo investigador o valor do ângulo obtido assim como o tempo gasto nessa medição.

Previamente às avaliações, os quatro observadores foram submetidos a exercícios de treino e calibração. Para tal, foram usadas as 15 imagens que cumpriam os critérios de inclusão mas que não faziam parte da amostra de estudo. Foram fornecidos por escrito aos quatro observadores os critérios de marcação dos três pontos de referência para o cálculo do valor radiográfico do defeito (Anexo 5). Os observadores foram treinados e calibrados na medição do ângulo radiográfico do defeito tendo por referência as medições de um outro examinador externo, muito experiente, que representou o *gold standard*.

A concordância inter-examinador foi avaliada como o erro padrão das medições executados entre o examinador que representou o *gold standard* e cada um dos observadores (Tabela 3.1). Os observadores consideraram-se calibrados quando 90% de todas as medições realizadas se encontrassem dentro de um intervalo de $\pm 3^\circ$ em relação aos valores obtidos pelo *gold standard*.

	Observador A	Observador B	Observador C	Observador D
Erro Padrão	0,45°	0,36°	0,54°	0,38°

Tabela 3.1: Erro padrão das medições de cada observador com o examinador.

A medição do valor do ângulo do defeito periodontal foi executada pelos quatro observadores de uma forma independente e por ordem aleatória das 60 imagens radiográficas.

Todos os observadores começaram pelas medições pelo método convencional. Para evitar o reconhecimento das imagens radiográficas aquando das medições pelo método digital, existiu um período de pelo menos uma semana entre a análise pelo método convencional e a análise pelo método digital.

Medição pelo método convencional

Para a análise pelo método dito convencional, as imagens radiográficas digitais foram impressas em papel Xerox® Colotech Silkcoated, 210 grs (Norwalk, CT, USA) numa impressora a laser de alta definição Xerox® Phaser 7760 (Norwalk, CT, USA). Para a determinação do valor angular foi usado, por todos os observadores, o mesmo esquadro geométrico Rotring® S0237630 (Rotring, Hamburg, Germany). Este esquadro geométrico é de plástico transparente e sólido, bordos biselados em toda a volta, e com gradações de 1°. Para cada imagem, os observadores marcaram os três pontos anatómicos de referência para a medição do ângulo radiográfico do defeito infra-ósseo, segundo os critérios estabelecidos, e já descritos (Fig. 1.26), por Bjorn *et al.*⁸³ e Schei *et al.*⁸⁴. O ponto **A1** representa a junção amelo-cementária (JAC) do dente envolvido no defeito infra-ósseo. Se restaurações estiverem presentes, a margem apical da restauração é usada em vez da junção amelo-cementária, como ponto de referência fixo. O ponto **B1** representa o ponto mais coronal da crista óssea alveolar do defeito infra-ósseo quando este toca na superfície radicular do dente adjacente (topo da crista). O último ponto a ser identificado é o **D1** que

representa a extensão mais apical do defeito infra-ósseo, ou seja, o ponto mais coronal onde o espaço do ligamento periodontal ainda mantém uma largura contínua (fundo do defeito). Se nenhum espaço do ligamento periodontal poder ser identificado, o ponto onde a projecção da crista alveolar cruza a superfície da raiz é tomado como referência. Se forem identificados vários contornos ósseos, o que é tomado como referência é o mais apical. As linhas representadas por **A1D1** e **B1D1**, que representam respectivamente a superfície radicular do dente envolvido no defeito infra-ósseo e a superfície óssea do defeito, definem o ângulo radiográfico do defeito ósseo vertical. Após a identificação dos três pontos e a marcação das duas linhas, cada observador mediu o ângulo radiográfico colocando o ponto 0 do esquadro no ponto correspondente ao fundo do defeito (ponto **D1**), a base do esquadro sobre a linha **A1D1** que representa a superfície radicular do dente que apresenta o defeito ósseo, e na linha **B1D1**, que representa a superfície do defeito angular, foi medido o ângulo radiográfico correspondente. Todas as medições foram registadas em formulários pré-impresos para o efeito.

Simultaneamente, a duração de cada medição, para cada observador, foi igualmente registada. Após cada período de 30 minutos de trabalho, os observadores foram forçados a uma pausa de pelo menos 15 minutos de descanso. Os resultados das medições e dos tempos escritos nos formulários foram inseridos numa folha de cálculo de Excel® (Fig. 3.1), e antes do tratamento estatístico, todos os dados foram verificados para confirmação da ausência de erros.

Observador A				
Ângulo Radiográfico				
Radiografia nº	Dente	Face	Método Convencional (graus)	Tempo (segundos)
1	12	M	32	106

Figura 3.1: Exemplo da folha de cálculo para inserção de dados pelo método convencional.

Medição pelo método digital

As mesmas 60 imagens radiográficas usadas para as medições pelo método convencional foram importadas para o programa informático DIA instalado num computador portátil Sony VAIO VGN-FZ21M® (Sony Corp, Tokyo, Japan) e visualizadas num monitor de 1280 X 800 *pixels* de resolução. Na medição do ângulo radiográfico das imagens digitais, participaram os mesmos quatro médicos dentistas com experiência na área da periodontologia que tinham feito as medições pelo método convencional. As imagens foram visualizadas, por cada um, igualmente de forma aleatória. Para determinar o valor do ângulo radiográfico, cada profissional assinalou em cada uma das imagens os três pontos de referência. Estes três pontos de referência seguiram naturalmente os mesmos critérios usados aquando das medições pelo método convencional, nomeadamente o ponto correspondente à junção amelo-cementária (JAC) do dente envolvido no defeito, o ponto correspondente ao fundo do defeito e o ponto referente à posição mais coronal da crista óssea alveolar quando esta toca na superfície radicular do dente adjacente (topo da crista). Depois de seleccionados os três pontos de referência, o programa informático automaticamente estima o valor do ângulo (Fig. 3.2). Tal como para o método convencional, o tempo gasto em cada medição foi igualmente anotado, assim como o valor do ângulo, num formulário pré-impreso para o efeito. Pelo método digital, os observadores foram da mesma forma forçados a um período de pausa de pelo menos 15 minutos entre sessões de trabalho de 30 minutos.

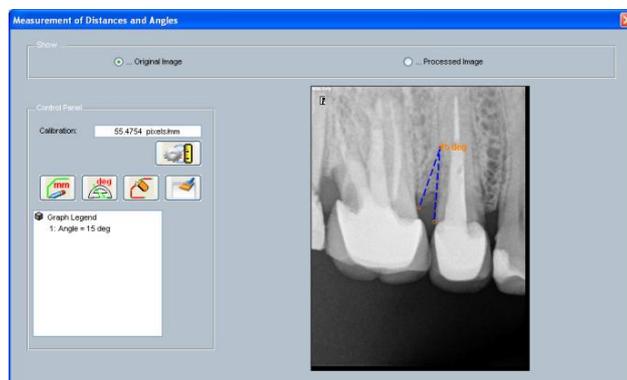


Figura 3.2: Imagem do quadro referente à medição angular retirada do programa informático DIA. Medição do valor do ângulo do defeito ósseo angular na face distal do dente 25. Localização dos pontos de referência: margem apical da restauração, fundo do defeito ósseo e topo da crista. A imagem ilustra um defeito angular de 15°.

Os resultados das medições e dos tempos escritos nos formulários para o método digital foram igualmente inseridos numa folha de cálculo de Excel® (Fig. 3.3), e antes do tratamento estatístico, todos os dados foram verificados para confirmação da ausência de erros.

Observador A				
Ângulo Radiográfico				
Radiografia nº	Dente	Face	Método Digital (graus)	Tempo (segundos)
1	12	M	30	34

Figura 3.3: Exemplo da folha de cálculo para inserção de dados pelo método digital.

5. PROCEDIMENTO DE ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS DOS OBSERVADORES

Os dados foram recolhidos e armazenados numa base de dados criada para o efeito a partir do Programa Excel®.

Para sistematizar e realçar a informação fornecida pelos dados, foram utilizadas técnicas da estatística descritiva e da estatística inferencial. Os dados foram tratados informaticamente recorrendo ao programa de tratamento estatístico SPSS® (Statistical Package for the Social Science), na versão 18.0 de 2010. As técnicas estatística aplicadas foram:

- Frequências: absolutas e percentuais;
- Medidas de Tendência Central: média aritmética e mediana;
- Medidas de dispersão ou variabilidade: valor mínimo, valor máximo e desvio padrão;
- Coeficientes: correlação de Spearman, Sensibilidade e Especificidade;

- Intervalos de confiança: para um coeficiente de correlação, a 95% de confiança;
- Testes de Hipóteses: teste Wilcoxon, teste de Friedman, teste da significância de um coeficiente de correlação de Spearman e coeficiente de correlação intraclasse (CCI), e teste Kolmogorov-Smirnov, como teste de normalidade.

Atendendo a que os dados observados para o valor do ângulo e para o tempo necessário para a sua determinação não verificaram, em algumas situações, uma das principais condições exigidas para a aplicação de testes paramétricos, ou seja, não apresentaram distribuição normal, como revelam os resultados da aplicação do teste Kolmogorov-Smirnov, levou-nos a optar pela aplicação de testes não paramétricos.

Nos testes fixámos o valor de 0.050, para o valor máximo admissível da probabilidade de ocorrência do erro tipo I, ou seja, para o nível máximo de significância.

IV. RESULTADOS

1. DESCRIÇÃO DA AMOSTRA

A amostra final do estudo era constituída por 60 imagens radiográficas, das quais 14 eram de incisivos (23,3%), 1 de canino (1,7%), 18 de pré-molares (30,0%) e 27 das imagens eram de molares (45,0%) (Tabela 4.1).

Dentes	n	%
Incisivos	14	23,3
Caninos	1	1,7
Pré-molares	18	30,0
Molares	27	45,0

Tabela 4.1: Distribuição das imagens que constituíram a amostra, segundo o tipo de dente (n=60).

Quanto à posição do dente que apresentava o defeito vertical, 25 (41,7%) localizavam-se na arcada superior, enquanto os restantes 35 (58,3%) se localizavam na arcada inferior (Tabela 4.2).

Posição	n	%
Superiores	25	41,7
Inferiores	35	58,3

Tabela 4.2: Distribuição dos dentes radiografados segundo a arcada (n=60).

Relativamente à localização do defeito vertical relativamente à face do dente, verificámos que, na amostra, 53 (88,3%) se localizavam na face mesial e apenas 7 (11,7%) na face distal dos dentes radiografados (Tabela 4.3).

Faces	n	%
Mesial	53	88,3
Distal	7	11,7

Tabela 4.3: Distribuição da localização do defeito vertical relativamente à face dentária (n=60).

2. TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Este estudo foi desenvolvido e baseado nos dados obtidos através dos registos efectuados por quatro observadores, relativos à mensuração do valor do ângulo de 60 defeitos ósseos verticais e do tempo dispendido em cada uma dessas medições, através de dois métodos distintos (Anexos 6 - 9).

Aos dados recolhidos pelos observadores, quer do valor do ângulo quer do tempo, aplicámos o teste de Kolmogorov-Smirnov (Tabela 4.4). Verificou-se que em sete situações os dados não apresentavam uma distribuição normal. Como tal, esta informação levou-nos a optar pela aplicação de testes estatísticos não paramétricos.

Observador	Variável	Método analógico		Método digital	
		z	p	z	p
A	Ângulo	0.098	0.200	0.082	0.200
	Tempo	0.162	<0.001	0.178	<0.001
B	Ângulo	0.087	0.200	0.132	0.011
	Tempo	0.071	0.200	0.095	0.200
C	Ângulo	0.105	0.098	0.114	0.052
	Tempo	0.096	0.200	0.177	<0.001
D	Ângulo	0.112	0.047	0.123	0.024
	Tempo	0.105	0.040	0.077	0.200
Global	Ângulo	0.085	0.200	0.104	0.175
	Tempo	0.086	0.200	0.113	0.053

Tabela 4.4: Resultados do teste de normalidade para as variáveis ângulo e tempo. A negrito estão indicadas as situações em que os dados não seguem uma distribuição normal.

Com o objectivo de avaliar o rigor das medições efectuadas pelos quatro observadores, quer para o método convencional quer para o método digital, analisámos estatisticamente os seus resultados (Tabela 4.5).

Observador	Medidas estatísticas	Método analógico	Método digital
A	Média	47.23	47.83
	Mediana	49.50	49.50
	Desvio padrão	12.56	13.01
	Valor Mínimo	21.00	17.00
	Valor Máximo	79.00	81.00
B	Média	47.58	47.65
	Mediana	49.00	48.00
	Desvio padrão	12.63	12.61
	Valor Mínimo	21.00	19.00
	Valor Máximo	82.00	83.00
C	Média	47.37	47.63
	Mediana	49.50	47.00
	Desvio padrão	13.09	13.25
	Valor Mínimo	18.00	14.00
	Valor Máximo	82.00	85.00
D	Média	47.08	47.22
	Mediana	49.00	49.50
	Desvio padrão	12.57	13.01
	Valor Mínimo	19.00	15.00
	Valor Máximo	78.00	83.00
Comparação entre observadores	χ^2	4.403	3.420
	p	0.221	0.331

Tabela 4.5: Medidas descritivas referentes aos valores do ângulo e os resultados da comparação entre observadores para um mesmo método, pelo teste de Friedman.

Na tabela 4.5 apresentamos as medidas descritivas calculadas com base nos valores do ângulo determinados pelos quatro observadores. Para tal, usámos o teste de Friedman. Como podemos constatar, os valores médios e medianos, assim como os valores do desvio padrão são idênticos, entre os observadores para cada um dos métodos. Tal significa que os valores que deram origem a estes resultados eram semelhantes em termos de tendência central e dispersão. A comparação estatística dos resultados observados revelou que nenhuma das diferenças é estatisticamente significativa ($p > 0,050$). O facto dos quatro observadores terem obtido resultados semelhantes possibilitou-nos validar o rigor das medições, quer pelo método analógico quer pelo método digital independentemente um do outro, permitindo-nos afirmar que efectuaram medições cuidadas e rigorosas. Os resultados entre os observadores dentro do mesmo método foram resultados consistentes.

Para fazermos a comparação entre os dois métodos, para cada observador e para o global, aplicámos o teste de Wilcoxon (Tabela 4.6). A comparação estatística dos resultados observados, revelou igualmente que nenhuma das diferenças foi estatisticamente significativa ($p > 0,050$). Ou seja, a determinação do valor do ângulo utilizando o método digital conduz a resultados semelhantes aos obtidos através do método analógico ou convencional.

Observador	Medidas estatísticas	Método analógico	Método digital	Comparação entre métodos	
				z	p
A	Média	47.23	47.83		
	Mediana	49.50	49.50		
	Desvio padrão	12.56	13.01	-1.778	0.075
	Valor Mínimo	21.00	17.00		
	Valor Máximo	79.00	81.00		
B	Média	47.58	47.65		
	Mediana	49.00	48.00		
	Desvio padrão	12.63	12.61	-0.408	0.683
	Valor Mínimo	21.00	19.00		
	Valor Máximo	82.00	83.00		
C	Média	47.37	47.63		
	Mediana	49.50	47.00		
	Desvio padrão	13.09	13.25	-0.977	0.329
	Valor Mínimo	18.00	14.00		
	Valor Máximo	82.00	85.00		
D	Média	47.08	47.22		
	Mediana	49.00	49.50		
	Desvio padrão	12.57	13.01	-0.195	0.845
	Valor Mínimo	19.00	15.00		
	Valor Máximo	78.00	83.00		
Global	Média	47.32	47.58		
	Mediana	49.63	48.13		
	Desvio padrão	12.66	12.90	-1.271	0.204
	Valor Mínimo	19.75	16.25		
	Valor Máximo	80.25	83.00		

Tabela 4.6: Medidas descritivas referentes aos valores do ângulo e os resultados da comparação entre métodos para um mesmo observador e no global pelo teste de Wilcoxon.

Com o objectivo de avaliar a tendência das medições do ângulo obtidas pelo método analógico e pelo método digital procedemos ao estudo da correlação entre os valores

registados pelos dois métodos por cada observador e no global (Tabela 4.7). Para o efeito, analisámos os dados obtidos através do coeficiente de correlação de Spearman.

As correlações variaram entre 0.980, para os observadores C e D, e 0.983, para o observador B, sendo 0.990 no global. Todas as correlações são estatisticamente significativas ($p < 0,001$) e os respectivos intervalos de confiança, para o nível de 95%, admitem a existência de resultados populacionais próximos de 1. Entre os valores obtidos pelo método analógico e pelo método digital existe uma tendência positiva e altamente significativa.

Observador	n	r_s	p	IC (95%)
A	60	0.981	<0.001	0.968 – 0.989
B	60	0.983	<0.001	0.972 – 0.990
C	60	0.980	<0.001	0.967 – 0.988
D	60	0.980	<0.001	0.967 – 0.988
Global	60	0.990	<0.001	0.983 – 0.994

Tabela 4.7: Correlação entre as medições do ângulo efectuadas pelo método analógico e pelo método digital, para cada observador e para o global, usando o coeficiente de correlação de Spearman.

Apesar dos testes já aplicados nos indicarem que os resultados obtidos pelo método digital foram perfeitamente comparáveis aos obtidos pelo método analógico, recorreremos ainda a outra ferramenta estatística para nos garantir a validade do sistema digital.

Para testarmos o grau de consistência das medições, entre todos os observadores, pelo método analógico, calculámos o coeficiente de correlação intraclasse para todas as combinações possíveis entre os observadores (Tabela 4.8), com um intervalo de confiança de 95%.

Método Analógico			
Observador	B	C	D
A	0,991 (95% IC: 0.986 - 0.995)	0,989 (95% IC: 0.981 - 0.993)	0,988 (95% IC: 0.980 - 0.990)
B		0,989 (95% IC: 0.981 - 0.993)	0,988 (95% IC: 0.980 - 0.993)
C			0,989 (95% IC: 0.981 - 0.993)

Tabela 4.8: Coeficiente de correlação intraclasse interexaminador, para o método analógico.

Constatamos que todos os valores do coeficiente de correlação intraclasse para todas as combinações possíveis entre observadores, para o método analógico, são acima de 0,75, ou seja, apresentam uma excelente consistência.

O mesmo foi feito para o método digital (Tabela 4.9).

Método Digital			
Observador	B	C	D
A	0,985 (95% IC: 0.975 - 0.991)	0,987 (95% IC: 0.979 - 0.992)	0,983 (95% IC: 0.972 - 0.990)
B		0,986 (95% IC: 0.977 - 0.992)	0,985 (95% IC: 0.975 - 0.991)
C			0,987 (95% IC: 0.978 - 0.992)

Tabela 4.9: Coeficiente de correlação intraclasse interexaminador, para o método digital.

Tal como para o método analógico, o método digital apresenta uma elevada consistência entre os resultados obtidos para as várias combinações.

Finalmente, avaliámos o grau de consistência entre os resultados, comparando os métodos entre cada um dos observadores e também para o global das análises (Tabela 4.10).

		Método Digital				
	Observador	A	B	C	D	GLOBAL
Método Analógico	A	0,981 (95% IC: 0.969 - 0.989)				
	B		0,985 (95% IC: 0.975 - 0.991)			
	C			0,985 (95% IC: 0.975 - 0.991)		
	D				0,984 (95% IC: 0.974 - 0.991)	
	GLOBAL					0,991 (95% IC: 0.985 - 0.995)

Tabela 4.10: Coeficiente de correlação intraclassa entre métodos, para cada observador e no global.

Também aqui encontrámos valores do coeficiente de correlação intraclassa acima de 0,75, o que revela uma excelente concordância nos resultados obtidos pelos dois métodos.

Pelo que foi exposto e documentado no ponto 5 do capítulo I (Introdução) desta dissertação, aceitamos como um facto irrefutável que o valor do ângulo radiográfico inicial do defeito pode ser usado como um indicador de prognóstico do resultado do tratamento de lesões verticais, através da terapia periodontal regenerativa.

A generalidade dos artigos faz referência ao valor do ângulo de 37° como o valor de corte para o classificar como de mau prognóstico regenerativo.

Como tal, para testarmos a sensibilidade e especificidade deste estudo, classificámos os valores do ângulo da amostra em duas categorias (Tabela 4.11).

Método digital	Método analógico		Sensibilidade	Especificidade
	Ângulo <37°	Ângulo ≥37°		
Ângulo <37°	12	4	0.923	0.915
Ângulo ≥37°	1	43		

Tabela 4.11: Sensibilidade e especificidade do método digital por comparação com o método analógico baseado na classificação dos resultados dos ângulos em < 37° e ≥ 37°.

O estudo da sensibilidade e da especificidade, após a classificação dos valores dos ângulos em duas categorias (inferior a 37° e igual ou superior a 37°), permitiu obter os resultados apresentados na tabela 4.11. Verificámos que a determinação do ângulo pelo método digital apresentou uma elevada sensibilidade (0.923) medindo 12 dos 13 defeitos como tendo um ângulo inferior a 37° e, também, uma elevada especificidade (0.915) medindo 43 dos 47 defeitos como tendo um ângulo superior a 37°, por comparação com os valores obtidos pelo método analógico.

Constatámos ainda a coincidência entre os dois métodos em 55 das 60 medições por cada método, ou seja, verifica-se a coincidência em 91.7% das determinações classificadas naquelas duas categorias.

Como foi referido no início deste capítulo de apresentação de resultados, procedemos igualmente à análise estatística dos dados, através do teste de Wilcoxon, referentes ao tempo dispendido por cada observador na medição do ângulo radiográfico com os dois métodos. Os resultados apresentados (Tabela 4.12) permitem-nos verificar que existem diferenças altamente significativas ($p < 0.001$) entre o método analógico e o método digital para cada observador e, também, para o global. Analisando os valores das medidas de tendência central (média e mediana) podemos constatar que os tempos necessários para determinar o ângulo pelo método digital foram bastante inferiores aos tempos exigidos para a determinação do ângulo através do método analógico.

Observador	Medidas estatísticas	Método analógico	Método digital	Comparação entre métodos	
				z	P
A	Média	113.47	23.28	-6.736	<0.001
	Mediana	107.00	20.50		
	Desvio padrão	47.71	10.20		
	Valor Mínimo	42.00	9.00		
	Valor Máximo	229.00	61.00		
B	Média	43.10	22.50	-6.730	<0.001
	Mediana	42.00	21.50		
	Desvio padrão	8.93	9.31		
	Valor Mínimo	28.00	8.00		
	Valor Máximo	69.00	51.00		
C	Média	62.13	22.92	-6.737	<0.001
	Mediana	59.00	21.00		
	Desvio padrão	18.12	9.91		
	Valor Mínimo	39.00	9.00		
	Valor Máximo	132.00	52.00		
D	Média	68.15	22.88	-6.737	<0.001
	Mediana	65.00	22.00		
	Desvio padrão	18.11	7.72		
	Valor Mínimo	38.00	9.00		
	Valor Máximo	116.00	41.00		
Global	Média	71.71	22.90	-6.736	<0.001
	Mediana	70.63	22.50		
	Desvio padrão	16.64	4.84		
	Valor Mínimo	49.00	12.75		
	Valor Máximo	117.25	40.75		

Tabela 4.12: Medidas descritivas referentes ao tempo (em segundos) necessário para efectuar as medições do ângulo e resultados da comparação entre métodos e entre observadores.

Estas diferenças são mais facilmente perceptíveis se analisadas graficamente (Gráfico 4.1), onde é notória a discrepância de tempo dispendido entre os dois métodos. A diferença é mais acentuada para o observador A.

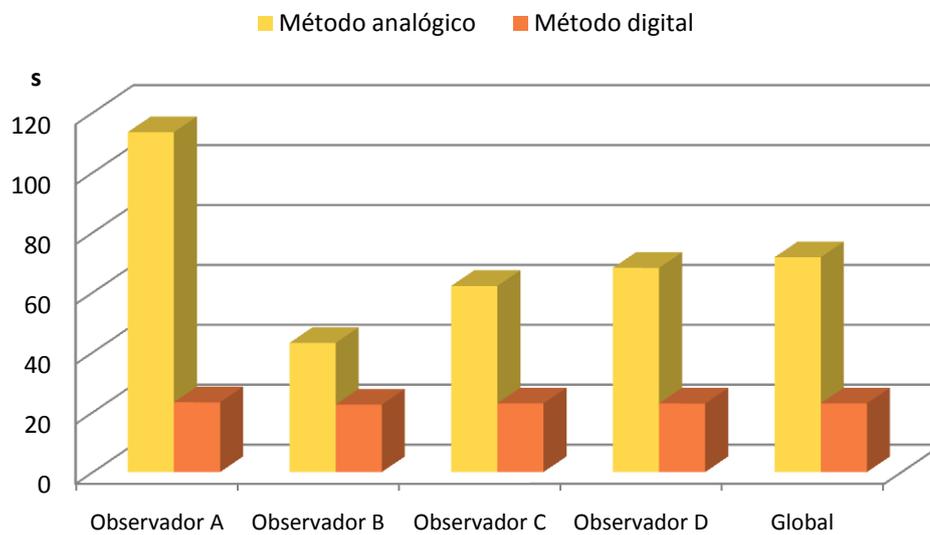


Gráfico 4.1: Valores médios do tempo necessário para determinar o ângulo pelo método analógico e pelo método digital

V. DISCUSSÃO

A imagem radiográfica intra-oral tem de facto um valor preponderante no exame diagnóstico da doença periodontal. Particularmente na última década, a radiologia digital tem vindo a substituir de forma gradual a radiologia convencional baseada em película.

O propósito do presente estudo foi determinar se a medição do valor do ângulo do defeito ósseo periodontal radiograficamente expresso, através da radiologia digital com esta nova ferramenta informática recém-criada, tinha reprodutibilidade semelhante à medição fornecida através da radiologia convencional recorrendo a um transferidor. Simultaneamente, averiguámos se existia disparidade em termos de tempo dispendido para essa análise.

Na metodologia adoptada para este estudo optámos por adquirir as imagens radiográficas através de um captador digital. Essas imagens foram analisadas da forma digital através do programa DIA, enquanto pelo método analógico elas foram analisadas em suporte de papel. Optámos por esta via conscientemente. Uma outra hipótese que poderíamos ter seguido era a de ter tentado registar o mesmo defeito angular quer com um captador digital quer com uma película radiográfica, auxiliando-nos de um posicionador individualizado com registo de mordida. No entanto, foi nossa convicção que esta opção traria com ela mais um factor de erro que certamente interferiria com os resultados. É igualmente de realçar o facto das imagens em suporte de papel terem sido impressas com as mesmas dimensões que foram visualizadas no ecrã do computador. Este facto, permitiu-nos eliminar a dificuldade existente na identificação dos pontos de referência numa película radiográfica de diminutas dimensões.

Previamente à realização do estudo propriamente dito, os quatro observadores foram submetidos a exercícios de treino e calibração. Tal como é recomendado por Lang *et al.*⁸⁷, torna-se imperioso que os examinadores sejam precisos na sua avaliação. Para obterem os conhecimentos e as faculdades para executarem um exame rigoroso e de alta qualidade, os examinadores devem seguir procedimentos de treino e calibração. Além disso, a formação do examinador pode, de facto levar ao aumento da reprodutibilidade⁸⁸. Segundo as *guidelines* da ADA, o controlo de qualidade na condução de um estudo clínico, não pode ser simplesmente substituído pelo conhecimento ou experiência do investigador. Portanto, exercícios de controlo de qualidade devem ser realizados antes, e

dependendo da sua duração, também durante a pesquisa. No nosso caso não nos pareceu haver necessidade de realizar exercícios de treino durante o tempo de análise das imagens. Apesar de não ser do nosso conhecimento a existência de qualquer protocolo de calibração de observadores para o caso específico da medição de ângulos radiográficos, decidimos que 90% das medições teriam que se situar num intervalo de $\pm 3^\circ$ em relação aos valores obtidos pelo *gold standard*, com um erro padrão não superior a 1° . Esta decisão foi tomada depois de contactos estabelecidos quer com o Dr. Maurizio Tonetti quer com o Dr. Antonio Liñares. Estes dois autores usaram protocolos semelhantes nos seus estudos. No estudo de Tsitoura *et al.*⁸² é referido que 90% das medições dos observadores nos exercícios de calibração têm que se situar num intervalo de $\pm 3^\circ$ em relação às do *gold standard*, enquanto no estudo de Liñares *et al.*⁸⁹ esse intervalo é de $\pm 5^\circ$.

Em todas as medições pelo método convencional executadas pelos quatro observadores foi usado o mesmo esquadro geométrico, com gradações de 1° . Nos casos duvidosos, aqueles em que a linha de marcação do ângulo não coincidia com um número inteiro, esse valor foi aproximado ao valor do ângulo imediatamente superior. Desta forma uniformizamos os critérios. Este facto, no entanto, poderá ter influenciado de uma forma muito ligeira os resultados dado que o programa informático só assume valores inteiros.

Todas as imagens seleccionadas para o estudo apresentavam patologia periodontal, sendo que a maioria dos defeitos (88,3%) localizavam-se na face mesial dos dentes radiografados. Esta percentagem aparentemente elevada situa-se, no entanto, apenas ligeiramente acima de outros estudos⁹⁰. A média global do valor do ângulo medido situou-se, para os dois métodos, entre os 47° e os 48° . Curiosamente, podemos verificar que, globalmente, o valor mínimo registado pelo método digital foi $3,5^\circ$ inferior ao mínimo registado pelo método analógico, enquanto o valor máximo registado pelo método digital ficou $2,75^\circ$ acima do registado pelo método convencional. Uma possível explicação para esse facto, pode ser uma alteração da densidade da imagem durante o processo de impressão, o que poderia prejudicar a visualização dos pontos de referência utilizados (a junção amelo-cementária, o ponto mais coronal da crista óssea alveolar do defeito infra-ósseo e a extensão mais apical do defeito infra-ósseo). A este propósito, Fuge *et al.*⁹¹

relataram a inferioridade de imagens digitalizadas, quando comparado com as radiografias convencionais na determinação do tamanho 06 de limas k em canais radiculares de molares, indicando que a qualidade da imagem digital não foi suficientemente boa para esta tarefa. Por isso, colocamos a hipótese da impressão de uma imagem digital afectar a qualidade.

No que respeita à análise estatística propriamente dita, numa primeira abordagem fomos comparar os valores obtidos pelos quatro observadores para o método analógico, numa perspectiva de comprovar a validade e coerência das medições. Para o efeito usámos o teste de Friedman (Tabela 4.5), que nos revelou a existência de rigor nas medições. O mesmo exercício foi efectuado em relação aos valores fornecidos pelos observadores para o método digital. Igualmente, o teste de Friedman nos demonstrou o rigor das medições para este método (Tabela 4.5). Analisados os dados para os dois métodos independentemente um do outro, e tendo verificado a existência de rigor das medições dentro de cada método, passámos à análise e comparação dos resultados entre os dois métodos. Para compararmos os resultados obtidos entre métodos, para cada observador e também no global, usámos o teste de Wilcoxon (Tabela 4.6). Aplicado este teste, verificámos que o nível de significância para todas as combinações era superior a 0,05. Portanto, perante estes dados, podemos concluir que o método digital conduz a resultados semelhantes aos do método analógico. Além da aplicação do teste de Wilcoxon, fomos verificar igualmente a tendência dos resultados. Pela aplicação do coeficiente de correlação de Spierman (Tabela 4.7), concluímos que os valores fornecidos pelos dois métodos têm uma tendência positiva e altamente significativa, ou seja evoluem no mesmo sentido.

Joseph Fleiss, ex-professor de bio-estatística na Escola de Saúde Pública da Universidade de Columbia, foi um dos protagonistas na pesquisa de metodologias estatísticas aplicadas aos estudos em saúde oral. Nos estudos de Fleiss⁹² foram enunciados métodos de avaliação da confiança para medições quantitativas, como por exemplo a profundidade de sondagem ou a perda de aderência numa escala contínua. Provavelmente, o mais conhecido seja o coeficiente de correlação intraclassa ou coeficiente de reprodutibilidade, que mede o grau de correlação entre as observações dentro de uma classe. Foi sugerido

por Fleiss⁹² que um valor do coeficiente de correlação inferior a 0,4 representaria uma consistência pobre, valores iguais ou superiores a 0,75 representariam uma excelente consistência, e valores iguais ou superiores 0,4 e inferiores a 0,75 representariam uma consistência média a boa.

Desta forma, considerámos o coeficiente de correlação intraclassa apropriado para a avaliação dos estudos de consistência e de conformidade, pois é capaz de estimar a proporção da variação total causada pela variabilidade entre unidades independentes de análise. Conforme demonstrado na Tabela 4.10, o grau de consistência entre o método digital e o método analógico foi excelente, segundo a classificação de coeficiente de correlação intraclassa de Fleiss.⁹² Estes resultados situaram-se entre 0,981 e 0,991. Recordamos que, segundo Fleiss, um coeficiente de correlação intraclassa superior a 0,75 representa um excelente grau de confiança. Resultados semelhantes foram obtidos num estudo de comparação entre dois métodos (analógico e digital) para a medição do nível ósseo alveolar em crianças.⁹³

No estudo da sensibilidade e especificidade, optámos por um valor de corte aos 37° visto que a maioria dos artigos consultados referia este valor como um valor acima do qual o prognóstico regenerativo diminuía drasticamente. Assim, das 60 imagens radiográficas analisadas pelos dois métodos, 12 delas apresentavam um ângulo radiográfico menor que 37° pelos dois métodos, enquanto 43 imagens apresentavam um ângulo igual ou superior a 37° quer nas medições pelo método digital quer pelo método analógico. Desta forma, concluímos que a medição do ângulo radiográfico pelo método digital apresenta em comparação com a medição pelo método analógico elevada sensibilidade assim como uma elevada especificidade.

O mesmo tipo de raciocínio foi efectuado em relação ao tempo dispendido por cada observador, e também no global, na determinação do valor do ângulo radiográfico. Neste parâmetro analisado, é notória a existência de diferenças altamente significativas entre o tempo dispendido na análise pelo método convencional e o tempo dispendido na análise pelo método digital. A diferença de tempo dispendido entre um método e outro varia em média desde um máximo de 90,19 segundos para o observador A até um mínimo de 21,1 segundos para o observador B. Globalmente, a diferença da média do tempo gasto nas

medições é de 48,81 segundos. Ou seja, em média, cada observador demora menos 48,81 segundos a fazer uma medição do ângulo radiográfico pelo método digital do que pelo método analógico.

Os valores do tempo dispendido apurados neste estudo apresentam-se em discordância com os apresentados no estudo de Teeuw *et al.*⁸⁶, onde esses valores não apresentavam uma diferença significativa.

Devido ao facto da radiologia digital estar cada vez mais consolidada e em forte expansão no mercado, este novo programa informático desenvolvido em Portugal traz outras vantagens incorporadas e que não foram objecto de reflexão neste estudo. Logicamente, a aplicação informática DIA permite guardar directamente todas as imagens dentro da pasta de um determinado paciente, assim como todas as medições e estudos realizados sobre as radiografias. Permite ainda, de uma forma acessível, consultar o histórico das imagens. Como de uma informação digital que se trata, a imagem pode ser facilmente visualizada em outro qualquer computador.

Uma outra vantagem desta ferramenta de análise de radiografias dentárias é a possibilidade de processar a imagem antes da medição. Neste estudo, as radiografias digitais utilizadas não sofreram qualquer tipo de processamento.

A metodologia aplicada neste estudo de validação pareceu-nos a mais correcta, e os resultados obtidos, quer em termos do valor do ângulo quer em termos do tempo dispendido, foram de encontro às nossas expectativas.

VI. CONCLUSÕES

Uma dissertação de mestrado apresenta características próprias. No entanto, como qualquer outro trabalho de índole científica será sempre algo limitado e finito, pretendendo responder a algumas questões específicas.

Neste estudo de investigação, tínhamos delineado como objectivo a avaliação e comparação dos valores e do tempo dispendido na medição dos ângulos radiográficos de defeitos periodontais através do método digital e do método convencional.

Perante as hipóteses experimentais formuladas, rejeitámos a hipótese A H_1 e a hipótese B H_0 . Ou seja, aceitamos como verdadeiras as hipóteses:

- A H_0 – Os valores da medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital não difere significativamente dos valores da medição pelo método convencional.
- B H_1 – O tempo dispendido na medição dos ângulos radiográficos de defeitos ósseos periodontais pelo método digital difere significativamente do tempo dispendido na medição pelo método convencional.

Em conclusão, neste estudo nós provámos que não há diferença estatisticamente significativa entre a medição do valor do ângulo radiográfico de um defeito infra-ósseo através de radiografias digitais visualizadas num monitor usando a ferramenta de análise de imagem dentária DIA, e o método convencional de medição com um transferidor. No entanto, em termos de tempo, a nova aplicação informática mostra ser altamente vantajosa.

Em nossa opinião a aplicação informática DIA ficou validada para a função de medição angular de defeitos ósseos verticais, com economia de tempo.

Todos os observadores foram unânimes em expressar a qualidade do programa informático DIA, salientando a sua rapidez, a qualidade da imagem e uma percepção mais real do ângulo radiográfico.

Como foi referido, o desenvolvimento deste programa ainda está em curso, e portanto outras funções poderão ainda vir a ser incorporadas.

Como sugestão, podemos referir mais pesquisas a nível de áreas de radiolucências em zonas de furca e peri-apicais que nos poderão dar mais informações sobre o suporte ósseo dos dentes. Uma outra sugestão, dada pela maioria dos observadores, foi o facto de ser vantajoso a existência de uma tecla específica que bloqueasse o cursor, quando isso fosse desejado, e este passasse a não ser influenciado pelos movimentos involuntários do rato do computador.

VII. LISTA DE REFERÊNCIAS

1. Bankman IN. Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis (Biomedical Engineering). Academic Press, San Francisco (CA), 1st edition, 2000.
2. Martins C, Teixeira JC, Teixeira L. Novas Perspectivas na Utilização de Ambientes de Tele-Radiologia. In 8º Encontro Português de Computação Gráfica, Coimbra, 1998. Revista VIRtual.
3. Ruprecht A. Oral and Maxillofacial Radiology: Then and Now. J Am Dent Assoc 2008;139:5S-6S.
4. Selman J. The Fundamentals of X-rays and Radium Physics. Charles C Thomas Publisher, Illinois USA, 8th edition, 1994.
5. Silva JS. Segmentação Pulmonar em Estudos de Tomografia Axial Computorizada. Phd, Universidade de Aveiro, 2005.
6. Gonzales RC, Woods RE. Digital Image Processing. Prentice Hall, 2 edition, 2002.
7. Lima JP. Introdução à Mecânica e a outros temas em Medicina Dentária. Imprensa da Universidade, Coimbra, 1999.
8. Rocha JG. Microdetectores de silício Baseados em Cintiladores para Radiografia Digital. Phd, Universidade do Minho, 2003.
9. Lima JP. Física dos métodos de Imagem com Raios X. Edições ASA, Coimbra, 1995.
10. Teunen D. The European directive on health protection of individuals against the dangers of ionising radiation in relation to medical exposures (97/43/Euratom), Rad. Prot. Dos.1998;80:11-13.
11. Brocklebank L. Dental Radiology: Understanding the X-Ray Image. Oxford Medical Publications, New York USA, 1997.
12. Whaites E. Princípios de Radiologia Odontológica. Ed Artmed, São Paulo, 2003.
13. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology: Principles and interpretation. Mosby, St. Louis, 2000.
14. Mason R, Bourne S. A guide to Dental Radiography. Oxford: Oxford University Press, 1998.

15. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:257-65.
16. Parks ET. Computed tomography applications for dentistry. *Dental Clin North Am* 2000;44:371-94.
17. Hassfeld S, Mühling J. Computer assisted oral and maxillofacial surgery – a review and an assessment of technology. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2001; 30:2-13.
18. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 2008;52:689-705.
19. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-1564.
20. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
21. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008;52:707-30.
22. Parks ET, Williamson GF. Digital Radiography: An Overview. *J Contemp Dent Pract* 2002;4:023-039.
23. Alves FF. Técnicas de imagens radiológicas e radioproteção: Reciclagem. Disponível a partir de: http://florianopolis.ifsc.edu.br/~radiologia/downloads/material_didatico_receptores_imagem.pdf, Outubro 2010
24. Abreu MV. 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.
25. Abreu MV, Araújo AA, Ferreira EF, Neto FH. Imagem radiográfica digital odontológica. In V Workshop em tratamento de Imagens, 2004.
26. Campos TJ. Reconhecimento de caracteres alfanuméricos de placas em imagens de veículos. Dissertação de mestrado, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Informática, 2001.

27. van der Stelt PF. Better imaging: the advantages of digital radiography. *J Am Dent Assoc* 2008;139:7S-13S.
28. Sanderink GC, Miles DA. Intraoral detectors. CCD, CMOS, TFT, and other devices. *Dental Clin North Am* 2000;44:249-55.
29. Veterinary Dentistry Radiography. Disponível a partir de: <http://www.link.vet.ed.ac.uk/clive/cal/dentistry/website/radiography/radioTechniques/IOB.html>, Outubro 2010
30. Dentsply Rinn. Disponível a partir de http://www.rinncorp.com/catalog_filmhold_kits.shtml, Outubro 2010
31. White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shrout MK. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91:498-511.
32. Moresco DF, Feldman CJ, Lykawka R, Bemvenuti MS, Wunderlich RC, Hoff G. Avaliação dos Negatoscópios Utilizados em Diagnósticos Médicos. In IX Congresso Brasileiro de Física Médica, 2004.
33. Kodak. Kodak dental imaging software windows version. Disponível a partir de: <http://www.carestreamdental.com/digital-imaging/software-and-accessories/kodak-imaging-windows.aspx>, Outubro 2010.
34. Emago. Emago dental software. Disponível a partir de: <http://www.emago.info/>, Outubro 2010.
35. Dental Office. Dental Office 2010. Disponível a partir de: <http://www.dentaloffice.com.br/>, Outubro 2010.
36. Inácio LM. Sistema de Informação e Processamento para Radiologia Odontológica. Dissertação de mestrado, Universidade de Aveiro, Departamento de Engenharia Electrónica, Telecomunicações e Informática, 2007
37. Frías López MC, Campillo MC, Escudero FR, Chamorro FJ. Métodos de diagnóstico clínico en periodoncia. *Periodoncia y Osteointegración* 2005;15:217-230.

38. Van der Stelt PF. Modern radiographic methods in the diagnosis of periodontal disease. *Adv Dent Res* 1993;7:158-162.
39. Mol A. Imaging methods in periodontology. *Periodontol* 2000; 2004:34,34-48.
40. Van der Stelt PF, Geraets WG. Computer-Aided Interpretation and Quantification of Angular Periodontal Bone Defects on Dental Radiographs. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991;38:334-338.
41. Nyman S, Lindhe J, Karring T, Rylander H. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1982;9:290-296.
42. Gottlow J, Nyman S, Lindhe J, Karring T, Wennström J. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. *J Clin Periodontol* 1986;13:604-616.
43. Bowers GM, Chadroff B, Carnevale R, Mellonig J, Corio R, Emerson J, Stevens M, Romberg E. Histologic evaluation of new attachment apparatus formation in humans. Part III. *J Periodontol* 1989;60:683-693.
44. Camelo M, Nevins ML, Schenk R, Simion M, Rasperini G, Lynch SE, Nevins M. Clinical radiographic, and histologic evaluation of human periodontal defects treated with Bio-Oss and Bio-Gide. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1998;18:321-331.
45. Mellonig JT. Human histologic evaluation of a bovine derived bone xenograft in the treatment of periodontal osseous defects. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000; 20:18-29.
46. Mellonig JT. Enamel matrix derivate for periodontal reconstructive surgery; Technique and clinical and histologic case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999;17:9-19.
47. Yukna R, Mellonig JT. Histologic evaluation of periodontal healing in humans following regenerative therapy with enamel matrix derivative. A 10-case series. *J Periodontol* 2000;71:752-759.
48. Tonetti MS, Cortellini P, Lang NP, Suvan JE, Adriaens P, Dubravec D, Fonzar A, Fourmouis I, Rasperini G, Rossi R, Silvestri M, Topoll H, Wallkamm B, Zybutz M. Clinical outcomes following treatment of human intrabony defects with

- GTR/bone replacement material or access flap alone. A multicenter randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 2004;31:770-776.
49. Palmer RM, Cortellini P. Periodontal tissue engineering and regeneration: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol* 2008;35 (Suppl. 8):83-86.
 50. Venezia E, Goldstein M, Boyan BD, Schwartz Z. The use of enamel matrix derivative in the treatment of periodontal defects: a literature review and meta-analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15:382-402.
 51. Murphy KG, Gunsolley JC. Guided tissue regeneration for the treatment of periodontal intrabony and furcation defects. A systematic review. *Ann Periodontol* 2003;8:266-302.
 52. Trombelli L, Heitz-Mayfield L, Needleman I, Moles D, Scabbia A. A systematic review of graft materials and biological agents for periodontal intraosseous defects. *J Clin Periodontol* 2002;29 (Suppl. 3):117-135.
 53. Esposito M, Grusovin MG, Papanikolaou N, Coulthard P, Worthington HV. Enamel matrix derivative (Emdogain®) for periodontal tissue regeneration in intrabony defects. *Eur J Oral Implantol* 2009;2:247-266.
 54. Melcher AH. On the repair potential of periodontal tissues. *J Periodontol* 1976; 47:256-260.
 55. Garret S. Consensus Report. Periodontal Regeneration Around Natural Teeth. *Ann Periodontol* 1996;1:667-670.
 56. Melcher AH, McCulloch CA, Cheong T, Nemeth E, Shiga A. Cells from bone synthesize cementum-like and bone-like tissues in vitro and may migrate into periodontal ligament in vivo. *J Periodontal Res* 1987;22:246-247.
 57. Papapanou PN, Wennström JL. The angular bony defects as indicator of further alveolar bone loss. *J Clin Periodontol* 1991;18:317-322.
 58. Becker W, Becker BE, Berg L, Prichard J, Caffesse R, Rosenberg E. New attachment after treatment with root isolation procedures: report for treated class III and class II furcations and vertical osseous defects. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1988;8:8-23.

59. Cortellini P, Pini-Prato G, Baldi C, Clauser C. Guided tissue regeneration with different materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:137-151.
60. Schallhorn RG, McClain PK. Combined osseous composite grafting, root conditioning, and guided tissue regeneration. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1988;4:9-31.
61. Cortellini P, Tonetti M. Focus on intrabony defects: guided tissue regeneration. *Periodontol* 2000; 2000;22:104-132.
62. Cortellini P, Pini-Prato G, Tonetti M. Periodontal regeneration of human infrabony defects. V. Effect of oral hygiene on long term stability. *J Clin Periodontol* 1994;21:606-610.
63. Cortellini P, Pini-Prato GP, Tonetti MS. Periodontal regeneration of human infrabony defects. I. Clinical measures. *J Periodontol* 1993;64:254-260.
64. Cortellini P, Pini-Prato GP, Tonetti MS. Periodontal regeneration of human infrabony defects. II. Reentry procedures and bone measures. *J Periodontol* 1993;64:261-268.
65. Tonetti M, Pini-Prato G, Cortellini P. Periodontal regeneration of human infrabony defects. IV. Determinants of the healing response. *J Periodontol* 1993;64:934-940.
66. Tonetti MS, Pini-Prato GP, Williams RC, Cortellini P. Periodontal regeneration of human infrabony defects. III. Diagnostic strategies to detect bone gain. *J Periodontol* 1993;64:269-277.
67. Tonetti M, Pini-Prato G, Cortellini P. Effect of cigarette smoking on periodontal healing following GTR in infrabony defects. A preliminary retrospective study. *J Clin Periodontol* 1995;22:229-234.
68. Tonetti M, Pini-Prato G, Cortellini P. Factors affecting the healing response of intrabony defects following guided tissue regeneration and access flap surgery. *J Clin Periodontol* 1996;23:548-556.
69. Cortellini P, Carnevale G, Sanz M, Tonetti MS. Treatment of deep and shallow intrabony defects. A multicenter randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 1998;25:981-987.

70. Steffensen B, Weber HP. Relationship between the radiologic periodontal defect angle and healing after treatment. *J Periodontol* 1989;60:248-254.
71. Choi SH, Kim CK, Cho KS, Huh JS, Sorensen RG, Wozney JM, Wikesjö ME. Effect of recombinant human bone morphogenetic protein-2/absorbable collagen sponge (rhBMP-2/ACS) on healing in 3-wall intrabony defects in dogs. *J Periodontol* 2002;73:65-74.
72. Goldman HM, Cohen DW. The infrabony pocket: Classification and treatment. *J Periodontol* 1958; 29:272-291.
73. Ellegaard B, Løe H. New Attachment of Periodontal Tissues After Treatment of Intrabony lesions. *J Periodontol* 1971;42:648-652.
74. Kim CS, Choi SH, Chai JK, Cho KS, Moon IS, Wikesjö ME, Kim CK. Periodontal repair in surgically created intrabony defects in dogs: influence of the number of bone walls on healing response. *J Periodontol* 2004;75:229-235.
75. Anderegg C, Martin S, Gray J, Mellonig JT, Gher ME. Clinical evaluation of the use of decalcified freeze-dried bone allograft with guided tissue regeneration in the treatment of molar furcation invasions. *J Periodontol* 1991;62:264-268.
76. Cortellini P, Pini Prato G, Tonetti M. Interproximal free gingival grafts after membrane removal in guided tissue regeneration treatment of intrabony defects. A randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 1995;66:488-493.
77. Cortellini P, Pini-Prato G, Tonetti M. Periodontal regeneration of human infrabony defects with titanium reinforced membranes. A controlled clinical trial. *J Periodontol* 1995;66:797-803.
78. DeSanctis M, Zucchelli G, Clauser C. Bacterial colonization of barrier material and periodontal regeneration. *J Clin Periodontol* 1996;23:1039-1046.
79. Tonetti MS, Cortellini P, Suvan JE, Adriaens P, Baldi C, Dubravec D, Fonzar A, Fourmouis I, Magnani C, Muller-Campanile V, Patroni S, Sanz M, Vangsted T, Zabalegui I, Pini Prato G, Lang NP. Generalizability of the added benefits of guided tissue regeneration in the treatment of deep intrabony defects. Evaluation in a multi-center randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 1998;69:1183-1192.

80. Klein F, Kim T-S, Hassfeld S, Staehle HJ, Reitmier P, Holle R, Eickholz P. Radiographic defect depth and width for prognosis and description of periodontal healing of infrabony defects. *J Periodontol* 2001;72:1639-1646.
81. Eickholz P, Horr T, Klein F, Hassfeld S, Kim T-S. Radiographic parameters for prognosis of periodontal healing of infrabony defects: two different definitions of defect depth. *J Periodontol* 2004;75:399-407.
82. Tsitoura E, Tucker R, Suvan J, Laurell L, Cortellini P, Tonetti M. Baseline radiographic defect angle of the intrabony defect as a prognostic indicator in regenerative periodontal surgery with enamel matrix derivative. *J Clin Periodontol* 2004;31:643-647.
83. Bjorn H, Halling A, Thyberg H. Radiographic assessment of marginal bone loss. *Odontologisk Revy* 1969;20:165-179.
84. Schei O, Waerhaug J, Lovdal A, Arno A. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol* 1959;30:7-16.
85. Cortellini P, Tonetti M. Radiographic defect angle influences the outcomes of GTR therapy in intrabony defects. 77th General Session of the IADR, Vancouver, Canada, 1999, March 10-13.
86. Teeuw WJ, Coelho L, Silva A, van der Palen CJNM, Lessmann FGJM, van der Velden U, Loos BG. Validation of a dental image analyzer tool to measure alveolar bone loss in periodontitis patients. *J Periodont Res* 2009; 44: 94-102.
87. Lang NP, Cullinan MP, Holborow DW, Heitz-Mayfield LJA. Examiner training: standardization and calibration in periodontal studies. In: Giannobile WV, Burt BA, Genco RJ. *Clinical Research in Oral Health*. Iowa. Blackwell Publishing; 2010.
88. Abbas F, Hart AA, Oosting J, van der Velden U.. Effect of training and probing force on the reproducibility of pocket depth measurements. *J Periodont Res* 1982;17:226-234.
89. Liñares A, Cortellini P, Lang NP, Suvan J, Tonetti MS. Guided tissue regeneration/deproteinized bovine bone mineral or papilla preservation flaps

- alone for treatment of intrabony defects. II: radiographic predictors and outcomes. *J Clin Periodontol* 2006;33:351-358.
90. Kim C-K, Choi S-H, Kim T-S, Kaltschmitt J, Eickholz P. The infrabony defect and its determinants. *J Periodont Res* 2006;41:498-502.
91. Fuge KN, Stuck AM, Love RM. A comparison of digitally scanned radiographs with conventional film for the detection of small endodontic instruments. *Int Endod J* 1998;31:123-126.
92. Fleiss JL. Chapter 1 Reliability of measurement. In: Fleiss JL, ed. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York, NY: John Wiley & Sons, Inc, 1986:1-32.
93. Pierro VS, de Souza IP, Luiz RR, Barcelos R, Moraes RS. Reliability of two methods for measurement of alveolar bone level in children. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:34-39.

VIII. ANEXOS

Anexo 1:

Autorização por parte da Universidade de Aveiro para a utilização do programa informático DIA e respectiva validação da função de medição dos defeitos ósseos angulares.

departamento de electrónica,
telecomunicações e informática

universidade de aveiro



theoria poiesis praxis

Declaração

Eu, Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro, como orientador da tese de mestrado do Engenheiro Luís Miguel Coelho Inácio, permito a utilização e congratulo-me com o trabalho de validação do parâmetro de medição dos defeitos ósseos angulares do programa informático DIA (Dental Image Analyzer) criado nesta universidade, a ser realizado durante o ano de 2010 pelo Dr. Ricardo Miguel Panelas Correia Moutinho, aluno de mestrado em Periodontologia na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

Aveiro, 06 de Dezembro 2010.

Augusto Marques Ferreira da Silva

Anexo 2:

Explicação do estudo fornecido a cada paciente.

**EXPLICAÇÃO DO ESTUDO****TÍTULO**

"Validação de uma nova ferramenta informática de análise de imagens radiográficas para quantificação dos defeitos ósseos angulares periodontais."

NATUREZA DO ESTUDO

Estudo clínico, para validação científica de um programa informático aplicado à área da Periodontologia.

LOCAL

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

INVESTIGADORES

Dr. Ricardo Panelas Moutinho

Pro^{fa}. Doutora Isabel Poiães Baptista

Prof. Doutor José António Lobo Pereira

OBJECTIVO

Estamos a pedir-lhe que participe num estudo clínico que pretende realizar radiografias intra-orais peri-apicais em pacientes que apresentem defeitos ósseos angulares, na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

O presente estudo tem como objectivo averiguar se existe concordância dos valores obtidos na quantificação dos defeitos ósseos angulares em pacientes com periodontite, entre o método radiológico convencional utilizando radiografias intra-orais em película radiográfica, e esta recente ferramenta informática de análise de imagens radiográficas utilizando radiografias digitais.

PACIENTES ABRANGIDOS PELO ESTUDO

Para este estudo clínico, serão seleccionados 60 casos de defeitos ósseos angulares em pacientes que frequentam a clínica da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. Em cada caso, será tirada 1 radiografia digital intra-oral com um captador digital de Rx.



CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO DE PACIENTES

As pacientes grávidas ou indivíduos menores de 18 anos serão excluídas da investigação.

EXPLICAÇÃO DO ESTUDO

Uma primeira avaliação irá concentrar-se sobre o seu estado de saúde geral. Para isso, o seu Médico Dentista irá interrogá-lo relativamente à presença de doenças gerais e à sua respectiva medicação.

Em seguida, será realizada uma avaliação do estado de saúde periodontal dos seus dentes naturais.

Depois de observada a radiografia panorâmica (ortopantomografia), e no caso de ser detectado algum defeito ósseo angular, ser-lhe-á pedido que efectue uma radiografia digital intra-oral para individualizar a imagem do defeito ósseo angular. Esta radiografia é feita de um modo simples, indolor, atraumático e que não acarretam quaisquer riscos para si.

RISCOS PARA O PACIENTE

Não existem quaisquer riscos conhecidos para o paciente decorrentes da participação específica neste estudo. Quanto ao eventual desconforto, será apenas o inerente ao exame clínico.

CARACTERÍSTICA ÉTICAS

Serão tidas em conta as regras bioéticas utilizadas neste tipo de investigações. No armazenamento e tratamento de dados será garantida a confidencialidade de toda a informação.

BENEFÍCIOS PARA O PACIENTE

Ao participar neste estudo fica informado sobre o estado de saúde periodontal, permitindo ser seguido na consulta do mestrado em periodontologia.

A QUEM SE PODERÁ DIRIGIR

É de todo conveniente que peça todos os esclarecimentos que entender necessários sobre a sua participação no estudo. Se quiser falar com um dos médicos intervenientes, contacte o Dr. Ricardo Moutinho, através do número de telefone: 220 901 100 – Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

Anexo 3:**Declaração de consentimento informado.****Declaração de Consentimento Informado**

_____ (nome) compreendi a explicação que me foi fornecida, por escrito e verbalmente, acerca da investigação conduzida pelo Dr. Ricardo Moutinho, com o apoio da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, tendo-me sido dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias, e para todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação que me foi prestada versou os objectivos, os métodos, os benefícios previstos e o eventual desconforto. Sei que posso abandonar o estudo e que não terei que suportar qualquer penalização, nem quaisquer despesas pela participação neste estudo.

Mais autorizo que os dados deste estudo sejam utilizados para outros trabalhos científicos, desde que irreversivelmente anonimizados.

Quaisquer outros exames auxiliares de diagnóstico que se tomem necessários encontram-se fora do âmbito deste estudo, pelo que deverão ser suportados pelo paciente.

Porto, ____ de _____ de 2010

Assinatura: _____

Nº Processo FMDUP: _____

O investigador: Ricardo Pannels Moutinho

Assinatura: _____

Dados de contacto:

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Rua Dr. Manuel Pereira da Silva 4200-392 Porto

Telefone: 220901100

Telemóvel: 965169099

Email: moutinho.ricardo@gmail.com

A investigadora: Isabel Póiares Baptista

Assinatura: _____

Dados de contacto:

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Rua Larga 3004-504 Coimbra

Telefone: 239857700

Email: ibaptista@fmed.uc.pt

Anexo 4:

Parecer da Comissão de Ética da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.



Exmo. Senhor
 Dr. Ricardo Miguel Panelas Correia Moutinho
 Estudante do Mestrado em Periodontologia da
 Faculdade de Medicina Dentária da U. Porto

31 MAIO 2010

800426 /

Assunto: Avaliação pela Comissão de Ética do projecto de investigação para elaboração da tese de Mestrado subordinado ao tema: "Validação de uma nova ferramenta informática de análise de imagens radiográficas para quantificação dos defeitos ósseos periodontais".

Serve a presente para comunicar a V. Exa. que o seu projecto se encontra:

- Aprovado pela Comissão de Ética.

Sem outro assunto de momento, subscrevemo-nos com a mais alta estima e consideração.

Com os melhores cumprimentos,

O Presidente da Comissão de Ética

Prof. Doutor Fernando Morais Branco

Anexo 5:

Critérios de medição do ângulo radiográfico fornecidos aos observadores.



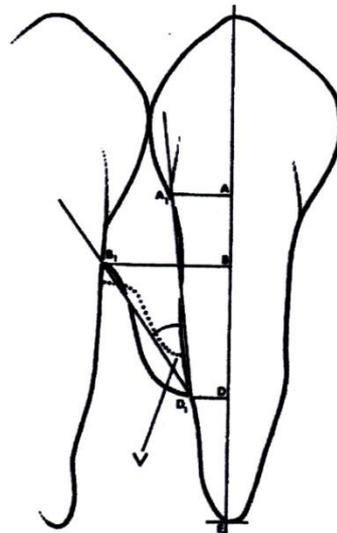
CRITÉRIOS DE MEDIÇÃO DO ÂNGULO

A1: junção amelo-cementária do dente envolvido no defeito infra-ósseo. Se restaurações estiverem presentes, a margem apical da restauração é usada em vez da junção amelo-cementária, como ponto de referência fixo.

B1: o ponto mais coronal da crista óssea alveolar do defeito infra-ósseo quando este toca na superfície radicular do dente adjacente (topo da crista)

D1: a extensão mais apical do defeito infra-ósseo, ou seja, o ponto mais coronal onde o espaço do ligamento periodontal ainda mantém uma largura contínua (fundo do defeito). Se nenhum espaço do ligamento periodontal poder ser identificado, o ponto onde a projecção da crista alveolar cruza a superfície da raiz é tomado como referência. Se forem identificados vários contornos ósseos, o que é tomado como referência é o mais apical.

O ângulo do defeito radiográfico é assim definido por duas linhas que representam a superfície radicular do dente envolvido no defeito infra-ósseo e a superfície óssea do defeito, como foi descrito por Steffensen & Weber em 1989 e por Tonetti et al. em 1993. Estas linhas são expressas linearmente por **A1D1** e **B1D1**, respectivamente.



Anexo 6:

Valor obtido e tempo dispendido em cada medição para o observador A.

Observador A						
Radiografia nº	Dente	Face	M. Analógico	Tempo (seg)	M. Digital	Tempo (seg)
1	12	M	32	106	30	34
2	32	M	26	134	28	22
3	32	M	29	116	32	22
4	42	M	33	117	31	23
5	31	M	48	140	45	13
6	15	M	29	97	31	13
7	36	M	57	170	60	25
8	14	M	60	204	64	61
9	36	M	40	200	42	22
10	36	M	60	200	57	18
11	47	M	43	69	40	47
12	46	M	48	127	45	15
13	11	M	23	180	25	23
14	32	D	54	229	58	27
15	36	M	38	157	35	20
16	45	M	49	215	51	10
17	37	M	27	121	28	18
18	27	M	31	118	33	21
19	14	M	52	118	55	37
20	13	D	29	214	32	42
21	14	D	59	210	63	17
22	31	M	52	117	54	22
23	27	M	43	104	46	24
24	17	M	40	109	42	20
25	27	M	54	116	58	20
26	46	M	50	161	49	45
27	31	D	43	189	39	43
28	14	M	56	124	59	23
29	47	M	35	80	34	17
30	44	D	50	66	50	19
31	35	M	56	65	54	12
32	21	M	57	87	59	19
33	15	M	65	100	66	20
34	34	M	39	74	41	16

35	31	D	61	98	63	17
36	26	M	55	111	52	27
37	26	M	43	142	45	28
38	26	M	52	108	50	16
39	25	M	45	116	47	16
40	46	M	63	114	62	33
41	47	M	38	67	35	43
42	46	M	39	63	43	29
43	12	D	56	52	59	34
44	11	M	79	110	81	18
45	26	M	52	103	55	28
46	17	M	52	59	55	15
47	26	M	48	73	50	19
48	41	M	28	97	29	22
49	47	M	50	66	51	17
50	35	M	63	60	63	16
51	35	M	56	64	57	34
52	35	M	47	42	48	17
53	44	M	52	67	48	13
54	47	M	21	74	17	10
55	45	M	69	104	69	25
56	26	M	38	81	36	18
57	27	M	39	66	38	25
58	45	M	64	62	63	17
59	35	M	62	94	61	21
60	46	M	55	81	57	9

Anexo 7:

Valor obtido e tempo dispendido em cada medição para o observador B.

Observador B						
Radiografia nº	Dente	Face	M. Analógico	Tempo (seg)	M. Digital	Tempo (seg)
1	12	M	31	45	34	21
2	32	M	26	35	25	28
3	32	M	32	30	31	17
4	42	M	33	58	32	25
5	31	M	47	31	44	23
6	15	M	30	34	33	18
7	36	M	59	31	58	15
8	14	M	63	51	66	28
9	36	M	41	40	39	26
10	36	M	57	50	58	41
11	47	M	44	40	44	17
12	46	M	49	41	46	23
13	11	M	24	41	27	28
14	32	D	55	50	57	35
15	36	M	39	42	37	10
16	45	M	49	41	51	28
17	37	M	29	34	28	21
18	27	M	34	39	32	20
19	14	M	52	42	52	27
20	13	D	28	41	32	33
21	14	D	61	28	64	26
22	31	M	54	36	51	11
23	27	M	44	38	47	16
24	17	M	41	30	43	11
25	27	M	54	37	57	12
26	46	M	50	47	47	15
27	31	D	41	40	41	32
28	14	M	57	46	56	21
29	47	M	36	47	34	13
30	44	D	53	42	51	12
31	35	M	56	50	53	19
32	21	M	58	57	60	23
33	15	M	64	48	61	8
34	34	M	36	40	38	27

35	31	D	62	65	65	25
36	26	M	53	42	54	19
37	26	M	45	51	43	19
38	26	M	52	50	54	24
39	25	M	46	54	46	17
40	46	M	65	69	64	21
41	47	M	36	49	38	23
42	46	M	41	44	41	29
43	12	D	59	54	59	10
44	11	M	82	38	83	20
45	26	M	53	53	52	35
46	17	M	51	40	53	41
47	26	M	47	41	48	35
48	41	M	28	64	31	51
49	47	M	48	49	50	45
50	35	M	65	40	67	25
51	35	M	55	31	55	21
52	35	M	46	36	48	22
53	44	M	52	44	48	35
54	47	M	21	46	19	10
55	45	M	67	31	65	16
56	26	M	39	30	38	8
57	27	M	38	36	36	12
58	45	M	61	43	59	22
59	35	M	63	42	59	13
60	46	M	53	42	55	22

Anexo 8:

Valor obtido e tempo dispendido em cada medição para o observador C.

Observador C						
Radiografia nº	Dente	Face	M. Analógico	Tempo (seg)	M. Digital	Tempo (seg)
1	12	M	31	77	31	16
2	32	M	26	102	27	21
3	32	M	30	59	33	10
4	42	M	30	78	30	24
5	31	M	47	74	45	19
6	15	M	29	65	32	17
7	36	M	59	50	60	41
8	14	M	60	82	63	43
9	36	M	42	66	43	24
10	36	M	57	132	60	35
11	47	M	44	62	42	22
12	46	M	48	63	45	39
13	11	M	23	78	27	31
14	32	D	52	73	54	21
15	36	M	36	75	38	41
16	45	M	53	102	55	34
17	37	M	27	72	28	19
18	27	M	32	40	32	13
19	14	M	54	80	57	52
20	13	D	30	69	30	21
21	14	D	61	45	60	30
22	31	M	53	53	52	25
23	27	M	44	70	47	36
24	17	M	42	55	43	31
25	27	M	55	51	56	23
26	46	M	50	76	47	14
27	31	D	40	97	42	19
28	14	M	58	59	57	23
29	47	M	35	60	34	19
30	44	D	51	61	53	21
31	35	M	56	58	54	14
32	21	M	58	90	61	33
33	15	M	66	60	63	31
34	34	M	37	49	40	43

35	31	D	62	65	64	17
36	26	M	55	52	52	19
37	26	M	46	59	44	15
38	26	M	54	58	52	17
39	25	M	49	79	45	21
40	46	M	66	53	63	13
41	47	M	37	58	35	17
42	46	M	39	46	41	16
43	12	D	58	65	62	14
44	11	M	82	75	85	27
45	26	M	52	44	54	20
46	17	M	54	46	53	11
47	26	M	47	46	46	26
48	41	M	26	50	27	34
49	47	M	52	41	49	13
50	35	M	64	40	67	18
51	35	M	53	40	52	16
52	35	M	45	40	47	14
53	44	M	48	39	47	21
54	47	M	18	50	14	14
55	45	M	70	50	69	21
56	26	M	37	45	35	39
57	27	M	39	50	37	9
58	45	M	63	60	61	17
59	35	M	58	50	60	11
60	46	M	52	44	56	10

Anexo 9:

Valor obtido e tempo dispendido em cada medição para o observador D.

Observador D						
Radiografia nº	Dente	Face	M. Analógico	Tempo (seg)	M. Digital	Tempo (seg)
1	12	M	31	55	31	22
2	32	M	25	72	27	39
3	32	M	28	73	30	28
4	42	M	29	78	29	25
5	31	M	48	116	48	26
6	15	M	30	60	31	31
7	36	M	57	88	56	27
8	14	M	61	52	65	31
9	36	M	40	79	38	34
10	36	M	58	83	58	19
11	47	M	42	58	40	21
12	46	M	49	65	46	41
13	11	M	27	83	28	29
14	32	D	57	74	54	29
15	36	M	38	73	36	23
16	45	M	50	111	53	19
17	37	M	28	49	26	35
18	27	M	33	87	36	27
19	14	M	53	53	54	19
20	13	D	29	64	29	22
21	14	D	59	75	62	32
22	31	M	52	47	53	39
23	27	M	44	73	45	15
24	17	M	41	69	43	12
25	27	M	53	105	56	10
26	46	M	48	63	49	14
27	31	D	40	55	42	20
28	14	M	59	70	58	15
29	47	M	34	65	33	9
30	44	D	52	55	54	31
31	35	M	57	54	54	22
32	21	M	59	70	61	18
33	15	M	62	74	63	18
34	34	M	35	57	36	22

35	31	D	63	65	61	34
36	26	M	55	53	53	25
37	26	M	45	86	47	33
38	26	M	52	73	50	25
39	25	M	46	57	44	28
40	46	M	67	52	65	11
41	47	M	39	41	36	27
42	46	M	39	53	40	16
43	12	D	57	64	62	15
44	11	M	78	63	83	21
45	26	M	52	59	53	17
46	17	M	52	73	55	12
47	26	M	49	64	47	15
48	41	M	30	106	29	19
49	47	M	49	74	51	15
50	35	M	62	69	64	23
51	35	M	51	93	55	15
52	35	M	48	106	46	21
53	44	M	48	101	50	24
54	47	M	19	48	15	17
55	45	M	68	38	65	21
56	26	M	37	53	35	25
57	27	M	37	44	36	23
58	45	M	62	46	59	11
59	35	M	58	52	56	23
60	46	M	54	51	52	33