UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
Departamento de Engenharia Elétrica

**ESQUEMA DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE
REABSORÇÃO ÓSSEA PERIODONTAL
ATRAVÉS DE SUBTRAÇÃO DIGITAL DE
RADIOGRAFIAS ODONTOLÓGICAS**

Eveline Batista Rodrigues

Dissertação apresentada à Escola de
Engenharia de São Carlos, da Universidade
de São Paulo, como requisito para obtenção
do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Homero Schiabel

São Carlos

2006

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidata: Bacharel **EVELINE BATISTA RODRIGUES**

Dissertação defendida e julgada em 09-08-2006 perante a Comissão Julgadora:

Prof. Associado **HOMERO SCHIABEL (Orientador)**
(Escola de Engenharia de São Carlos/USP)

APROVADA

Prof. Associado **MARCELO DE GUSMÃO PARAÍSO CAVALCANTI**
(Faculdade de Odontologia/USP)

APROVADA

Prof. Dr. **LUIS GUSTAVO NONATO**
(Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação/USP)

Aprovada

Prof. Associado **HOMERO SCHIABEL**
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Elétrica

Profa. Titular **MARIA DO CARMO CALLURI**
Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC

Dedico este trabalho aos meus pais, Fátima e Roberto,
Ao meu irmão, Argeu Vinícius,
E ao Julio César

Agradecimentos

A Deus, energia suprema que conduziu e guiou meus passos.

Aos meus pais, Fátima e Roberto pelo constante apoio e estímulo ao meu crescimento moral, intelectual e cristão. Por me ensinar a seguir meus sonhos e construir meu caminho, pelo apoio que me deram durante toda a realização deste trabalho, e cuja maior herança tiveram a oportunidade de me dar: o estudo, sem o qual eu não teria chegado até aqui.

Ao meu irmão Argeu Vinícius, meu psicólogo lindo, pela amizade e momentos de alegria.

Ao Julio César, pelo carinho, amor, amizade, companheirismo. Por suportar os momentos que estive ausente. Pela paciência. Pelas palavras certas, nas horas certas, que sempre me acalentam. Pelo cuidado.

À minha avó Maria Rosa (*in memoriam*) afetuosamente viva em meu coração. A minha avó Iracema, pelo carinho.

Aos meus tios, tias, primos e primas que sempre torceram por mim.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Homero Schiabel, pelos ensinamentos, orientações, compreensão e apoio, ao longo de todo este trabalho, modificando, de forma significativa, minha vida profissional.

Ao meu amigo, Ms.(quase Dr.) Maurício Escarpinati que, gentilmente, acolheu meu projeto, dispôs-se a me auxiliar, corrigir e incentivar o rumo deste trabalho. Às idas a Bauru. À amizade, aos momentos de descontração no laboratório, aos passeios que de vez em quando nos tirava do laboratório, aos almoços aos domingos, e eventuais durante a semana, né Jú, obrigada, pois era você quem preparava.

À Dra. Izabel Regina F. Rubira-Bullen que contribuiu para a construção deste trabalho, pelas radiografias cedidas, pelo suporte, pela ajuda a sanar minhas dúvidas na área da odontologia, pelo carinho e dedicação. Obrigada!

À Patrícia, uma grande amiga que fiz ao longo do Mestrado. Pelos momentos em que felizes, celebramos, e os que tristes, choramos. Por dividir comigo a kit, e fazer com que os meus dias em São Carlos fossem mais alegres, malucos, divertidos. Pelas conversas desde a hora que acordávamos até a hora que íamos dormir, ou que eu dormia, e ela continuava falando. Por me acolher em Bauru, quando tinha que ir até a USP de lá. Companheira de todas as horas. Chegamos ao final!

Aos amigos do LAPIMO: Mogi, Dr. Marcelo Andrade, pelos momentos de brincadeira e descontração que fazíamos no laboratório, pela disposição em esclarecer minhas dúvidas e pelas explicações, por me ajudar quando fiquei doente em São Carlos; à Ana Cláudia M., pela amizade, conselhos, sugestões, pelo acolhimento quando cheguei a São Carlos; ao Cláudio, pela amizade, e pelos momentos de brincadeira (que para ele são

sustos, tapas no meu braço enquanto estava digitando um texto, rs); à Vivian, pela amizade, e pelo seu alto astral irradiante e aos demais que tornaram a convivência no laboratório mais feliz e alegre: Michele, Carolina, Renata, Evanivaldo, Paulinha, Leandro, Ana Cláudia P.

À Dra. Ana Paula P. M. Peruzza, amiga e ex-professora e orientadora de TCC, pela contribuição à minha formação e pelo incentivo que sempre me deu em seguir para o Mestrado.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade de São Paulo, em especial à Vera, pelo delicioso cafezinho de todos os dias, e ao Rui e Odair pelos momentos de descontração.

À CAPES pelo apoio financeiro.

A todos meus amigos que compartilharam comigo esta caminhada, torcendo e incentivando a realização deste projeto.

“Se você pensa que pode, ou sonha que pode, comece.
Uma jornada de mil milhas inicia-se com o primeiro passo.
A diferença entre o possível e o impossível está na
determinação de cada um. Sabe o que é impossível?
É aquilo que ninguém fez até que alguém o faça.”

Goethe

Resumo

RODRIGUES, E. B. (2006). *Esquema de Auxílio ao Diagnóstico de Reabsorção Óssea Periodontal Através de Subtração Digital de Radiografias Odontológicas*. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

A radiografia é uma das ferramentas primárias de auxílio ao diagnóstico e monitoração do tratamento das doenças periodontais. Porém, a análise subjetiva dessas radiografias feita pelo dentista só consegue identificar lesões quando o quadro clínico apresenta perda acima de 30% do conteúdo mineral do osso, levando um sério desafio ao exercício da odontologia. Em muitas situações clínicas, o dentista também precisa ser capaz de quantificar o tamanho de uma lesão para determinar a taxa de progressão ou cura da doença. A técnica de Subtração Digital de radiografias provê a detecção de mudanças ósseas sutis, de cerca de 5%, levando ao diagnóstico precoce da doença e aumentando assim o sucesso de seu tratamento. Desta forma, o esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal através de subtração digital de radiografias odontológicas proposto no presente trabalho emprega a técnica de subtração digital de radiografias, onde duas radiografias odontológicas, tiradas em intervalos de tempos planejados, são subtraídas para obter uma nova imagem onde serão visíveis somente estruturas que mudaram de uma imagem em relação à outra. Será gerada uma imagem que auxiliará o dentista a efetuar um diagnóstico precoce e instituir o melhor plano de tratamento, e assim acompanhar a resposta do tratamento a partir de novas imagens subtraídas. Na fase anterior à subtração, é necessário o alinhamento, para garantir que estruturas idênticas em ambas imagens estejam no mesmo local, e evitando que o resultado da subtração seja errôneo. O alinhamento consiste na marcação de 4 pontos em regiões de alto contraste em ambas as imagens para que a imagem subsequente seja alinhada em translação e em rotação em relação à primeira. Posteriormente, uma técnica de correção de contraste é utilizada para corrigir eventuais diferenças de contraste. A subtração fornecerá três formas de visualização, na imagem subtraída, da área onde ocorreu uma reabsorção ou ganho ósseo. Uma delas é a Subtração Qualitativa, cujas

áreas onde as imagens se mantiveram idênticas são mostradas em preto, e áreas onde ocorreram mudanças, em branco. A segunda é a Subtração Quantitativa, que gera a imagem subtraída em níveis de cinza, mostrando em tons de cinza uniformes áreas onde as imagens se mantiveram idênticas; em tons de cinza escuros, onde ocorreu reabsorção óssea; e em tons de cinza claros, onde ocorreu ganho ósseo. Além destas duas subtrações, há uma terceira subtração, a Subtração Quantitativa Porcentagem-Colorida, que mostrará a porcentagem de reabsorção ou ganho ósseo através de áreas coloridas na imagem. O intervalo de porcentagens poderá ser escolhido pelo dentista e a este intervalo poderá ser atribuída uma cor para visualização. Intervalos de porcentagens negativas indicam reabsorção óssea e intervalos de porcentagens positivas, ganho ósseo. Os testes realizados encontraram um erro médio de 7,5% no resultado da subtração, sendo que deste total, 3,5% é o erro introduzido pelo digitalizador. É importante ressaltar que esta taxa representa o erro não somente do algoritmo desenvolvido, mas também a propagação do erro em todas as etapas do processo, ou seja, aquisição, digitalização, alinhamento e subtração. Portanto, o erro da subtração deduzido do erro do digitalizador é de somente 4,0%.

Palavras chave: Subtração Digital de Radiografias, Reabsorção Óssea Periodontal, Doença Periodontal, Periodontologia, Esquema de Auxílio ao Diagnóstico.

Abstract

RODRIGUES, E. B. (2006). *Aided Diagnosis Scheme for Periodontal Bone Resorption through Odontological Digital Subtraction Radiography*. M.Sc. Dissertation – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006.

Radiography is one of the primary features to help diagnose and monitor the treatment of periodontal diseases. However, the subjective analysis of these radiographs by the dentist only can identify lesions above 30% of mineral bone loss, leading to a serious challenge for the practice of odontology. In many clinical situations, the dentist needs to quantify the size of a lesion to determine the rate of progression or healing the disease. The Digital Subtraction Radiography technique provides the detection of subtle bone changes, i.e., changes of around 5%, leading to an early diagnosis and enlarging the success of its treatment. The aided diagnosis scheme for periodontal bone resorption through odontological digital subtraction radiography proposed in this work employs the digital subtraction radiography technique, where two odontologic radiographs taken at intervals of planned times are subtracted to obtain a new image where only structures that have been changed from one image to the other will be visible. It will generate an image to help the dentist make an early diagnosis and establish the best treatment plan, besides accompanying the treatment's response starting from new subtracted images. In the stage previous to the subtraction, the lining up is necessary to assure that identical structures on both images are in the same place, avoiding an erroneous result of the subtraction. It consists in marking 4 points in places with high contrast on both images for the subsequent image to be first lined up in translation and then in rotation in relation to the first one. Then, a contrast correction technique is used to correct possible contrast differences. The subtraction will provide three ways of visualization in the subtracted image of the area where a bone resorption or gain occurred. One of them is the Qualitative Subtraction, where areas kept identical are showed in black and areas where changes occurred are showed white. The second is the Quantitative Subtraction, which generates a subtracted image in gray levels, showing in uniform gray levels the

areas where the images remained identical, in dark gray levels the areas where there was bone resorption and in light gray levels the area with bone gain. The third subtraction is called Colored- Percentage Quantitative Subtraction, which shows the percentage of bone resorption or gain through colored areas on the radiograph. The intervals of percentage can be chosen by the dentist and he/she can attribute a color for visualization to this interval. Negative percentage intervals indicate bone resorption and positive percentage intervals correspond to bone gain. The tests performed found a mean error of 7.5% in the result of the subtraction, of which 3.5% correspond to the error introduced by the digitalizer. It is important to stress that this rate represents the error not only for the algorithm developed, but the spreading of the error to all process stages, such as acquisition, digitalization, lining up and subtraction. Therefore, the subtraction error deduced from the digitalizer error is only 4,0%.

Keywords: Digital Subtraction Radiography, Periodontal Bone Resorption, Periodontal Disease, Periodontology, Aided Diagnosis Scheme.

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Anatomia e estrutura do dente.....	23
Figura 2.2 - Dentes decíduos e dentes permanentes.....	25
Figura 2.3 - Desenho esquemático do dente com seu periodonto: a gengiva (G), o ligamento periodontal (PL), o cimento radicular (RC) e o osso alveolar (que compreende a lâmina dura (ABP) e o processo alveolar (AP))......	26
Figura 2.4 - Exame radiográfico periapical completo, técnica do paralelismo.....	39
Figura 2.5 - Exame radiográfico periapical completo - técnica da bisettriz e interproximal.....	39
Figura 2.6 - Exame pantomográfico.....	40
Figura 2.7 - Os dentes são compostos de esmalte (seta no primeiro molar), dentina (seta no segundo pré-molar), polpa (seta no segundo molar), e cimento (geralmente não visível radiograficamente).....	43
Figura 2.8 - O espaço periodontal (seta) é visto como uma área radiolúcida estreita entre a raiz do dente e a lâmina dura.....	44
Figura 2.9 - Diferença entre o trabeculado do osso alveolar de suporte, na maxila (a) e na mandíbula (b).....	46
Figura 2.10 - Avalia-se que a perda óssea na doença periodontal é a distância entre o nível do osso remanescente e o nível que se supõe normal para a idade do paciente. O mesmo nível ósseo radiográfico representa maior perda óssea em um paciente de 25 anos, comparativamente a um paciente de 50 anos.	47
Figura 3.1 - Radiografias digitais subtraídas. Subtração de radiografias necessita de duas imagens, A e B, que são expostas com a mesma geometria. Neste exemplo há perda de osso alveolar na imagem B que é muito sutil para ser vista. A imagem subtraída, C, contudo, mostra as diferenças entre A e B, e então a perda óssea é vista como uma estrutura escura sobreposta à polpa.....	55
Figura 3.2 - Sobreposição reversível (a) e irreversível (b) da imagem.	57
Figura 3.3 – Suporte que segura o filme, da Dentsply Rinn.	59
Figura 3.4 – Blocos de mordedura, da Dentsply Rinn.....	59
Figura 3.5- Método CDF. Histogramas dos níveis de cinza e os histogramas cumulativos (CDFs) em ambas as imagens são calculados. A CDF da Imagem 2 (linha fina) é combinada a CDF da Imagem 1 (linha grossa).....	68
Figura 3.6 - Gravação da ODTF. As densidades óticas e espessura do penetrômetro em cada posição x são gravadas.....	69
Figura 3.7 - Método ODTF. As funções ODTF em ambas as imagens são calculadas. A ODTF da Imagem 2 (linha fina) é igualada à função ODTF da Imagem 1 (linha grossa).	70

Figura 3.8 - Método LSQA. Uma curva de regressão polinomial quadrática representa a função de mapeamento entre valores de níveis de cinza das duas imagens.	71
Figura 4.1 - Esquema completo do esquema de auxílio ao diagnóstico.....	78
Figura 4.2 - Imagens com as regiões selecionadas para correção de contraste.....	80
Figura 4.3 - A tabela mostrando os resultados envolvidos na correção do contraste.....	80
Figura 4.4 - O ponto marcado por um * é o ponto pivô, e os restantes, marcados por + são os pontos subseqüentes.....	82
Figura 4.5 – Esquema de translação das imagens. Os pontos pivôs, cujas setas indicam suas coordenadas espaciais, são utilizados para transladar a imagem subseqüente.	82
Figura 4.6 – Esquema de rotação das imagens. A angulação entre cada ponto subseqüente e o ponto pivô é utilizada para rotacionar a imagem subseqüente.....	83
Figura 4.7 - Translação (a) e rotação (b) da imagem subseqüente.	83
Figura 4.8 - Lupa (a) e imagem ampliada em 160% (b).....	84
Figura 4.9 - Imagens em uma versão equalizada.	84
Figura 4.10 - Erro provocado pela rotação (a) e imagem corrigida (b).....	85
Figura 4.11 - Subtração qualitativa com nenhuma mudança apreciável (a), com perda óssea (b) e com ganho ósseo (c).....	87
Figura 4.12 – Subtração quantitativa com nenhuma mudança apreciável (a), com ganho ósseo (b) e com perda óssea (c).....	89
Figura 4.13 - Imagem referência (a), imagem subseqüente com região selecionada a ser subtraída (b), imagem referência com respectiva área marcada (c), e subtração da área selecionada na imagem subseqüente (d).	90
Figura 4.14 – Tela onde se pode escolher o intervalo de porcentagens e atribuir-lhe uma cor.....	92
Figura 4.15 – Imagem referência (a); Imagem subseqüente (b); Subtração quantitativa (c) e sua respectiva subtração quantitativa porcentagem - colorida mostrando de 10% a 20% de ganho ósseo em laranja, e de 20% a 30% de ganho ósseo em verde (d).....	93
Figura 4.16 - Imagem selecionada (a) e seu respectivo histograma (b).	94
Figura 4.17 - Região selecionada na imagem (a) e o histograma daquela região (b).....	95
Figura 4.18 – Linha traçada na imagem (a) e o histograma daquela linha (b).	96
Figura 5.1 – Tela principal do Esquema de Auxílio ao Diagnóstico de Reabsorção Óssea Periodontal.	101
Figura 5.2 – Testes realizados com imagens-teste para o alinhamento das imagens subseqüentes.	102
Figura 5.3 – Testes realizados com imagens odontológicas reais para o alinhamento das imagens subseqüentes.....	103
Figura 5.4 - Mandíbula seca perfurada pela broca de 2,9mm de diâmetro (a) e as três brocas com 2,9mm, 1,7mm e 1,3mm de diâmetro, respectivamente (b).	104

Figura 5.5 - Posicionamento da mandíbula seca frente ao aparelho de raios-X (a); suporte no qual são posicionados a mandíbula seca, o filme e a cera utilidade para simular tecido mole(b).....	106
Figura 5.6 - Todos os pixels dentro da área da perfuração foram contados e coloridos de branco, e o valor mostrado no local indicado pela seta.....	109
Figura 5.7 – Contagem dos pixels na imagem referência (a); contagem dos pixels na imagem subsequente (b); valor desejado pela subtração (c); valor obtido (d) e o erro entre eles (e).	110
Figura 5.8 - Relação entre os valores desejados e obtidos na subtração pelo esquema de auxílio ao diagnóstico.	112
Figura 5.9 - Resultados da Subtração Qualitativa em imagens reais de pacientes.	115
Figura 5.10 - Resultados da Subtração Quantitativa em imagens reais de pacientes.....	116
Figura 5.11 - Resultados da Subtração Quantitativa Porcentagem-Colorida em imagens reais de pacientes.	117

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 - Classificação dos fatores de risco às doenças periodontais de acordo com a evidência disponível	33
Tabela 5.1 – Diferença entre o diâmetro das brocas na mandíbula seca e na radiografia.	107
Tabela 5.2 – Correspondência entre a área real da perfuração e a área correspondente na imagem digitalizada.	108
Tabela 5.3 – Tabela com os dados utilizados para validação do resultado da subtração.	111
Tabela 5.4 – Tabela com a comparação entre os diâmetros das perfurações na imagem radiográfica e na imagem digital, para cálculo do erro do digitalizador.	113

Sumário

Capítulo 1 - Introdução.....	16
1.1 A Subtração Digital de Radiografias e a Doença Periodontal.....	16
1.2 Motivação e Objetivo.....	17
1.3 Disposição do Trabalho.....	20
Capítulo 2 - Doenças Periodontais.....	22
2.1 Anatomia e Estrutura do Dente.....	22
2.1.1 A anatomia do Periodonto.....	25
2.1.1.1 Gengiva.....	27
2.1.1.2 Cimento radicular.....	27
2.1.1.3 Processo alveolar e lâmina dura.....	28
2.1.1.4 Ligamento periodontal.....	29
2.2 Doenças Periodontais.....	29
2.3 Classificação das Doenças Periodontais.....	33
2.4 Doença Periodontal como fator de risco para outras doenças.....	36
2.5 O Exame Radiográfico.....	37
2.6 A Imagem Radiográfica.....	41
2.7 Anatomia Radiográfica Dental.....	42
2.7.1 Dente na Radiografia.....	42
2.7.2. Espaço Periodontal na Radiografia.....	43
2.7.3 Osso Alveolar na Radiografia.....	45
2.8 Sinais radiográficos da doença periodontal.....	46
2.9 Métodos convencionais de diagnóstico.....	48
2.9.1 Tratamento.....	49
2.10. Conclusão.....	49
Capítulo 3 - Subtração Digital de Radiografias.....	52
3.1 Conceitos de Imagem Digital.....	52
3.2 Aquisição da Imagem Digital.....	53
3.3 Subtração Digital de Radiografias.....	54
3.4 Técnicas radiográficas para obtenção de radiografias.....	57
3.4.1 Obtenção de radiografias padronizadas.....	60

3.4.2 Correção de radiografias não-padronizadas.....	63
3.4.3 Correção de Contraste	66
3.4.4 Exame quantitativo e qualitativo da imagem digital radiográfica	72
3.5. Conclusão.....	74
Capítulo 4 – Materiais e Métodos	77
4.1 Correção de Contraste	79
4.2 Alinhamento	81
4.2.1 Seleção dos pontos de referência	81
4.2.2 Correção do erro provocado pela translação.....	85
4.3 Subtração Digital de Radiografias.....	86
4.3.1 Subtração Qualitativa	86
4.3.2 Subtração Quantitativa.....	88
4.3.3 Subtração Quantitativa por Região	90
4.3.4 Subtração Quantitativa Porcentagem – Colorida.....	91
4.4 Cálculo do Histograma	94
4.4.1 Histograma por Região	95
4.4.2 Histograma por Linha	96
4.5 Conclusão.....	97
Capítulo 5 – Resultados e Discussão.....	99
5.1 Alinhamento	101
5.2 Subtração Digital.....	104
5.3 Conclusão.....	118
Capítulo 6 - Conclusão	119
6.1 Sugestão para Trabalhos Futuros	123
Referências Bibliográficas	124

Capítulo 1 - Introdução

1.1 A Subtração Digital de Radiografias e a Doença Periodontal

As doenças periodontais só perdem, em grau de importância, para as cáries dentais, que ocorrem com muita frequência nos indivíduos brasileiros. Ambas são doenças infecciosas muito prevalentes e representam um problema de saúde bucal coletiva no Brasil. Porém, não são dadas às doenças periodontais o cuidado devido, pois não são sistematicamente investigadas e prevenidas no Brasil (BARILLI, 2003).

As doenças periodontais são divididas em Gengivites, que é uma seqüela de infecção que compromete os tecidos gengivais, e a Periodontite, que ataca o periodonto humano causando a perda do osso de suporte dos dentes através de uma inflamação, podendo levar também à perda de osso alveolar, ligamento periodontal, dentes e aumentar o risco de desenvolver outras doenças, como as doenças cardíacas e do trato respiratório.

O diagnóstico da perda óssea é uma tarefa difícil de ser realizada pelos dentistas, pois ela só é radiograficamente visível quando está acima de 30%. A técnica computacional de subtração digital de radiografias provê uma melhoria na detecção

precoce desse problema, pois detecta mudanças de cerca de 5% por unidade de volume, o que seria impossível em uma avaliação feita pelo dentista, devido à incapacidade do sistema visual humano em detectar mudanças radiográficas súbitas em níveis de cinza. Com a utilização desta técnica, a doença pode ser detectada precocemente, levando ao sucesso do tratamento.

Portanto, nesse trabalho é apresentado um esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal (cujo termo refere-se ao desaparecimento do osso alveolar devido à inflamação provocada pela doença periodontal) através de subtração digital de radiografias odontológicas. O dentista poderá utilizar as radiografias de pacientes com doenças periodontais, realizadas serialmente, para compará-las através da subtração e conseguir visualizar e quantificar a perda óssea ou mesmo verificar se o tratamento está obtendo sucesso, com a quantificação de ganho ósseo. Para tal, as radiografias devem ser digitalizadas, para que possam ser manipuladas pelo esquema.

Esse esquema poderá proporcionar maior confiabilidade quanto à qualificação e quantificação da doença, bem como no desenvolvimento de medidas preventivas, de diagnóstico e de tratamento ao doente periodontal. Também poderá ser eventualmente utilizado para o diagnóstico de doença periapical, para a avaliação da progressão e remineralização de cáries e para o monitoramento de perda óssea ao redor de implantes fracassados.

1.2 Motivação e Objetivo

A radiografia é uma ferramenta primária de diagnóstico para a detecção das lesões ósseas. O exame radiográfico, todavia, ainda deixa muito a desejar como uma ferramenta de diagnóstico devido à sua baixa sensibilidade e grande variabilidade entre

os examinadores (KORNMAN, 1987; STASSINAKIS, 1995). Ortman et al. (1982) demonstraram que uma mudança de mineralização de 30% a 60% é necessária para poder ser detectada por um radiologista com experiência. Tipicamente, a quantidade de destruição do osso é menosprezada por uma radiografia convencional.

O uso de radiografias para documentar a progressão da perda óssea alveolar devida à doença periodontal é uma prática comum nas pesquisas e na rotina clínica do cuidado com o paciente. Como as pesquisas vêm aumentando o foco na perda de fixação ou no osso alveolar como um índice da severidade da doença periodontal, é necessário detectar as pequenas mudanças no suporte do osso alveolar, que podem surgir com o decorrer do tempo (JEFFCOAT, 1984).

Recentemente, vários esforços têm sido despendidos no desenvolvimento de sistemas computadorizados para aplicações clínicas e pesquisas na odontologia (TOSHIAKI, 2004). Para que os problemas de baixa sensibilidade e grande variabilidade entre os examinadores sejam eliminados, bem como problemas inerentes à imagem radiográfica, métodos computacionais são desenvolvidos para auxiliar e melhorar a detecção de reabsorções ósseas devidas à doença periodontal, e para que possa ser quantificado o tamanho dessas lesões. A subtração digital de radiografias tem tido seu uso difundido, pois aumenta as chances de visualização de estruturas e perdas ósseas modestas (BYRD, 1998).

Além disso, a doença periodontal afeta cerca de 95% da população, sendo a principal responsável pela perda dos dentes em adultos, constituindo o mais sério desafio ao exercício da Odontologia (BARI, 1998). É a segunda doença que mais ocorre com frequência nos indivíduos brasileiros, ficando atrás somente das cáries dentais.

Por isso, o presente trabalho objetiva servir como um meio de apoio ao dentista para que este consiga fazer um diagnóstico precoce da doença e tratá-la assim que for identificada a perda óssea. A importância em se detectar precocemente a ocorrência da doença periodontal é a possibilidade ao dentista de aplicar medidas preventivas ou corretivas, além de que o sucesso do tratamento pode ser maior.

Para tal, duas imagens radiográficas digitalizadas deverão passar primeiramente por um processo de alinhamento de projeção geométrica e um de correção de contraste para que elas possam servir como imagens confiáveis para a realização da subtração. Então é realizada a subtração das imagens e de posse da imagem subtraída, o dentista poderá visualizar a perda ou ganho ósseo ocorrido (o que seria mais difícil somente por observação comparativa entre duas radiografias), bem como visualizar a porcentagem de perda ou ganho ósseo ocorrido de uma imagem para a outra, através de um mapa de cores.

É importante que a nova imagem digital proveniente da subtração seja a mais exata possível, não podendo apresentar ruídos ou relatar mudanças ósseas que não tenham realmente ocorrido, ou não relatar as mudanças que realmente ocorreram.

Desta forma, os dentistas poderão se beneficiar de um esquema de auxílio ao diagnóstico que lhes permitirá uma identificação precoce das reabsorções ósseas periodontais, bem como a estimação em porcentagem da perda e ganho ósseo, para que possam instituir o melhor plano de tratamento de acordo com o grau da lesão encontrado e assim poder acompanhar o paciente, também através de novas avaliações realizadas pelas subtrações, para verificar se o tratamento está obtendo sucesso.

1.3 Disposição do Trabalho

Além dessa introdução, os seguintes capítulos são apresentados:

2. **Doença Periodontal** – introdução sobre a anatomia e estrutura do dente e do periodonto, apresentação da doença periodontal, sinais clínicos, classificação, fatores de risco, exame radiográfico, imagem radiográfica, anatomia radiográfica dental, espaço periodontal na radiografia, sinais radiográficos da doença periodontal, métodos convencionais de diagnóstico e tratamento.
3. **Subtração Digital de Radiografias** – conceitos de imagem digital, aquisição da imagem digital, descrição da técnica de subtração digital de radiografia, técnicas radiográficas para obtenção de radiografias, obtenção de radiografias padronizadas, correção de radiografias não padronizadas, correção de contraste, exame quantitativo e qualitativo da imagem digital radiográfica.
4. **Materiais e Métodos** – descrevem o desenvolvimento do trabalho, metodologias e técnicas utilizadas para a elaboração do esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal através de subtração digital de radiografias odontológicas, mediante literatura pesquisada e apresentada previamente.
5. **Resultados e Discussão** – apresentação dos resultados obtidos a partir do esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal e discussões a respeito do mesmo.
6. **Conclusão** – Conclusão acerca do trabalho e de seus resultados.

- 7. Referências Bibliográficas** - referências bibliográficas do material estudado para o desenvolvimento deste trabalho.

Capítulo 2 - Doenças Periodontais

As duas causas mais importantes de perda dos dentes são as cáries dentárias e as doenças periodontais. Uma grande porcentagem da população adulta é atingida pelas doenças periodontais, que, pelo caráter crônico e progressivo, se tornam a causa mais importante das extrações dentais a partir dos 35 anos (ÁLVARES, 2002).

2.1 Anatomia e Estrutura do Dente

Os dentes são órgãos mineralizados, resistentes, esbranquiçados e implantados no processo alveolar, anexados à maxila e à mandíbula, que desempenham importante papel na mastigação. São dispostos em duas fileiras harmônicas chamadas de arcadas dentárias. As arcadas dentárias separam a boca em duas partes: cavidade bucal e vestibulo. O vestibulo bucal é a parte compreendida entre a face interna dos lábios e bochechas e a face externa dos dentes.

A Figura 2.1 apresenta a imagem do dente e suas partes estruturais e anatômicas.

Figura 2.1 - Anatomia e estrutura do dente.

(Fonte: <http://www.luhs.org/health/topics/oralhlth/illust.htm>)

Anatomicamente o dente é formado por:

- **Coroa:** é a sua parte visível. Ela é brilhante, esbranquiçada e situa-se acima dos ossos de suporte e da gengiva. Possui características morfológicas e estruturais que permitem importante função no ato mastigatório e é revestida por esmalte, que por sua vez é o tecido mais duro do organismo humano.
- **Raiz:** é a parte responsável pela fixação do dente no osso alveolar e por suportar impacto de forças advindas da mastigação. É revestida por uma fina camada denominada cemento dentário. Um dente pode ter uma, duas ou três raízes, possuindo morfologias variadas.
- **Colo:** é a porção intermediária entre a coroa e a raiz. É a parte mais estrangulada do dente, e apresenta-se como uma linha sinuosa devido à disposição do esmalte a este nível.

Estruturalmente, o dente é formado por:

- **Esmalte:** tecido branco e brilhante e é o mais duro do corpo, recobrindo a coroa. Dispõe-se sobre um tecido denominado dentina (ou marfim).
- **Dentina:** possui função idêntica na coroa e na raiz, servindo de arcabouço dentário.
- **Cimento:** é a estrutura responsável pela união entre o dente e o osso. Dispõe-se sobre um tecido denominado dentina (ou marfim).
- **Polpa:** tem a função de vascularização e inervação, nutrindo o dente. Devido ao dente não ser um órgão maciço, em seu interior existe a cavidade pulpar, que abriga a polpa dentária.

No decorrer da vida, o homem troca de dentições, começando com a decídua (ou de leite) e trocando-a pelos dentes da dentição permanente. Temos 20 dentes decíduos e 32 permanentes, dispostos em uma arcada superior e outra inferior, conforma mostra a Figura 2.2.

Como se pode observar na Figura 2.2, os dentes possuem diferentes formas. Os dentes da frente, chamados de incisivos, têm como função principal o corte dos alimentos; já os dentes intermediários, chamados de pré-molares, e os de trás, chamados de molares, têm como função principal a trituração dos alimentos, diminuindo o volume para deglutição.

Figura 2.2 - Dentes decíduos e dentes permanentes.
(Fonte: <http://www.cdof.com.br/odonto2.htm>)

Além do dente, o órgão dentário também compreende o periodonto, que é composto pelo osso alveolar, cimento, gengiva e ligamento periodontal.

2.1.1 A anatomia do Periodonto

Periodontia ou Periodontologia é a área da Odontologia que estuda e trata dos problemas e das doenças que afetam os tecidos ao redor dos dentes, que é chamado de periodonto (OPPERMANN, 2001).

O periodonto (*peri* = em redor de, *odontos* = dente) compreende os seguintes tecidos: a gengiva, o ligamento periodontal, o cimento radicular e o osso alveolar. (LINDHE, 1992). Ele é formado pelo periodonto de proteção, que é constituído pela gengiva; e pelo periodonto de fixação, que é composto pelo cimento, osso alveolar e ligamento periodontal (FIGUEIREDO, 2005). A gengiva tem a função de proteger o periodonto de sustentação, que mantém os órgãos dentais funcionando (Figura 2.3).

Figura 2.3 - Desenho esquemático do dente com seu periodonto: a gengiva (G), o ligamento periodontal (PL), o cemento radicular (RC) e o osso alveolar (que compreende a lâmina dura (ABP) e o processo alveolar (AP)) (LINDHE, 1992).

Segundo Lindhe (1992), o osso alveolar consiste em dois componentes: a lâmina dura e o processo alveolar. A lâmina dura é contínua com o processo alveolar e forma a delgada lâmina óssea que está localizada imediatamente lateral ao ligamento periodontal. Três dos tecidos periodontais - o cemento, o ligamento periodontal e a lâmina dura - são formados por células que estão contidas no folículo dentário do dente em formação. O quarto tecido que faz parte do periodonto, a gengiva, não é derivada do folículo dentário. Todavia, a gengiva é uma estrutura relacionada com o dente, que aumenta de altura com a erupção deste.

A principal função do periodonto é inserir o dente no tecido ósseo dos maxilares e manter a integridade da superfície da mucosa mastigatória da cavidade oral. O periodonto, também chamado de “aparelho de inserção” ou “tecido de suporte dos dentes”, forma uma unidade de desenvolvimento, biológica e funcional, que sofre

determinadas alterações com a idade e, além disso, está sujeito a alterações morfológicas e funcionais, assim como a alterações relacionadas com modificações no meio ambiente.

2.1.1.1 Gengiva

A gengiva é uma mucosa formada pela queratina que circunda os dentes, com extensão entre 1 a 9 mm. A gengiva está aderida em parte ao cemento do dente e em parte ao processo alveolar. As mucosas orais, que se estendem anteriormente até a pele do lábio e posteriormente até a mucosa do palato mole e da faringe, possuem três componentes: a mucosa mastigatória, que inclui a gengiva e cobre o palato duro; a mucosa especializada, que cobre o dorso da língua e a mucosa de revestimento que compreende o restante da mucosa bucal (MENDONÇA, 2001).

2.1.1.2 Cimento radicular

Selvig (1965) relatou que o cimento radicular é um tecido calcificado especializado que recobre as superfícies radiculares dos dentes e, ocasionalmente, pequenas porções das coroas dos dentes, com muitas características em comum com o tecido ósseo. Todavia, o cimento não contém vasos sanguíneos e linfáticos, não tem inervação, não sofre remodelação e reabsorção fisiológicas, porém é caracterizado pela deposição contínua ao longo da vida. Como outros tecidos mineralizados, é constituído de fibras de colágeno embutidas em uma matriz orgânica. Desempenha várias funções, como: inserção das fibras do ligamento periodontal à raiz e contribuição para o processo de reparo após danos à superfície radicular. Dois tipos diferentes de cimento são reconhecidos:

- **Cimento primário ou acelular:** é formado em associação com a formação da raiz e erupção do dente.
- **Cimento secundário ou celular:** forma-se após a erupção do dente e, também, em resposta às demandas funcionais. Entretanto, áreas da superfície radicular poderiam ser alternadas com cimento acelular e cimento celular.

A inserção das fibras do ligamento periodontal ao cimento foi observada ser mantida por uma deposição contínua e muito lenta de novo cimento fundamentando as novas fibras.

2.1.1.3 Processo alveolar e lâmina dura

O processo alveolar é definido como as partes da maxila e mandíbula que formam e que dão suporte aos alvéolos dos dentes. O processo alveolar se desenvolve em associação com o desenvolvimento e erupção dos dentes e é gradativamente reabsorvido quando os dentes são perdidos. O processo alveolar consiste em osso que é formado tanto pelas células do folículo dentário (lâmina dura) como por células não envolvidas no desenvolvimento dentário. Em conjunto com o cimento radicular e o ligamento periodontal, o osso alveolar constitui o aparelho de inserção dos dentes, cuja função principal é distribuir e reabsorver as forças geradas, por exemplo, pela mastigação e outros contatos dentários (LINDHE, 1992).

2.1.1.4 Ligamento periodontal

O ligamento periodontal é uma estrutura fibrosa do tecido conjuntivo, com componentes nervosos e vasculares, que une o cemento radicular ao osso alveolar propriamente dito (LINDHE, 1992).

O ligamento periodontal serve primeiramente como suporte, ou seja, anexa os dentes ao osso alveolar que o circunda. Esta função é mediada primeiramente pelas fibras principais do ligamento periodontal que formam uma união fibrosa forte entre o cemento radicular e o osso. Ele também serve como um absorvedor de choque por mecanismos que fornecem resistência para forças leves e pesadas; como remodelador, fornecendo células que são capazes de formar ou reabsorver todos os tecidos que formam o aparato de fixação, por exemplo: o osso, o cemento e o ligamento periodontal; e também serve como função sensorial, pois é ricamente suprido com terminações nervosas que são primeiramente receptores para dor e pressão.

Finalmente, por ser bem vascularizado, o ligamento periodontal fornece nutrição que mantém a vitalidade de várias células, com a maior oferta de sangue originando das artérias dentais que entram no ligamento através do fundo do alvéolo.

2.2 Doenças Periodontais

Devemos entender como doenças periodontais, cujo termo não específico refere-se a qualquer doença que afeta o periodonto, a doença periodontal inflamatória, que compreende as diversas formas de gengivite e periodontite (RAMFJORD, 1991; ARMITAGE, 1996). Essas formas de doença são infecciosas, crônicas e freqüentemente não apresentam sintomas, ocorrendo como resultado da exposição do periodonto à

ação das bactérias aderidas à superfície dentária, de natureza não descamativa (AXELSSON, 1981).

A placa bacteriana, por ser uma massa mole e aderente, se deposita, continuamente, sobre as superfícies dentárias, não sendo removida com bochechos, jatos de ar ou mastigação de alimentos duros ou fibrosos. Em um estudo feito por Page (1997) estabeleceu-se que as placas formam verdadeiros biofilmes, que são comunidades bacterianas complexas, aderindo em qualquer superfície sólida da cavidade bucal, como no esmalte, cemento radicular, dentina, restaurações, implantes, etc. Esta é sem dúvida a causa primária da doença periodontal inflamatória. As manifestações clínicas da presença da bactéria e a resposta do hospedeiro geram uma reação inflamatória no periodonto.

A gengivite é a forma mais comum e o primeiro sinal, apesar de algumas formas de periodontite surgirem sem antes haver a gengivite.

A periodontite resulta na redução de densidade do osso da crista alveolar e é um sinal precoce que precede a perda da altura da crista alveolar. Ocorre também a perda óssea que pode ocasionar a perda de um, vários ou todos os dentes, e a bolsa periodontal, que é um aprofundamento do sulco da gengiva, que guarda os produtos dessa destruição óssea, juntamente com as bactérias e suas toxinas - no caso de infecções agudas (GOAZ, 1994).

Os sinais clínicos que indicam a doença periodontal, isolados ou em associação com outras características, fornecem dados para diagnosticar a presença ou ausência de inflamação. A seguir, a descrição desses sinais:

- **Sangramento gengival:** indica a existência de uma inflamação nos tecidos gengivais, considerando que uma sondagem leve e cuidadosa do sulco gengival não produz sangramento (LANG, 1990).
- **Cálculo supragengival:** é o fator mais importante de retenção de placas, tornando difícil a higiene bucal e impossível a remoção adequada da placa. Porém é um fator secundário na periodontite (COSTA, 2000).
- **Profundidade de sondagem (PS):** é quantificada pela medida em milímetros da margem gengival ao fundo do sulco ou bolsa periodontal. Estudos clínicos demonstrados por Greenstein (1997) afirmam que a PS não predispõe uma futura progressão da doença periodontal; entretanto lugares onde a PS é maior possuem maiores riscos de progressão da doença naquele lugar, do que lugares com PS menores.
- **Perda de inserção (PI):** pode ser medida pela distância do limite amelo-cementário ao fundo do sulco ou bolsa periodontal. Um meio muito utilizado e confiável para avaliar a progressão da doença periodontal é monitorar longitudinalmente as alterações ocorridas nas medidas do nível de inserção (HAFFAJEE, 1986).

Outros sinais clínicos incluem exsudato (matéria resultante de processo inflamatório) purulento (que contém pus), edema, reabsorção da crista alveolar e mobilidade dentária. Em muitos casos de periodontite em adultos a doença é recorrente, caracterizada por períodos alternados de inflamação e quiescência, que podem estar ocorrendo mesmo quando clinicamente estes tecidos se encontram cronicamente inflamados. A duração relativa das fases de quiescência e destruição depende da forma

da doença, da natureza das bactérias patogênicas e da resposta do hospedeiro. (GOODSON, 1982; GOAZ, 1994).

Alguns fatores, denominados fatores de risco, são relacionados à conduta, agentes ou condições que podem aumentar a prevalência, estender e agravar as doenças periodontais. Dentre esses fatores estão a má higiene bucal, doenças sistêmicas, irritantes locais, presença de bactérias patogênicas e valores culturais. Alguns fatores associados, porém não etiologicamente envolvidos, como idade, raça, gênero e nível socioeconômico, são denominados indicadores de risco (BARILLI, 2003).

Também são fatores que aumentam a susceptibilidade e modificam a resposta do indivíduo à doença: entre os acima citados, diabetes, estresse, tabagismo, resposta imune inadequada e fatores genéticos já apresentaram evidência em potencializar a doença periodontal. O cigarro afeta o sistema vascular e as respostas humoral, celular e inflamatória. O estresse reduz a função imune e aumenta corticosteróides e citocinas circulantes, além de alterar hábitos de higiene oral, o que afeta mais ainda a condição periodontal (GROSSI, 1994; GENCO, 1996).

Como é normalmente uma doença progressiva, pode levar à perda de osso alveolar e ligamento periodontal e se constitui em um sério problema odontológico devido à sua alta prevalência e, conseqüentemente, seu alto poder destrutivo.

A tabela 2.1 apresenta, de acordo com a literatura atual, os fatores de risco às doenças periodontais:

Tabela 2.1 - Classificação dos fatores de risco às doenças periodontais de acordo com a evidência disponível (OPPERMANN, 2001).

FATORES DE RISCO	PROVÁVEIS FATORES DE RISCO
Fumo	Estresse
Diabete melitus	Má nutrição
<i>Porphyromonas gingivalis</i>	Condições de higiene bucal
<i>Bacteroides forsythus</i>	Falta de vitaminas
<i>Actinobacillus actinomycetemcomitans</i>	Infecção pelo HIV
	Condições sócio-econômicas
	Genética

A prevenção, o diagnóstico e o tratamento das doenças dos tecidos de suporte dos dentes são extremamente necessários para a boa saúde do indivíduo. Pessoas que possuem doença periodontal e não a tratam ficam predispostas à infecção, que causa desconforto, sofrimento e mal-estar.

A perda dos tecidos periodontais é freqüentemente acompanhada de odores orais que geram constrangimento social. Pesquisas realizadas revelaram que o número de dentes perdidos por moléstias periodontais é o mesmo que por cárie e concluiu que há necessidade de desenvolvimento continuado de pesquisa epidemiológica nesse campo (ÁLVARES, 2002).

2.3 Classificação das Doenças Periodontais

Segundo a Academia Americana de Periodontologia (1999), as doenças periodontais são classificadas, de acordo com as alterações periodontais provocadas, em: doenças gingivais (1) induzidas e (2) não induzidas pelo biofilme dental e doenças periodontais (1) crônica, (2) agressiva, (3) como manifestação de doenças sistêmicas, (4) necrosantes, (5) na forma de abscessos, (6) associadas a lesões endodônticas, e (7) como

deformidade adquirida ou de desenvolvimento. Os fatores dentários que podem predispor ou alterar a forma de como se apresentam as doenças periodontais são anatomia dentária, restaurações com discrepâncias marginais, fraturas dentárias, trauma oclusal, reabsorção radicular externa, infecções endodônticas e deformidades mucogengivais.

De acordo com Goaz (1994) genericamente as doenças periodontais são classificadas em dois tipos:

- **Gengivite:** é uma seqüela de infecção. Ela compromete os tecidos gengivais e é geralmente vista como uma forma comum não específica. Apresenta sintomas clínicos como: vermelhidão, edema, sangramento provocado, alteração do contorno e consistência, presença de biofilme e/ou cálculo dental e nenhuma comprovação radiográfica de perda da crista óssea alveolar. Fatores como o sistema endócrino, medicamentos e subnutrição podem provocar a alteração da doença.
- **Periodontite:** é também resultado de uma infecção, mas ela difere da gengivite no tocante que produz a perda de osso alveolar. Esta forma compromete os tecidos de suporte ou sustentação do elemento dental, com a formação de bolsas periodontais e perda de inserção.

Esta última é dividida em crônica e agressiva. A periodontite crônica tem maior prevalência em adultos; a destruição tecidual é condizente com os fatores locais presentes; freqüentemente há cálculo subgengival; o padrão microbiano é variável; a progressão é lenta ou moderada; pode estar associada a fatores predisponentes locais (iatrogenias - alteração patológica provocada no paciente por tratamento de qualquer tipo - ou fatores relacionados ao dente); pode estar associada ou ser modificada por

doenças sistêmicas (diabetes, HIV); pode ser modificada por fatores como tabagismo e estresse. Sua prevalência e gravidade aumentam com a idade; pode afetar um número variável de dentes; seu início e manutenção dependem do biofilme dental; é plausível admitir que progrida mais se um tratamento adequado não for instituído; segundo o número de sítios envolvidos, pode ser descrita como localizada ou generalizada (quando mais de 30% dos sítios estão comprometidos pela doença); segundo sua gravidade pode ser considerada como leve (profundidade de sondagem de 1-2 mm), moderada (3-4 mm) e grave (≥ 5 mm).

Por interferência de fatores identificáveis e não identificáveis, nem todos os casos tem resultados favoráveis após a terapia; estes casos são denominados de periodontite refratária ou não-responsiva.

As características clínicas primárias das periodontites incluem perda clínica de inserção, perda de osso alveolar, formação de bolsa periodontal e inflamações gengivais, associadas ou não ao aumento ou recessão gengival, sangramento gengival, aumento da mobilidade dentária e esfoliação dos dentes envolvidos.

A forma agressiva apresenta características sindrômicas (representam manifestação oral de doenças sistêmicas; a idade de estabelecimento normalmente coincide com a puberdade; a gravidade da destruição é indicativa da virulência dos agentes etiológicos e da susceptibilidade do hospedeiro), etiológicas (em 90% das lesões de pacientes com periodontite juvenil localizada foi detectado o *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, constituindo o fator etiológico principal desta patologia) e genéticas (na maioria das vezes a quantidade de biofilme não justifica a destruição periodontal existente, o que sugere a hipótese de que há uma maior susceptibilidade desses pacientes às doenças periodontais); há também a associação de fatores externos e ambientais

(tabagismo) e fatores internos ou endógenos como modificadores da resposta do hospedeiro; com a redução da migração e função antimicrobiana dos leucócitos – que podem ser herdados através de defeitos em um ou mais genes, e também a redução da capacidade de produção de anticorpos específicos e protetores (BARILLI, 2003).

Essas classificações demonstram a complexidade das doenças do periodonto. Portanto, ao apresentar qualquer um dos sintomas, os indivíduos devem procurar um periodontista para que um diagnóstico correto seja feito e, dessa maneira, um tratamento adequado possa ser realizado de acordo com cada tipo da doença.

2.4 Doença Periodontal como fator de risco para outras doenças

As infecções periodontais podem ser fatores de risco para problemas cardíacos e infecções do trato respiratório. Segundo Matilla (1995) o desenvolvimento da doença cardiovascular (DCV), aterosclerose e infarto cerebral podem ser influenciados por infecção. Dessa forma, tem-se demonstrado que pessoas com manifestações clínicas de DCV ou infarto cerebral apresentam infecções periodontais mais graves. A sua severidade pode estar relacionada com a ateromatose das artérias coronárias, pois as bactérias periodontais provocariam algum efeito nas células que atuam na aterosclerose e na trombose arterial.

Da mesma forma, essas bactérias produzem um risco em potencial de morte em idade precoce, acidente vascular cerebral (AVC) e infarto agudo do miocárdio. (GENCO, 1996; MORRISON, 1999). Mães que possuem infecções periodontais avançadas também podem ter partos prematuros que levem à morte dos bebês ou tê-los

com baixo peso, além de poder ficar com seqüelas irreversíveis nas gengivas (OFFENBACHER, 1996).

A associação entre a doença periodontal e cardiovascular possui uma série de fatores envolvidos, como o efeito direto provocado pelo agente infeccioso na formação do ateroma, o efeito indireto ou mediado do hospedeiro desencadeado pela infecção, predisposição genética, além de características em comum, como idade avançada, sexo masculino, nível sócio-econômico-cultural baixo, tabagismo, diabetes e estresse (BALLIEUX, 1991; BECK, 1996).

Isso significa que é importante que toda pessoa que faça um controle sobre os fatores de risco para doenças cardíacas como o colesterol, fumo, diabetes, hipertensão, exercícios físicos, etc, inclua também a avaliação periodontal.

As infecções do trato respiratório também elegem outro grupo de condições sistêmicas que podem ser influenciadas pelas infecções periodontais. Essas infecções manifestam-se no trato respiratório, pois, frente a distúrbios, ainda que leves, de deglutição, é aspirado um número excessivo de bactérias, que teriam a possibilidade de funcionar como agentes etiológicos de doenças pulmonares, em especial a pneumonia por aspiração (SCANNAPIECO, 1998).

2.5 O Exame Radiográfico

O exame radiográfico dental é um dos exames auxiliares mais importantes na detecção das doenças periodontais na prática odontológica, pois é através dele que se consegue realizar o diagnóstico específico, o plano de tratamento do paciente e sua

avaliação nos controles periódicos. Complementa o exame clínico, porém um nunca substitui o outro (LINDHE, 1992).

As radiografias mostram a altura do osso alveolar e o contorno da crista óssea, e oferecem informações a respeito da altura e configuração do osso alveolar interproximal. As radiografias são capazes de fornecer informações visuais da gravidade de perda óssea ocasionada pelas lesões em um tempo bem delimitado. Por isso, radiografias tiradas serialmente devem ser comparadas para determinar se as lesões estão progredindo. A avaliação das radiografias subseqüentes deverá avaliar a perda ou ganho ósseo em relação à tirada anteriormente. Além disso, podem oferecer informações importantes a respeito das variações de contorno do septo interdentário que podem existir na ausência das lesões periodontais.

Segundo Bari (1998), para a realização do diagnóstico, cada paciente deve tirar uma série radiográfica periapical completa, utilizando-se de preferência a técnica do paralelismo ou cone longo, pelas vantagens que apresenta, cujo objetivo é colocar o dente e o filme paralelos entre si, usando um suporte, com distância focal de 40 cm, podendo ser visualizados o dente e as estruturas adjacentes (Figura 2.4); ou então a técnica da bisettriz complementada com mais 4 filmes pela técnica interproximal dos dentes posteriores, cujo objetivo é colocar o filme junto ao dente, e entre dente e filme se forma um ângulo virtual qualquer. Os raios X devem entrar perpendicularmente a bisettriz desse ângulo formado entre dente e filme, para que a imagem final seja nas mesmas proporções que o dente original (Figura 2.5).

Figura 2.4 - Exame radiográfico periapical completo, técnica do paralelismo (FREITAS, 1998).

Figura 2.5 - Exame radiográfico periapical completo - técnica da bissetriz e interproximal (FREITAS, 1998).

As radiografias panorâmicas (Figura 2.6) são tiradas com o filme e o tubo de raios X fazendo uma rotação em sincronismo ao redor da cabeça do paciente. O filme também tem um movimento de rotação ao redor de si mesmo. A imagem final se forma num plano de foco e a maxila e a mandíbula aparecem numa única projeção. Esta técnica de radiografia não é aceitável para o diagnóstico periodontal, pois apresenta maior grau de distorção e menor grau de detalhes, comparativamente às radiografias periapicais normalmente utilizadas, segundo Lascala (1986).

Figura 2.6 - Exame pantomográfico (FREITAS, 1998).

O sucesso do tratamento é comumente evidenciado pela restauração da parede cortical. Segundo Bell *et al.* (1950), em um acompanhamento de vários pacientes durante um período de alguns anos, concluíram que se não há evidência de reabsorção e destruição óssea adicional, pode-se aceitar que o processo inflamatório original foi eliminado pelo tratamento e que não houve persistência nem recorrência da inflamação crônica ou do processo infeccioso.

Uma limitação do exame radiográfico é o fato da imagem obtida ser bidimensional (2D). Devido a este problema, algumas estruturas anatômicas do dente não são percebidas pelo examinador durante a avaliação radiográfica, porque ficam sobrepostas umas às outras. Além disso, a detecção de anormalidades requer que 30% a 60% do conteúdo mineral do osso tenha sido perdido (OPPERMANN, 2001). Outro aspecto importante são as lesões com leves destruições ósseas porque estas não apresentam suficiente alteração na densidade para serem detectadas nas radiografias (AKIYOSHI, 1967; AINAMO, 1973). Segundo Theilade (1960), a radiografia mostra a imagem da destruição óssea menos grave do que aquela que ocorre de fato.

2.6 A Imagem Radiográfica

A imagem radiográfica odontológica é um produto de superposição do dente, estrutura óssea e tecidos moles na trajetória dos raios X entre o aparelho e o filme. As radiografias revelam alterações nos tecidos mineralizados; não revelam o estado real da atividade celular, mas, sim, mostram os efeitos destas sobre aquelas estruturas (BARI, 1998).

Para que aspectos minuciosos de alterações possam ser observados em certas estruturas, há uma série de variações de parâmetros de elementos eletrotécnicos envolvidos na tomada radiográfica, como: a tensão do tubo do aparelho de raios X, o tempo de exposição, a distância foco-filme e o tamanho do ponto focal. Fatores envolvidos na revelação do filme, também, como a solução reveladora, a solução fixadora, a temperatura e o tempo de revelação do filme são fatores que influenciam a qualidade da imagem radiográfica obtida. Para que a imagem radiográfica seja confiável e que possa prestar sua verdadeira utilidade, estes fatores devem estar regulados dentro de condições mínimas, para que possa apresentar o máximo de detalhe, contraste médio e pouca ou nenhuma distorção.

Os aspectos acima citados devem ser os mais uniformes possíveis, em toda a série radiográfica tomada, fazendo com que os enfoques horizontais e verticais sejam observados corretamente e que seja incluído em cada filme todos os elementos dentários e suas estruturas vizinhas.

2.7 Anatomia Radiográfica Dental

O reconhecimento da doença por técnicas radiográficas necessita de um bom conhecimento da aparência de estruturas normais na radiografia.

Diagnósticos odontológicos não podem ser realizados sem uma compreensão de uma ampla gama de variações na aparência de estruturas anatômicas normais. Tais estruturas podem apresentar variações morfológicas, dimensionais e de posição, quer no mesmo indivíduo ou em indivíduos diferentes. Contudo, é necessário discernir as alterações patológicas daquelas tidas como circunscritas ao limite da normalidade. Isto se aplica, particularmente, à distribuição arquitetônica dos espaços medulares e trabeculagem óssea (pedaço de osso que reforça ou sustenta sua estrutura), cujo aspecto pode variar com o uso, desuso ou idade do paciente (FREITAS, 1998).

Similarmente, deve ser reconhecido que muitos dos pacientes normais demonstram muitos pontos de referência radiográfica normais, sendo raro o paciente que mostra todas. Portanto, a ausência de um ou até muitos pontos de referência em qualquer indivíduo não é necessariamente considerado anormal (GOAZ, 1994). Desta forma, para que o anormal seja conhecido e claramente identificado, deve-se compreender anteriormente como se apresentam as estruturas normais.

Sob o ponto de vista periodontal, na radiografia, deve-se estudar o dente, o espaço periodontal e o osso alveolar.

2.7.1 Dente na Radiografia

O esmalte é mais radiopaco do que os outros tecidos porque ele é a substância mais densa presente no corpo; composto de 90% de mineral, portanto causa a maior

atenuação dos fótons de raios X. A dentina é aproximadamente 75% mineralizada, e devido a seu conteúdo mineral baixo, sua aparência radiográfica é grosseiramente comparada à do osso. A dentina apresenta-se suave e homogênea em radiografias por causa de sua morfologia uniforme. A junção amelodentinária, entre o esmalte e a dentina, aparece como uma interface distinta que separa essas duas estruturas. A camada fina de cemento na superfície radicular tem um conteúdo mineral (50%) comparável a este da dentina. O cemento geralmente não é aparente na radiografia devido ao baixo contraste entre ele e a dentina e devido a ele ser tão fino. A polpa de um dente normal é composta por tecido mole e conseqüentemente aparece radioluciente (Figura 2.7) (GOAZ, 1994).

Figura 2.7 - Os dentes são compostos de esmalte (seta no primeiro molar), dentina (seta no segundo pré-molar), polpa (seta no segundo molar), e cemento (geralmente não visível radiograficamente) (GOAZ, 1994).

2.7.2. Espaço Periodontal na Radiografia

O espaço periodontal é composto de colágeno, por isso aparece como uma faixa radiolúcida linear que rodeia a raiz do dente, e é o espaço compreendido por todos os

elementos do ligamento periodontal. Este espaço começa na crista alveolar, estende-se em volta da porção da raiz do dente que está dentro do alvéolo, e retorna à crista alveolar no lado oposto do dente (Figura 2.8). Por ser preenchido por tecidos moles, é totalmente transparente aos raios-X. A característica mais importante é a sua espessura, que é de aproximadamente 0,11 mm, em média, podendo ser mais denso nas zonas cervical e periapical. Seus limites ósseos e cementários devem ser lisos e uniformes. Com a idade, ausência ou redução da função, o espaço periodontal diminui (GOAZ, 1994; BARI, 1998).

Figura 2.8 - O espaço periodontal (seta) é visto como uma área radiolúcida estreita entre a raiz do dente e a lâmina dura (GOAZ, 1994).

2.7.3 Osso Alveolar na Radiografia

O osso alveolar de suporte apresenta-se como trabéculas ósseas, que aparecem radiopacas nas radiografias e são limitadas por espaços medulares (radiolúcidos). Essas trabéculas ósseas estão entre as placas corticais em ambas as mandíbulas. As trabéculas na maxila anterior são finas e numerosas, formando um padrão granular e denso (Figura 2.9(a)), e os espaços medulares são conseqüentemente pequenos e numerosos. Na região posterior da maxila o padrão trabecular é muito similar àquele no maxilar anterior, apesar dos espaços medulares serem ligeiramente maiores. Na região anterior da mandíbula a trabécula é mais espessa do que no maxilar, resultando em um padrão mais grotesco (Figura 2.9(b)), com as trabéculas orientadas mais horizontalmente. As placas trabeculares da mandíbula são em menos quantidade do que no maxilar, e os espaços medulares correspondentemente maiores. A maior ou menor densidade óssea depende da idade do paciente, da solicitação mastigatória local e das condições sistêmicas (DAMANTE, 2002).

Figura 2.9 - Diferença entre o trabeculado do osso alveolar de suporte, na maxila (a) e na mandíbula (b) (GOAZ, 1994).

2.8 Sinais radiográficos da doença periodontal

Na fase inicial da doença periodontal, quando a inflamação manifesta-se apenas na gengiva (gengivite), não causando a perda óssea, não observamos qualquer modificação na imagem radiográfica. Esse aspecto é totalmente reversível, uma vez que se ache e elimine a sua causa. As gengivites devem ser avaliadas separadamente das periodontites, através de instrumentos de análise clínica como o Índice Gengival e o Índice de Sangramento Gengival (OPPERMANN, 2001).

A radiografia é um método indireto que determina a quantidade óssea perdida pela doença periodontal, através da quantidade que restou, e não da quantidade que foi perdida. A quantidade que foi perdida é calculada através da diferença entre o nível fisiológico do osso do paciente e a altura do osso restante (Figura 2.10). Para tal, é

necessário determinar: a idade do paciente, o nível fisiológico do osso a essa idade e a diferença entre o nível fisiológico do osso e o nível do osso restante indicado na radiografia. A mesma quantidade de osso restante indica graus diferentes de perda óssea em pacientes de faixas etárias diferentes (BARI, 1998).

Figura 2.10 - Avalia-se que a perda óssea na doença periodontal é a distância entre o nível do osso remanescente e o nível que se supõe normal para a idade do paciente. O mesmo nível ósseo radiográfico representa maior perda óssea em um paciente de 25 anos, comparativamente a um paciente de 50 anos (BARI, 1998).

Os sinais radiográficos da doença periodontal são reabsorção e modificações do espaço periodontal e lâmina dura. As reabsorções ocorrem nas cristas alveolares, e apresentam-se sob a forma horizontal e vertical. Na forma horizontal a reabsorção segue um nível relativamente paralelo ao nível primitivo das cristas alveolares, caracterizando a formação de bolsas supra-ósseas, enquanto na forma vertical a reabsorção se faz formando um ângulo agudo com o eixo dentário, caracterizando a formação de bolsas infra-ósseas. As modificações do espaço periodontal consistem no espessamento e deformação parcial ou total. A lâmina dura pode engrossar, tornar-se menos densa ou destruir-se; fenômenos estes que ocorrem paralelamente às variações do espaço periodontal (DAMANTE, 2002).

2.9 Métodos convencionais de diagnóstico

Além da avaliação radiográfica para obtenção de um diagnóstico eficiente, outros métodos também podem ser utilizados para a inspeção das doenças periodontais.

O diagnóstico clínico de um paciente periodontal inclui, primeiramente, a avaliação dos sinais clínicos de inflamação, incluindo alterações da cor e dos tecidos gengivais marginais, bem como a tendência ao sangramento provocado pela sondagem (OPPERMANN, 2001). Certas evidências indicam que os critérios tradicionais de diagnóstico como edema gengival, vermelhidão, placa, sangramento e exsudato apresentam especificidade favorável (71-97%), mas pouca sensibilidade (42%) em detectarem pacientes ou sítios com progressão ativa (HAFFAJEE, 1983).

O tratamento é freqüentemente direcionado pelas medidas obtidas através da profundidade de sondagem, feitas nas comparações longitudinais de exames sequenciais, quando se busca determinar o progresso da doença. Porém, esta medida não é precisa, pois o ponto de referência - que é a margem gengival - muda de localização de acordo com o edema ou retração. Desta forma, a medida mais apropriada para tal são os níveis clínicos de inserção, medidos tendo como referência a junção cimento-esmalte (JCE), sendo usados como padrão na avaliação da inserção dos tecidos moles ao dente, não estando, portanto, sujeitos ao mesmo erro associado à profundidade de sondagem (OPPERMANN, 2001).

A medida da extensão da perda das estruturas de inserção é feita medindo-se a profundidade das bolsas e da perda de inserção, juntamente com o exame radiográfico, e também analisando dados como idade, sexo e história clínica, que poderão favorecer o diagnóstico, o plano de tratamento e o prognóstico.

2.9.1 Tratamento

Todo tratamento tem a finalidade de prover altos índices de saúde, função e estética da dentição (ECCHEVERIA, 1983). Como em qualquer outra doença, esse processo pode ser mais bem realizado se a doença, as causas e os fatores envolvidos no seu desencadeamento forem bem identificados.

O tratamento periodontal convencional é realizado sanando a inflamação dos tecidos periodontais, que pode ser feito apenas por procedimentos clínicos de raspagem e alisamento radicular ou por procedimentos que são combinados e que envolvem cirurgia periodontal (VANZILLOTTA, 1999), que irão prover, respectivamente, o controle da placa bacteriana e redução das bolsas.

O tratamento e prevenção da doença periodontal tem assumido um caráter cada vez mais complexo, pois além de saná-la, deve-se ter um controle sobre os determinantes da doença, da sua natureza multifatorial associada a características individuais, e seus fatores de risco. Desta forma, o sucesso do tratamento não depende somente da abordagem escolhida para o tratamento, mas também do controle dos diversos fatores acima citados.

2.10. Conclusão

As doenças periodontais apresentam-se como uma doença inflamatória, que na sua forma mais branda é a gengivite, podendo evoluir para a periodontite que, se não for diagnosticada e tratada, pode levar à perda de inserção dos dentes, e em sua forma mais grave, pode levar à formação de bolsa periodontal e agir como provável fator de risco para o desenvolvimento de doenças cardiovasculares e problemas no trato respiratório.

Os sinais clínicos apresentados por um doente periodontal são: sangramento gengival, perda de inserção do dente, edema, cálculo supragengival, alta profundidade de sondagem, etc. A doença não apresenta sintomas, por isso deve-se ficar atento quanto aos sinais clínicos acima citados.

O início e a progressão da infecção periodontal são modificados por condições ou fatores locais e sistêmicos, denominados fatores de risco. São considerados fatores de risco, por exemplo, a má higiene bucal, doenças sistêmicas locais, presença de bactérias patogênicas, estresse, diabetes, tabagismo, idade, gênero, raça e fatores genéticos. Todos esses fatores podem influenciar a prevalência e a intensidade da doença; portanto, um plano de tratamento deverá levar em conta também o controle desses fatores.

A radiografia complementar ao exame clínico é um método simples e eficiente de diagnosticar a doença periodontal. Ela revela ao dentista o quanto restou do osso. Para estimar a quantidade óssea perdida, deve-se comparar o nível fisiológico do osso do paciente em relação à altura do osso que restou.

Além das radiografias como métodos de diagnóstico, outros métodos também são exeqüíveis, como o índice gengival e o índice de sangramento gengival, para avaliação da gengivite e a avaliação dos sinais clínicos, a medida da extensão da perda das estruturas de inserção, as medidas da profundidade de sondagem e os níveis clínicos de inserção, para a avaliação da doença periodontal.

Inúmeros estudos epidemiológicos demonstram a alta prevalência das diversas formas das doenças periodontais em pessoas adultas e idosas e também em indivíduos mais jovens, porém de uma forma reversível. Um estudo epidemiológico realizado pelo Ministério da Saúde (1986) na zona urbana do Brasil demonstrou que a população que

apresentava o periodonto saudável foi de 28% entre 15-19 anos, 15% entre 35-39 anos e 4% entre 60-64 anos. No grupo entre 35-44 anos, 72% das pessoas eram sadias ou apresentavam sinais iniciais ou reversíveis da doença periodontal, 21,5% tinham bolsas moderadas e 6,5% tinham bolsas profundas. Foi comprovado que 19% dos adultos entre 35-44 não possuíam dentes, sendo 25% entre a população de baixa renda e 13,5% entre a população de alta renda. Dentre todas as faixas etárias, as condições de saúde periodontal na população de baixa renda foram piores que as dos grupos economicamente mais favorecidos.

O diagnóstico precoce da doença periodontal pode resultar em um tratamento com maiores indicativos de sucesso, pois as chances de sanar a inflamação e a infecção são maiores, e também pelo fato da destruição óssea ainda ser sutil no início. Também se deve levar em consideração o controle dos fatores determinantes da doença, da sua natureza multifatorial associada a características individuais e de seus fatores de risco.

Capítulo 3 - Subtração Digital de Radiografias

3.1 Conceitos de Imagem Digital

O radiograma num filme radiográfico tradicional é considerado uma imagem analógica porque possui resolução espacial e resolução de contraste contínua. Para ser manipuladas por um computador, é necessário que estejam, porém, na forma digital.

De acordo com Gonzalez (2000), a imagem é a uma função bidimensional de intensidade da luz $f(x,y)$, onde x e y denotam as coordenadas espaciais e o valor de f em qualquer ponto (x,y) é proporcional ao brilho, ou níveis de cinza, da imagem em um dado ponto. A imagem digital é uma imagem $f(x,y)$ discretizada tanto em coordenadas espaciais quanto em brilho. Ela pode ser considerada como uma matriz de linhas e colunas cujos índices localizam unicamente um ponto e seu valor identifica o nível de cinza naquele ponto. Esses pontos únicos são denominados elementos da imagem, elementos da figura, “pixels” ou “pels”, sendo os dois últimos, abreviações do termo em inglês *picture elements* (elementos de figura).

As imagens digitais são obtidas de imagens contínuas através de dois processos de discretização, um para pontos espaciais e outro para cores (ou níveis de cinza), atribuídos a cada pixel. Esses dois processos são chamados de amostragem e quantização, respectivamente. Neste trabalho iremos usar as imagens obtidas pelo processo de quantização.

Uma imagem digital em níveis de cinza, que será a utilizada no presente trabalho, pode ser definida como uma matriz discreta bidimensional g , de dimensão $P \times Q$, onde cada pixel assume um valor inteiro de nível de cinza n , com $0 \leq n < N$. Uma imagem onde n pode assumir somente os valores 0 e 1, por exemplo, com $N = 2$, é chamada de imagem binária (COSTA, 2000).

3.2 Aquisição da Imagem Digital

Há duas formas de se adquirir uma imagem radiográfica digital: a indireta e a direta.

Na radiografia digital indireta os filmes radiográficos são digitalizados e armazenados em forma de pixels, que consistem em uma série de números discretos correspondentes à escala de cinza da radiografia original, e são disponibilizadas em forma de sinais digitais por um monitor de televisão ou computador.

Na radiografia digital direta, a imagem não é gravada em filmes e sim por um sensor intrabucal reutilizável. Nesta modalidade de obtenção de imagem, um sensor reutilizável absorve a radiação emitida por um tubo de raios-X convencional. Este sensor gera um sinal elétrico ou luminoso, que é digitalizado e transferido a um

microcomputador, onde as imagens são reconstituídas, arquivadas e visualizadas (ALBUQUERQUE, 2001).

Esta técnica obteve intensa difusão, com o contínuo lançamento de novos sistemas no mercado. Entre as razões da disseminação desta tecnologia estão várias vantagens, como a dispensa do processamento de filmes, que reduz custos e tempo de trabalho; a viabilidade de armazenamento digital, através de bases de dados de imagens corporativas; o tratamento das imagens, disponibilizado no próprio software de aquisição, possibilitando o realce de detalhes diversos; aquisição imediata; maior facilidade de operação e; principalmente, a possibilidade de redução da dose de radiação, devido à maior eficiência na detecção de quanta dos sensores digitais em relação aos filmes (BRETTLE *et al.*, 1996, SOREDEX, 1994).

3.3 Subtração Digital de Radiografias

As radiografias convencionais contêm mais informações do que realmente podem ser vistas pelo olho humano. Estruturas de fundo como o osso alveolar e dentes adjacentes podem dispersar a visão do examinador da informação de diagnóstico, tornando difícil a detecção de mudanças patológicas. No diagnóstico da doença periodontal, um nível existente de perda óssea alveolar é visível, mas a progressão da perda óssea do exame de uma radiografia para a próxima pode ser muito difícil de interpretar (REDDY, 1993).

A técnica de Subtração Digital de Radiografia (DSR – *Digital Subtraction Radiography*) se aplica à resolução dessa limitação na detecção de mudanças radiográficas, na qual 2 radiografias tiradas em diferentes tempos são subtraídas de modo que a

estrutura comum em ambas (ruído estruturado) é removida e uma imagem consistindo somente das diferenças (sinal) entre elas permanece (Figura 3.1). Estudos mostram que dentistas que se utilizam da subtração de imagens digitais podem detectar mudanças alveolares de 1% a 5% por unidade de volume (DOVE, 2000), desde que ambas as imagens sejam obtidas sob as mesmas condições de projeção geométrica, configurações do tubo de raios X, e procedimentos de revelação de filme. Com estas técnicas, até mesmo súbitas mudanças no osso ou no tecido dentário, não perceptível por comparação direta de filmes, podem ser reveladas (LIKAR, 1997).

Figura 3.1 - Radiografias digitais subtraídas. Subtração de radiografias necessita de duas imagens, A e B, que são expostas com a mesma geometria. Neste exemplo há perda de osso alveolar na imagem B que é muito sutil para ser vista. A imagem subtraída, C, contudo, mostra as diferenças entre A e B, e então a perda óssea é vista como uma estrutura escura sobreposta à polpa (GOAZ, 1994).

DSR é um método útil para avaliar pequenas diferenças em radiografias tiradas serialmente e tem sido usada para avaliação de mudanças periodontais, (WEBBER, 1982; REDDY, 1992) no diagnóstico de lesão periapical (TYNDALL, 1990), na

avaliação da reabsorção radicular externa (KRAVITZ, 1992), no diagnóstico de cáries proximais (GRÖNDAHL, 1982; MAGGIO, 1990), e na avaliação da mudança óssea ao redor de implantes dentais (JEFFCOAT, 1992). Muitos estudos mostraram que a DSR foi superior a radiografias convencionais para a avaliação de mudanças ósseas sutis (CHRISTGAU, 1998; PARSELL, 1998; DOVE, 2000).

A detecção precoce da perda óssea periodontal é importante porque provê ao dentista a possibilidade de aplicar medidas preventivas ou corretivas. A redução de densidade do osso da crista alveolar é um sinal preliminar da doença periodontal e precede a perda da altura da crista alveolar. (WAERHAUG, 1979; JEFFCOAT, 1980). Porém, pequenas mudanças na densidade não podem ser detectadas de maneira confiável por comparação convencional de radiografias devido às grandes variações na estrutura anatômica e no contraste e densidade da imagem radiográfica. Subtração radiográfica é uma técnica introduzida por Webber (1982), a qual facilita ambas as visualizações quantitativas e qualitativas, até mesmo as menores mudanças de densidade no osso, quando se removem as estruturas anatômicas que não mudaram da imagem. Isso melhora a detecção de estruturas ósseas com uma verdadeira mudança de densidade, e melhora significativamente a sensibilidade e exatidão da avaliação (RÜTTIMANN, 1981; GRÖNDAHL, 1983).

Uma desvantagem da técnica de subtração digital de radiografias, como usada presentemente, é a necessidade de garantir que o alinhamento de projeção seja idêntico, durante a exposição de radiografias sequenciais (NUMMIKOSKI, 2000).

A aplicação difundida de subtração de radiografias também tem sido dificultada pelo fato de um rígido controle da projeção geométrica dos raios X ter que ser efetuado para assegurar um registro próprio das imagens que serão subtraídas (WEBBER, 1982;

RUDOLPH, 1987). Vários métodos têm sido desenvolvidos para superar estas limitações.

3.4 Técnicas radiográficas para obtenção de radiografias

A disparidade geométrica da projeção dos raios X em relação à estrutura diagnóstica de interesse ocorre quando o tubo de raios X ou o plano objeto não está alinhado à imagem, podendo ocorrer uma sobreposição reversível da imagem, que é produzida pela mudança da posição do plano da imagem relativo a um tecido fixo e à posição do ponto focal (Figura 3.2(a)); ou irreversível, que é produzida pela mudança da posição do ponto focal relativo a um tecido fixo e à posição do plano da imagem (Figura 3.2(b)) (WEBBER, 1984).

Figura 3.2 - Sobreposição reversível (a) e irreversível (b) da imagem.

Técnicas radiográficas desenvolvidas para a obtenção de radiografias podem ser agrupadas em duas categorias: técnicas padronizadas e não-padronizadas.

Sistemas não padronizados são assim chamados porque não proporcionam uma relação constante entre o tubo de raios X, o filme, e o objeto a ser radiografado (UPDEGRAVE, 1967, 1968; EGGEN, 1970). O filme é segurado por um suporte, e o tubo de raios-X e o suporte são posicionados a mão livre, criando uma dificuldade em reproduzir seu posicionamento com precisão toda vez. As vantagens desses suportes de filme são que eles são mais tolerados por pacientes do que outros mais elaborados os quais podem ser desconfortáveis de morder (PITTS, 1984) e eles são mais baratos e fáceis de usar. Porém, radiografias seriais tiradas com técnicas rotineiras freqüentemente não irão corresponder em projeção geométrica. Outra negligência é que importantes estruturas anatômicas podem ser perdidas na radiografia por causa da imprecisão da colocação do filme ou do alinhamento do tubo de raios X (CARPIO, 1994).

Métodos padronizados para a obtenção de radiografias seriais proporcionam mais imagens radiográficas comparáveis e possibilitam a reprodução radiográfica, na qual medidas diretas da perda óssea podem ser feitas. Inicialmente, todos dispositivos eram compreendidos de um suporte que segura o filme (Figura 3.3), um registro de mordida oclusal contendo material de impressão, e um braço de expansão precisamente anexado ao suporte do filme e ao tubo de raios X (PLOTNICK, 1971). Outros projetos incluíam blocos de mordedura padronizados, os quais poderiam ser reusados em visitas posteriores (BENKOW, 1957; WEGE, 1967; GERMANN, 1971; DUINKERKE, 1977) (Figura 3.4). Uma desvantagem dessa técnica era a distorção de impressão com o tempo.

Figura 3.3 – Suporte que segura o filme, da Dentsply Rinn. (Fonte: http://www.rinncorp.com/catalog_filmhold_kits.shtml).

Figura 3.4 – Blocos de mordedura, da Dentsply Rinn. (Fonte: http://www.rinncorp.com/catalog_filmhold_xcpbairereplace.shtml)

Com a utilização da fabricação de *stents* de acrílico padronizados, e seu uso nas superfícies oclusas dos dentes na região de interesse, esta deficiência é reduzida (WEGE, 1967; DUCKWORTH, 1983). O *stent* padronizado é anexado ao tubo de raios X através de uma barra de metal. O filme também é anexado ao *stent*, sustentado por um apoio de metal. Uma desvantagem significativa dos métodos padronizados é que eles podem ser caros e consome tempo em fabricá-los e usá-los (CARPIO, 1994), mas eles permitem que as imagens sejam mais reproduzíveis do que as técnicas não padronizadas.

3.4.1 Obtenção de radiografias padronizadas

Com a necessidade de reprodução do posicionamento das radiografias, algumas técnicas têm sido desenvolvidas: uma baseada em *stents* padronizados oclusos (dispositivo de posicionamento fabricado individualmente) (ROSLING, 1975; DUINKERKE, 1977; DUCKWORTH, 1983); uma que utiliza um cefalostato (dispositivo que estabiliza a cabeça do paciente durante a exposição) (JEFFCOAT, 1987); e outra que utiliza um vídeo para gravar a imagem da face do paciente (REDDY, 1991b).

O método do *stent* tem sido proposto para posicionar rigidamente a orientação espacial da fonte de raios X, o paciente e o receptor de imagem com um *stent* e encadeamento mecânico (DAVIS, 1994; HAUSMANN, 1995). Os *stents* oclusos, feitos de acrílico ou material de impressão, alinham a reprodução do filme à dentição, mantendo a projeção geométrica. Mesmo com uma aplicação cuidadosa, este método só é possível para um número limitado de pacientes e em períodos seguidos que não ultrapassem dois anos. Este limite de tempo é devido aos movimentos que os dentes sofrem com o passar do tempo, o que resulta em uma inadequada colocação dos *stents* (JANSSEN, 1989). Outros problemas a serem destacados são: o alto custo para a construção dos *stents*, devido à necessidade de serem individuais, a necessidade de mantê-los descontaminados e o controle de infecções associadas (LEHMANN, 1998). Contudo, devido à necessidade de um equipamento especializado de posicionamento, este método ainda não tem seu uso difundido nas clínicas odontológicas.

Em 1987, Jeffcoat *et al.* descreveram um método de padronização de projeção que combina o uso de um dispositivo de posicionamento métrico de cabeça

(cefalostato) com uma longa distância origem-objeto. Este método garante que o paciente seja recolocado dentro do cefalostato, e um feixe de raios X não divergente passará através do paciente e será capturado em um filme radiográfico intrabucal convencional. Este método garante que a cabeça do paciente não será rotacionada, característica que não pode ser controlada pelo método do *stent*. Apesar de esta técnica ter eliminado alguns dos problemas associados com os *stents*, ela ainda não provê uma solução efetiva para uma aplicação geral de subtração de radiografias em odontologia. Isto se deve ao fato do método necessitar da aquisição de um cefalostato caro e a dificuldade de adequação de espaço para acomodar as grandes distâncias entre a origem e o paciente (DOVE, 2000).

Comparações entre o método do cefalostato e o método do *stent* não indicaram mudanças significativas no desvio padrão dos histogramas obtidos das imagens subtraídas. Porém, imagens obtidas com o método do cefalostato são superiores à do *stent* para a detecção de lesões periodontais simuladas (JEFFCOAT, 1987).

O terceiro método grava uma imagem da posição da face do paciente durante o primeiro exame radiográfico para alinhar o paciente a exposições subsequentes. O vídeo é posicionado na face do paciente. Uma imagem do paciente durante a primeira exposição radiográfica é armazenada no computador. Em exposições subsequentes, a imagem real é subtraída da imagem armazenada. Quando as características faciais anulam-se em cinza neutro, o paciente está na mesma posição (REDDY, 1993). Este é um método versátil e aplicável para imagens extra bucais, mas aumenta significativamente a necessidade de equipamentos extras necessários para a realização deste teste em relação às técnicas anteriores.

Dove (2000) apresentou um sistema de uso comercial para análise de radiografias longitudinais. O sistema de diagnóstico por radiografias subtraídas (Electro Medical Systems, Nyon, Switzerland) consiste num dispositivo de apontamento (*aiming device*), um digitalizador de filme de alta resolução, e um *software* específico, que é projetado para fornecer um método prático para análise de radiografias longitudinais, incluindo subtração de radiografia digital, que pode ser realizada em um consultório dental convencional. O dispositivo de apontamento é projetado para impedir que a variação angular da projeção geométrica entre uma exposição e outra seja maior do que 10°. Um cone longo convencional com 40 cm de comprimento é usado no sistema para garantir a mesma distância entre o objeto e o tubo de raios X. Isto supera as duas limitações básicas do sistema anterior para o controle de projeção geométrica, a saber, um rígido encadeamento da origem dos raios X, paciente e filme, ou uma longa distância da origem ao objeto usado em conjunto ao cefalostato. O digitalizador de alta resolução proporciona um método fácil de digitalizar os filmes de raios X. O *software* registra a imagem, e permite correção gamma, subtração qualitativa e métodos analíticos quantitativos. Todas as imagens e informações dos pacientes são mantidas em um banco de dados.

No presente trabalho, as técnicas de posicionamento utilizadas pelos dentistas da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para tirar as radiografias utilizadas para teste, compreenderam o uso de um suporte para o filme e um registro de mordida oclusal contendo material de impressão, de modo que o paciente mantivesse a mesma posição de mordida entre as tomadas radiográficas, minimizando as diferenças técnicas entre estas. Mesmo assim, pode haver diferenças em relação à angulação usada entre as radiografias.

Recentes avanços no uso de algoritmos computacionais para registrar imagens tiradas de projeções geométricas discrepantes podem levar a uma solução do problema de controle de projeção geométrica (JEFFCOAT, 1996), porém com resultados limitados.

3.4.2 Correção de radiografias não-padronizadas

Distorções em imagens radiográficas causadas por mudanças de forma e posição do filme relativamente ao feixe de raios X podem resultar no registro de artefatos que interferem na interpretação de imagens subtraídas. Estes problemas são complicados de ser resolvidos e várias tentativas têm tido apenas sucessos limitados.

Theilade (1960) e Rosling (1975) discutiram a imprecisão inerente nas medidas de radiografias não padronizadas. Em particular, o estreitamento ou alongamento da imagem resultará em uma avaliação imprecisa da quantidade da perda óssea. Esta técnica envolve a expressão da perda óssea com o percentual do comprimento da raiz do dente para minimizar erros devido ao estreitamento ou alongamento (SCHEI, 1959; BJORN, 1966; LAVSTEDT, 1975). O erro nesta técnica é menor que 2% (JEFFCOAT, 1984). Porém, desde que nenhuma medida absoluta (em mm) de perda óssea seja obtida, a quantidade mínima de perda óssea em um dente com raiz pequena é expressa com o mesmo percentual da quantidade perdida em um dente com raiz longa.

Segundo Jeffcoat (1984), ao invés de usar rotinas não padronizadas para medidas quantitativas na perda de osso alveolar, pode-se comparar qualquer radiografia não padronizada com uma radiografia de referência, “curvando” matematicamente a segunda radiografia para ajustar-se à radiografia de referência, o que permite às características anatômicas de uma radiografia não padronizada serem transformadas nas

mesmas características anatômicas da radiografia original. Esta transformação permite uma medida direta e, por fim, realizar o cálculo da perda de osso alveolar entre radiografias não padronizadas sequenciais. Devido ao uso de marcações anatômicas naturais como pontos de referência, não é necessária a utilização de nenhuma instalação especial ou dispositivo de posicionamento. Os cálculos são facilmente realizados com uma calculadora ou um computador.

Métodos de pontos de referência utilizando 4 pontos definidos na imagem podem corrigir discrepâncias lineares resultantes da inclinação do filme, mas funções polinomiais quadradas de alta ordem e ao menos 9 pontos de referência são necessárias para corrigir distorções mais complexas como aquelas devidas à curvatura do filme (RÜTTIMANN, 1981; WEBBER, 1984). Geralmente, esses algoritmos somente são capazes de corrigir distorções com variações de projeção entre 1° e 5° (RÜTTIMANN, 1981; GRÖNDAHL, 1984).

Dunn *et al.* (1993) desenvolveram um método onde quatro pontos de correspondência são identificados em cada par de imagens digitais (dois filmes seriais). Isto serve como base para o sistema de coordenadas. Para cada ponto na imagem são definidas suas coordenadas de projeção de modo que seja possível calcular a taxa de cruzamento e a distância entre pontos colineares. O ponto no qual as coordenadas de projeção devem ser levadas está sobre uma linha. Duas coordenadas são escolhidas estabelecendo-se duas linhas até o ponto. Este passo é repetido para cada ponto na segunda imagem digital, ou seja, uma nova projeção da segunda imagem digital é criada com a formação geométrica da primeira imagem digital.

Lehmann *et al.* (1998) desenvolveram e testaram um modelo de perspectiva baseado em projeção para alinhamento de imagens combinadas com métodos adicionais

computadorizados para melhorar a correspondência dos pontos de referência. Este modelo alinhava adequadamente as imagens seqüenciais usando o ruído restante da subtração da imagem como critério, além do método ser independente da exatidão da determinação e marcação dos pontos pelo observador. Dunn (1992; 1993) e Ostuni (1993) desenvolveram e testaram um algoritmo similar de processamento digital de imagem para usar com imagens radiográficas não padronizadas e concluíram que o método por eles desenvolvido funciona adequadamente em condições laboratoriais. Contudo, ainda não houve um teste clínico rigoroso para confirmar a aplicabilidade e eficácia desses métodos em pacientes.

Byrd *et al.* (1998) desenvolveram um método de correção de projeção geométrica semi-automático, onde o operador manualmente seleciona pontos de referência somente na primeira imagem. Baseado nos pontos selecionados na primeira imagem, um algoritmo computacional determina, de maneira automática, os pontos correspondentes na segunda imagem. Esses pontos encontrados automaticamente servem como referência para o alinhamento da segunda imagem de modo que ela coincida com a primeira.

Um sistema de análise de imagens e de diagnóstico por radiografias subtraídas, também tem sido desenvolvido combinando o uso de um dispositivo de posicionamento do filme, durante a exposição, com um *software* especialista designado à subtração digital de imagens radiográficas usando computadores. Este software de análise de imagem aplica um algoritmo que corrige os efeitos de discrepância do alinhamento angular e provê um alto grau de flexibilidade no processamento da imagem. Em experimentos laboratoriais, este algoritmo foi capaz de um ajuste superior a 10° de

diferença de projeção entre imagens sequenciais e de executar subtrações de alta qualidade com uma pequena permanência de ruído na imagem subtraída (DOVE, 2000).

Zacharaki *et al.* (2004) desenvolveram um método de alinhamento automático através da aplicação de registro multiresolução usando transformada *affine* – uma transformada invariante a características de rotação, translação e escala em uma imagem – seguida pela implementação de transformações de projeção em resolução máxima. Posteriormente, uma técnica de correção de contraste foi aplicada e assim produzida a imagem subtração para avaliação clínica.

O par de imagens, devidamente alinhado, pode ser sobreposto e subtraído com significantes reduções das diferenças para facilitar a detecção de mudanças.

3.4.3 Correção de Contraste

Para facilitar a inspeção visual e melhorar a interpretação e o diagnóstico, a imagem subtraída pode ter seu contraste melhorado ou convertido em cores diferentes (REDDY, 1991a; VERSTEEG, 1995). Além disso, utilizando uma estrutura de referência (uma lasca de dente ou alumínio) e relacionando a espessura e densidade, DSR pode ser usada para quantificar as mudanças ósseas (RÜTTIMANN, 1987; JANSSEN, 1989). Porém, se duas radiografias não são idênticas quanto à posição geométrica e à densidade, a imagem subtraída poderá mostrar mudanças onde realmente não ocorreram.

Devido à dificuldade dos parâmetros envolvidos na tomada radiográfica manterem-se constantes durante exposições de duas radiografias tiradas em intervalos de tempos diferentes, procedimentos satisfatórios devem ser desenvolvidos para reduzir essas diferenças.

Como comentado anteriormente, vários métodos têm sido propostos para corrigir as distorções de projeção em radiografias dentais (JEFFCOAT, 1984; WEBBER, 1984; DUNN, 1993). Apesar de perfeitamente alinhadas, as flutuações nas configurações do tubo de raios X e procedimentos de conservação e revelação do filme radiográfico irão afetar a densidade e contraste entre as duas radiografias. A imagem subtraída irá mostrar mudanças reais tanto quanto aquelas atribuídas às diferenças de densidade, que podem, conseqüentemente, ser mal interpretadas (LIKAR, 1997).

Um método ideal para correção de contraste e densidade deve corrigir o contraste e densidade globais, mas não deve remover informações relacionadas às mudanças do contraste devido à perda ou ganho de material. Muitos métodos de contraste têm sido aplicados para eliminar níveis de cinza desiguais (DUCKWORTH, 1983; RÜTTIMANN, 1986; WEBBER, 1990; FOURMOUSIS, 1994a), mas poucas informações a respeito do quanto esses métodos corrigem sem agregar ruídos estão disponíveis. (FOURMOUSIS, 1994a).

Um método de correção de contraste paramétrico apresentado por Rüttiman *et al.* (1981) baseia-se na igualdade dos dois primeiros momentos da distribuição dos níveis de cinza nas imagens radiográficas a serem subtraídas. Isto é obtido empregando-se uma transformação quadrática $y = ax^2 + bx + c$, que mapeia os níveis de cinza x da imagem 1 nos níveis de cinza y da imagem 2. Os coeficientes a , b e c são determinados por 3 equações que necessitam que o mais alto nível de cinza possível gl_{HI} , em ambas imagens sejam correspondentes, e que a média e o desvio padrão da primeira imagem sejam transformados na média e desvio padrão da distribuição dos níveis de cinza na segunda imagem.

Mais tarde, Rüttimann *et al.* (1986) desenvolveram um método de correção de contraste não paramétrico, baseado na igualdade de funções de densidade cumulativas (FDC) de duas regiões idênticas em duas radiografias. Níveis de cinza de todos os pixels, até mesmo aqueles que representavam perda óssea, foram incluídos nos cálculos da FDC. O procedimento de mapeamento dos níveis de cinza é realizado agrupando ou trocando as colunas associadas com os histogramas a serem modificados de forma que a soma cumulativa seja igualada o mais próximo possível da soma correspondente no histograma destino, sem separar colunas existentes em diferentes níveis de cinza. A Figura 3.5 mostra o esquema do método FDC.

Figura 3.5- Método CDF. Histogramas dos níveis de cinza e os histogramas cumulativos (CDFs) em ambas as imagens são calculados. A CDF da Imagem 2 (linha fina) é combinada a CDF da Imagem 1 (linha grossa).

Outro método de correção de contraste, chamado ODTF utiliza uma função de espessura de densidade ótica (ODTF) que fornece a relação entre cada valor de nível de cinza da imagem representando um penetrômetro (instrumento para medir, por

penetração, a densidade dos raios X) de alumínio e sua espessura correspondente, como pode ser visto na Figura 3.6.

Figura 3.6 - Gravação da ODTF. As densidades óticas e espessura do penetrômetro em cada posição x são gravadas.

Para obter a ODTF, são definidas as coordenadas dos pixels à esquerda (x_1) e à direita (x_2) do pixel central da imagem do penetrômetro de alumínio. Para cada pixel de posição x na linha que conecta x_1 a x_2 , a densidade ótica $od(x)$ é gravada e sua espessura correspondente $t(x)$ é calculada por $t(x) = T * (x - x_1) / (x_2 - x_1)$, como pode ser observado na Figura 3.7.

Figura 3.7 - Método ODTF. As funções ODTF em ambas as imagens são calculadas. A ODTF da Imagem 2 (linha fina) é igualada à função ODTF da Imagem 1 (linha grossa).

A correção de contraste de uma imagem em relação a uma imagem referência é baseada no armazenamento dos valores da função de espessura de densidade ótica em ambas as imagens e combinando-os. Uma tabela de mapeamento é gerada, na qual a troca de cada nível de cinza é armazenada. A troca é calculada como a diferença entre dois níveis de cinza, um na primeira imagem e outro na segunda, representando a mesma espessura. Cada pixel na segunda imagem tem seu contraste corrigido conforme a tabela. Como resultado, a ODTF da segunda imagem é transformada na ODTF da imagem referência e, conseqüentemente, tecidos de espessura iguais em ambas as imagens terão valores de níveis de cinza iguais. (LIKAR, 1996).

O método de correção de contraste por aproximação de mínimos quadrados (LSQA) proposto por Ohki (1988) necessita que duas imagens sejam alinhadas antes de terem seus contrastes corrigidos. Os níveis de cinza de todos os pares de pixels que possuem a mesma coordenada espacial na primeira e na segunda imagem são armazenados em um espaço bidimensional e uma curva de regressão, que é uma

polinomial quadrática obtida por aproximação de mínimos quadrados, é usada como uma função de mapeamento entre valores de níveis de cinza das duas imagens (Figura 3.8).

Figura 3.8 - Método LSQA. Uma curva de regressão polinomial quadrática representa a função de mapeamento entre valores de níveis de cinza das duas imagens.

Cada método de correção de contraste produz erros na imagem subtraída. Tais erros podem manifestar-se como perda ou remodelamento ósseo em áreas onde nenhum tipo de mudança ocorreu. Quanto melhor o método de correção de contraste menor é o erro que ele induz na imagem subtraída. Muitos métodos têm sido aplicados para eliminar erros de contraste, mas poucos estudos têm avaliado os efeitos quantitativos de tais correções (LIKAR, 1997).

A padronização da densidade radiográfica, contraste e geometria são essenciais para a aquisição de uma imagem DSR precisa.

3.4.4 Exame quantitativo e qualitativo da imagem digital radiográfica

A subtração de imagens digitais deve ser examinada qualitativamente (HAUSMANN, 1990), buscando perguntas de sim/não, ou quantitativamente com resultados expressos em unidades absolutas (JEFFCOAT, 1993) como mg de osso, ou unidades relativas quando usando análise densitométrica da imagem assistida por computador (CADIA – *Computer-assisted densitometric image analysis*) que consiste do número de pixels modificados *versus* a mudança média de nível de cinza (BRAGGER, 1988).

A dificuldade de reprodução da projeção geométrica em radiografias tiradas seqüencialmente, em intervalos de tempos fixos, e que deverão ser usadas para subtração, tem sido estudada por Gröndahl (1984) que fez um dos primeiros estudos nesse campo e verificou que um ângulo de 3 graus de discrepância influenciava negativamente um diagnóstico preciso para corrigir interpretação qualitativa de imagens subtraídas. Este resultado provavelmente representa a superestimação de uma discrepância angular permissível porque foi pedido aos observadores que identificassem lesões feitas com uma broca, as quais são mais fáceis de identificar na presença de uma imagem ruidosa do que em lesões periodontais reais. O laboratório do autor desenvolveu uma aproximação usando mudança simulada por computador sobreposta à subtração de imagens, que se assemelham às mudanças devida à doença periodontal (ALLEN, 1990). Utilizando esse sistema experimental, um ângulo de 2 graus de discrepância foi suficiente para diminuir a habilidade do observador de diagnosticar precisamente imagens subtraídas (ALLEN, 1994; DAVIS, 1994). Junto à discrepância da

angulação do feixe, o tamanho da lesão e fatores não identificados no ambiente da lesão podem influenciar a exatidão da interpretação de imagens subtraídas (HAUSMANN, 1991).

Para que a subtração de imagens expresse mudanças quantitativas em unidades absolutas, como mg de osso mineral, é necessário que a imagem de raios X seja tirada com uma cunha de referência. Jeffcoat e Reddy (1993) desenvolveram um método utilizando fatias de ossos de tamanhos regulares e pesos conhecidos para determinar a exatidão do método. Eles determinaram a relação entre os pesos das fatias de osso entre 1 e 10 mg ao peso calculado pela análise da subtração de imagens. Em um experimento clínico, um valor R^2 de 0.94 foi obtido (JEFFCOAT, 1996). Em um estudo humano similar, Hausmann *et al.* (1996) obteve um valor R^2 de 0.64. Uma descoberta interessante feita por Loftin (1998) notou que a orientação da fatia de osso adjacente à mandíbula influenciou o peso calculado na imagem subtraída. A reprodução da subtração quantitativa utilizando penetrômetro expressa 6,8% como coeficiente de variação. Um coeficiente de variação menor que 1,1% foi informado por outro grupo de pesquisadores (JACOBS, 1996).

O primeiro método empregado para subtração radiográfica quantitativa utilizando unidades relativas é conhecido com acrônimo de CADIA, como citado anteriormente. Ele pré-seleciona uma região de interesse (RI) que está contida na imagem subtraída, e multiplica os pixels modificados desta região pela mudança média de nível de cinza. Várias técnicas de limiarização são usadas para tentar eliminar mudanças devidas a ruídos (BRAGGER, 1998). É possível, dentro da mesma região de interesse, relatar a magnitude de modificação CADIA à modificação real de mineral, permitindo localizar quantitativamente as mudanças de minerais (CHRISTGAU, 1998).

Todavia, a técnica CADIA não permite comparações quantitativas de mudanças em diferentes RIs (FOURMOUSIS, 1994b). Tal comparação requer um penetrômetro de mineral ou alumínio para referências internas.

3.5. Conclusão

Durante 17 anos, a subtração digital de radiografia tem demonstrado uma melhoria significativa na detecção das lesões ósseas periodontais. Isto tem sido sustentado por numerosos grupos de pesquisa de diferentes universidades pelo mundo.

Abaixo das condições ideais, subtração de imagens digitais permite a detecção de 5% de mudança da massa mineral por unidade de volume (ORTMAN, 1985), enquanto que a visualização tradicional de radiografias seriais necessita que essa mudança seja de pelo menos 30%. Através da subtração de imagens, sinais preliminares de colapsos nos ossos que fixam as raízes dos dentes, podem ser detectados em um paciente com doença periodontal em um programa de manutenção ou acerca de um implante fracassado. Neste momento uma intervenção com sucesso pode ser feita mais facilmente (HAUSMANN, 2000).

Esta técnica ainda não está sendo amplamente adotada pelos profissionais da odontologia. Isto se deve primeiramente à dificuldade em produzir radiografias tiradas em tempos diferentes com a mesma projeção geométrica. Gröndahl (1984) concluiu que pares de radiografias, tiradas com uma discrepância não superior a 3 graus de angulação do feixe de raios X, podem ser usadas para gerar subtrações interpretáveis. Rüttimann *et al.* (1981) reportaram que os erros de angulação devem ser limitados a 2 graus. Esses limites são baseados no fato de que as imagens devem ser registradas sem a vantagem da

deformação baseada em computador ou algoritmos de registro. Desde então, numerosos algoritmos de registro têm sido desenvolvidos para permitir com mais flexibilidade na geometria de projeção requerida uma subtração de imagens satisfatória (WEBBER, 1984; DUNN, 1993; OSTUNI, 1993; LEHMANN, 1998). Outra razão importante para a técnica de subtração digital de imagens não ser amplamente utilizada é a falta de um conjunto de técnicas e ferramentas que juntas possam proporcionar uma maneira mais simples e fácil de executá-la.

A forma mais simples de se trabalhar com a subtração de imagens no consultório é que *hardware* e *software* façam parte diretamente de um sistema digital de raios-X. Dessa forma, não será necessário digitalizar a imagem, e o alinhamento deverá ser feito automaticamente antes da subtração e limiarizado para separar supostas mudanças anatômicas de ruídos, para subtração quantitativa (HAUSMANN, 2000).

Enquanto os consultórios não se equipam de um sistema digital de raios X, o trabalho aqui apresentado - esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal através de subtração digital de radiografias odontológicas, poderá suprir as limitações de *software* para o caso específico da avaliação das reabsorções ósseas. O sistema necessita que as radiografias sejam previamente digitalizadas, por isso, futuramente, também poderá ser utilizado com imagens obtidas através de um sistema digital de raios-X. Desde a fase de correção de projeção geométrica, que garante que estruturas idênticas em ambas as imagens permaneçam no mesmo local; e de correção de contraste, foram implementadas algumas ferramentas para auxiliar o trabalho do dentista e torná-lo mais amigável. Na fase do alinhamento pode-se aplicar o zoom em ambas as imagens, para ajudar no processo de marcação de pontos nas imagens, pois o zoom aumenta as estruturas presentes na imagem e assim melhora sua visualização. Há

também a ferramenta de lupa, que aumenta somente a área da imagem por onde passa, melhorando a visualização de uma área em particular. Caso o dentista erre na marcação dos pontos, este processo pode voltar a partir do seu estágio inicial. Depois deste processo pode-se obter a subtração da imagem inteira ou somente de uma região selecionada. O dentista pode optar por três diferentes tipos de subtração: a qualitativa, a quantitativa e a quantitativa porcentagem – colorida. Poderá também ser visualizado o histograma de ambas as imagens a serem comparadas. Todas estas ferramentas foram implementadas no intuito de tornar a manipulação do esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal mais agradável de ser feito pelos dentistas.

Capítulo 4 – Materiais e Métodos

A diferença entre duas imagens radiográficas obtidas através da subtração pode ser considerada como o efeito de 3 mecanismos: (a) deformações anatômicas locais devidas à progressão ou regressão da doença; (b) transformações geométricas devidas a erros de projeção; e (c) transformações na intensidade devida a exposição e parâmetros de processamento do filme diferentes (PAPIKA *et al.*, 1999). A demonstração das diferenças anatômicas pode ser alcançada se os outros dois mecanismos forem eliminados. Por isso, é imprescindível que a projeção geométrica e o contraste das imagens radiográficas digitalizadas a serem subtraídas sejam padronizados.

A imagem subtraída irá proporcionar a melhoria da visualização da informação de interesse. Essa informação poderá ser visualizada tanto qualitativamente, com a inspeção de estruturas que ficam evidenciadas com o processo, como quantitativamente, pela geração de pseudocores através da porcentagem de ganho ou perda óssea.

Várias ferramentas atribuídas ao esquema poderão ser utilizadas para facilitar e auxiliar a manipulação das radiografias digitais pelo dentista, bem como para a correção de projeção geométrica e de contraste.

Além de poder avaliar a progressão das reabsorções ósseas periodontais e a cura em resposta à terapia, este esquema também poderá ser eventualmente utilizado para avaliar as doenças periapicais e avaliar a progressão e remineralização de cáries. Na Figura 4.1 é apresentado o diagrama esquemático do esquema de auxílio ao diagnóstico proposto.

Figura 4.1 - Esquema completo do esquema de auxílio ao diagnóstico.

A correção de contraste é realizada para corrigir diferenças na intensidade das imagens. O contraste entre dois objetos pode ser definido como a razão entre os seus níveis de cinza médios.

Discrepâncias no contraste podem ocorrer na prática, pois pode haver variação em uma série de fatores envolvidos na aquisição da imagem radiográfica, como, por exemplo, o tempo de exposição, a distância foco-filme, e também fatores relacionados ao sistema de aquisição de imagem seja nas características peculiares ao filme ou no seu processo de revelação. Todos esses fatores produzem forte influência na qualidade da imagem radiográfica obtida.

4.1 Correção de Contraste

Para corrigir essas variações, foi implementado um método de correção de contraste que necessita de que ambas as imagens radiográficas envolvidas no processo tenham sido radiografadas com um mesmo penetrômetro de alumínio anexo a elas. O penetrômetro possui quatro degraus de escurecimento, garantindo que as áreas sob cada um dos degraus tenham sido expostas por feixes de raios X que foram submetidos a diferentes taxas de absorção.

Foi realizada uma comparação entre a média dos pixels pertencentes às áreas escurecidas pelos degraus do penetrômetro correspondentes nas duas imagens, para três regiões, a fim de verificar se a imagem subsequente estaria mais clara ou mais escura em relação à imagem referência. Para tal, o dentista deve selecionar três regiões circulares, uma em cada degrau do penetrômetro em ambas as imagens (Figura 4.2). Depois de selecionadas essas regiões, a média circular dos pixels dentro de cada região é calculada e

feita a comparação entre ambas as imagens. A variação percentual é calculada, e o contraste da imagem subsequente é aumentado ou diminuído de acordo com a diferença em porcentagem encontrada. O contraste só é corrigido mediante a uma diferença percentual superior a 5%, pois esta é a taxa média de erro incorporada à imagem pelo próprio digitalizador (ESCARPINATI, 2002). Aconselha-se também que a variação entre os degraus da imagem seja linear, pois, caso necessário, a correção na imagem subsequente será feita de maneira linear.

Figura 4.2 - Imagens com as regiões selecionadas para correção de contraste.

Uma tabela contendo o valor da variação das médias entre cada uma das três regiões circulares em ambas as imagens é exibida, e também a variação em porcentagem entre cada uma das três regiões, como pode ser vista na Figura 4.3.

Varia em relação a	Média pixels R1	Média pixels R2	Média pixels R3
Imagem 1	3276,23188405797	3554,31884057971	3639,44927536232
Imagem 2	3277,50724637681	3545,91304347826	3635,39130434783
Variação em %	-0,03892771830487	0,23649530271398	0,11149589840801

Figura 4.3 - A tabela mostrando os resultados envolvidos na correção do contraste.

4.2 Alinhamento

O processo de alinhamento consiste na correção da projeção geométrica de uma imagem subsequente em relação a uma imagem referência. Uma imagem pode estar transladada ou rotacionada em relação à outra; portanto, as estruturas comuns a ambas as imagens devem ser alinhadas de tal forma que elas sejam representadas pelos mesmos endereços de pixels. Este processo é feito através da seleção manual de quatro pontos, escolhidos pelo dentista.

4.2.1 Seleção dos pontos de referência

Idealmente, os pontos de referência para alinhamento de imagens são marcas anatômicas que são claramente visíveis em ambas imagens e representam regiões de alto contraste. Devido às características anatômicas globais do dente, como as localizações da junção cimento-esmalte (JCE) e do ápice radiográfico da raiz não variarem apreciavelmente, as coordenadas dessas marcas podem ser usadas como pontos de referência.

São utilizados 4 pontos de referência que devem ser marcados em ambas as imagens. O primeiro é chamado de ponto pivô e os outros três, os pontos subsequentes. Estes pontos devem ser marcados em regiões de alto contraste, como mencionado anteriormente. O ponto pivô serve de referência para a realização da translação e também como base para o cálculo da rotação. Primeiramente seleciona-se o ponto pivô na imagem de referência e, posteriormente, na imagem subsequente. Depois, o primeiro ponto subsequente é selecionado na imagem de referência e, posteriormente, na imagem

subseqüente, e assim sucessivamente para os dois pontos restantes, como pode ser visto na Figura 4.4.

Figura 4.4 - O ponto marcado por um * é o ponto pivô, e os restantes, marcados por + são os pontos subseqüentes.

Depois de selecionados os pontos, são calculados primeiramente a diferença de translação da imagem subseqüente em relação à imagem referência e, posteriormente, é calculada a rotação de uma em relação à outra. O cálculo do fator de translação foi realizado através da diferença encontrada entre o valor das coordenadas dos pontos pivôs em ambas as imagens. A Figura 4.5 mostra a marcação dos pontos pivôs, que são os pontos cujas setas indicam suas coordenadas x e y . A diferença do valor dessas coordenadas é utilizada para transladar a imagem subseqüente.

Figura 4.5 – Esquema de translação das imagens. Os pontos pivôs, cujas setas indicam suas coordenadas espaciais, são utilizados para transladar a imagem subseqüente.

O cálculo do fator de rotação foi realizado traçando uma reta entre cada ponto subsequente e o ponto pivô em ambas as imagens. O ângulo de inclinação entre o ponto pivô e cada reta formada pelos pontos subsequentes foi calculado, e a diferença entre esses ângulos foi encontrada para ambas as imagens. Finalmente, foi calculada a média das diferenças entre os ângulos de cada reta. Esta média encontrada é o valor da angulação pela qual a imagem subsequente deverá ser rotacionada, como pode ser visto na Figura 4.6.

Figura 4.6 – Esquema de rotação das imagens. A angulação entre cada ponto subsequente e o ponto pivô é utilizada para rotacionar a imagem subsequente.

A Figura 4.7(a) mostra a aplicação na imagem subsequente do esquema de translação visto na Figura 4.5 e a Figura 4.7(b) mostra a aplicação na imagem subsequente do esquema de rotação visto na Figura 4.6.

Figura 4.7 - Translação (a) e rotação (b) da imagem subsequente.

Para facilitar e melhorar o processo de marcação desses pontos de referência pelo dentista, algumas ferramentas de auxílio foram incorporadas ao sistema, como uma lupa que aumenta a informação visual na hora da marcação dos pontos (Figura 4.8(a)) e também a ampliação de ambas as imagens em até 300% (Figura 4.8(b)). Para que a imagem ampliada possa ser bem visualizada, aconselha-se que a imagem seja digitalizada com alta resolução espacial.

Figura 4.8 - Lupa (a) e imagem ampliada em 160% (b).

Além disto, também pode ser obtida uma visão equalizada das imagens referência e subsequente (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Imagens em uma versão equalizada.

4.2.2 Correção do erro provocado pela translação

Com a operação de rotação, as coordenadas da imagem subsequente são recalculadas. No processo do cálculo das novas coordenadas para onde os pixels da imagem serão rotacionados, são utilizados cálculos que geram números de pontos flutuantes, o que leva à necessidade de arredondamento dos resultados. Como esse processo de arredondamento faz com que a função de rotação não seja uma função bijetora, alguns pixels da nova imagem não serão preenchidos, o que gera um ruído do tipo sal e pimenta (GONZALEZ, 2000), como pode ser visto na Figura 4.10 (a).

Figura 4.10 - Erro provocado pela rotação (a) e imagem corrigida (b).

Para eliminar este ruído, foi aplicado o filtro da mediana na imagem rotacionada. É importante ressaltar que o filtro é aplicado somente nos pixels que não receberam nenhum valor pela função de rotação. A mediana de N dados da população de uma variável quantitativa é o valor que se localiza no centro do conjunto de dados quando estes são dispostos em ordem crescente. Consequentemente, metade dos dados estão abaixo da mediana e os 50% restantes estão acima da mesma. Se N é ímpar, a mediana é

o valor que ocupa a posição $(N+1)/2$; se N é par, a mediana e, por convenção, a média aritmética, está entre o valor de posição $N/2$ e o de posição $(N/2)+1$.

Depois do alinhamento e da correção de artefatos resultantes da rotação na imagem subsequente, as imagens podem seguir para a subtração digital.

4.3 Subtração Digital de Radiografias

A subtração foi realizada subtraindo-se aritmeticamente a imagem subsequente da imagem referência, na qual somente estruturas que obtiveram alguma mudança poderão ser visualizadas.

Foram implementados três tipos de subtração: a qualitativa, a quantitativa e a quantitativa porcentagem-colorida.

As subtrações qualitativa e quantitativa mostram apenas informações visuais subjetivas à análise e critério do olho humano, deixando o diagnóstico ao dentista. Porém, mesmo assim, mudanças sutis na mineralização do osso alveolar já podem ser observadas, o que é uma das vantagens do uso da técnica DSR. A subtração quantitativa porcentagem-colorida fornece a porcentagem de perda ou ganho ósseo através de esquema de cores.

4.3.1 Subtração Qualitativa

A Subtração Qualitativa realiza a diferença pixel por pixel de duas imagens, produzindo uma imagem subtraída S_{sq} na qual cada pixel representa a diferença entre pixels correspondentes nas imagens originais. A matriz que representa a diferença entre pixels correspondentes nas imagens originais, chamada aqui de I_d , será montada da

seguinte maneira: os pixels correspondentes às posições onde as duas imagens são diferentes serão brancos, e onde são iguais, ficarão pretos (Figura 4.11). Na equação 4.1, considera-se que o pixel remanescente será igual a 0 (preto) se a variação máxima entre os pixels comparados das imagens originais for de até 5% (erro máximo típico devido ao digitalizador), onde níveis correspondem ao valor total dos níveis de cinza da imagem.

$$S_{sql}(x,y) = \begin{cases} 0, & \text{se } 0 \leq I_d(x,y) \leq ((\text{niveis}*2,5)/100) \\ 1, & \text{se } I_d(x,y) > ((\text{niveis}*2,5)/100). \end{cases} \quad (4.1)$$

(a)

(b)

(c)

Figura 4.11 - Subtração qualitativa com nenhuma mudança apreciável (a), com perda óssea (b) e com ganho ósseo (c).

A subtração qualitativa pode ser útil para determinar visualmente a reabsorção óssea devido à doença periodontal ocasionada no dente, porque se podem ver imediatamente quais pixels foram afetados. Ela também pode ser usada juntamente com a ferramenta de histograma para contar os números reais de pixels afetados.

4.3.2 Subtração Quantitativa

A Subtração Quantitativa realiza a diferença pixel por pixel de duas imagens, produzindo uma imagem subtraída S_{sq} na qual cada pixel representa a diferença entre pixels correspondentes nas imagens originais. Na matriz que representa a diferença entre pixels correspondentes nas imagens originais, chamada aqui de I_d , os pixels são somados ao valor médio do total de níveis de cinza da imagem. Por exemplo, em uma imagem de 8 bits (256 níveis de cinza) o valor da subtração será somado a 128; para uma imagem com 12 bits, estes pixels serão somados a 2048, conforme a Equação 4.2.

$$S_{sq}(x,y) = (I_d(x,y)+128) \quad (4.2)$$

Assim, se os dois pixels são os mesmos, a imagem resultante será homogênea, em níveis de cinza médio, enquanto pixels que forem mais escuros na primeira imagem serão também mais escuros na imagem resultante, deixando qualquer mudança de sobreposição ou da lesão mais facilmente visível. Isto produz uma imagem subtraída com um brilho mais adequado para a visualização na tela do monitor (OHKI, 1988).

Quando não há mudança óssea, a subtração apresenta-se em um tom uniforme de cinza, não caracterizando nenhuma alteração, como pode ser visto na Figura 4.12(a). Quando há ganho ósseo, a subtração apresenta uma área em níveis de cinza mais claros

na região onde ocorreu o ganho, conforme pode ser visto na Figura 4.12(b). No caso de perda óssea, a subtração apresenta uma região em níveis de cinza mais escuros, na região onde ocorreu a perda, como pode ser visto na Figura 4.12(c). Quanto maior a perda ou o ganho ósseo, mais escura ou clara ficará a região, respectivamente.

(a)

(b)

(c)

Figura 4.12 – Subtração quantitativa com nenhuma mudança apreciável (a), com ganho ósseo (b) e com perda óssea (c).

4.3.3 Subtração Quantitativa por Região

A subtração quantitativa por região subtrai somente uma área de tamanho variável selecionada pelo dentista. Este recurso possibilita ao dentista selecionar somente uma região de interesse e subtraí-la da região correspondente na imagem referência. A Figura 4.13(a) mostra a imagem referência, e a Figura 4.13(b) a imagem subsequente com uma área de tamanho variável selecionada. A Figura 4.13(c) mostra a imagem referência com a área selecionada marcada, e finalmente, a Figura 4.13(d) mostra a região selecionada subtraída. Neste exemplo, a região foi selecionada na imagem subsequente, porém, este processo permite também que seja selecionada e subtraída uma área na imagem referência.

Figura 4.13 - Imagem referência (a), imagem subsequente com região selecionada a ser subtraída (b), imagem referência com respectiva área marcada (c), e subtração da área selecionada na imagem subsequente (d).

A região selecionada em qualquer uma das imagens pode ser salva, para que posteriormente o dentista consiga utilizar a mesma seleção na imagem, o que seria difícil se ele tivesse que repetir novamente o processo.

4.3.4 Subtração Quantitativa Porcentagem – Colorida

Muitas vezes a detecção da presença ou ausência da lesão não vai de encontro a todas as necessidades dos dentistas. Em muitas situações clínicas, o dentista também precisa ser capaz de quantificar o tamanho de uma lesão para determinar a taxa de progressão ou cura da doença.

A subtração Quantitativa Porcentagem – Colorida S_{spc} vai de encontro a esta necessidade, pois mostra através de cores na imagem subsequente, quanto em porcentagem houve de perda ou ganho ósseo. Isso é feito através do cálculo da porcentagem da variação dos pixels correspondentes nas imagens originais, e esse cálculo atribuído à matriz que representa a diferença entre pixels, chamada aqui de I_d . Essa variação pode ser configurada pelo dentista pela escolha dos intervalos de valores em porcentagem, denotado na equação pelo símbolo β como sendo a porcentagem inicial e pelo símbolo γ como sendo a porcentagem final, e atribuindo a eles uma cor que melhor convier para identificar tais alterações, denotado na equação pelo símbolo α , como podem ser vistos na Equação 4.3. Então, a imagem subsequente é colorida, conforme as porcentagens e cores escolhidas pelo dentista, como pode ser visto na Figura 4.14.

$$S_{\text{spc}}(x,y) = \begin{cases} \alpha(I_d(x,y)), & \text{se } \beta \leq I_d(x,y) \leq \gamma \\ I_d(x,y), & \text{se } I_d(x,y) > \gamma \text{ ou } I_d(x,y) < \beta. \end{cases} \quad (4.3)$$

Um intervalo de valores positivos de porcentagens mostrará o ganho ósseo que a imagem subsequente teve em relação à imagem referência; já um intervalo de valores negativos mostrará a perda óssea que a imagem subsequente sofreu em relação à imagem referência.

Figura 4.14 – Tela onde se pode escolher o intervalo de porcentagens e atribuir-lhe uma cor.

A Figura 4.15(a) mostra uma imagem real de um paciente com uma reabsorção óssea relativamente maior do que a apresentada na imagem da Figura 4.15 (b). A Figura 4.15 (c) apresenta a subtração entre as imagens das Figuras 4.15 (a) e 4.15 (b), mostrando uma região mais clara, que representa a área onde ocorreu o ganho ósseo, e desta forma, a variação de uma imagem em relação à outra (área dentro do círculo). A Figura 4.15 (d) mostra a subtração quantitativa porcentagem – colorida, onde é mostrada em laranja a área que representa um ganho ósseo de 10% a 20%, e em verde a área que representa um ganho ósseo de 20% a 30%. Para tanto, a subtração quantitativa

pode ajudar o dentista a primeiramente localizar a área onde ocorreu uma diferença óssea, e posteriormente achar essa diferença em porcentagem para quantificá-la.

Figura 4.15 – Imagem referência (a); Imagem subsequente (b); Subtração quantitativa (c) e sua respectiva subtração quantitativa porcentagem - colorida mostrando de 10% a 20% de ganho ósseo em laranja, e de 20% a 30% de ganho ósseo em verde (d).

4.4 Cálculo do Histograma

O histograma de uma imagem digital é uma função discreta $p(r_k) = n_k/n$, com níveis de cinza no intervalo $[0, L-1]$, em que r_k é o k -ésimo nível de cinza, n_k é o número de pixels na imagem com esse nível de cinza, n é o número total de pixels na imagem e $k = 0, 1, 2, \dots, L-1$. Desta forma, $p(r_k)$ dá uma estimativa da probabilidade de ocorrência do nível de cinza r_k . Um gráfico dessa função para todos os valores de k fornece uma descrição global da aparência de uma imagem (GONZALEZ, 2000).

Além do cálculo do histograma, o algoritmo desenvolvido calcula parâmetros como a quantidade de pixels utilizados no cálculo do histograma, a média desses pixels, o desvio padrão, a variância, a mediana, o pixel mínimo e o pixel máximo envolvidos no cálculo. A Figura 4.16(b) apresenta o histograma de uma imagem selecionada, no caso a imagem da figura 4.16(a).

Figura 4.16 - Imagem selecionada (a) e seu respectivo histograma (b).

4.4.1 Histograma por Região

O histograma por região calcula a distribuição de níveis de cinza de uma região de tamanho variável, selecionada pelo dentista. Pode-se calcular o histograma tanto de uma região selecionada na imagem referência, quanto de uma região selecionada na imagem subsequente. O histograma é então calculado levando-se em consideração somente os pixels que fazem parte daquela região. A Figura 4.17(b) mostra o histograma da área selecionada na Figura 4.17(a).

Todos os cálculos realizados, como a quantidade de pixels utilizados no cálculo do histograma, a média desses pixels, o desvio padrão, a variância, a mediana, o pixel mínimo e o pixel máximo envolvidos no cálculo são referentes somente à região selecionada.

Figura 4.17 - Região selecionada na imagem (a) e o histograma daquela região (b).

4.4.2 Histograma por Linha

O histograma por linha calcula a distribuição de níveis de cinza de uma linha de tamanho variável traçada pelo dentista. Pode-se calcular o histograma tanto de uma linha traçada na imagem referência, quanto de uma linha traçada na imagem subsequente. O histograma é então calculado levando-se em consideração somente os pixels que compõem aquela linha. A Figura 4.18(b) mostra o histograma da linha traçada na imagem da Figura 4.18(a).

A quantidade de pixels utilizados no cálculo do histograma, a média desses pixels, o desvio padrão, a variância, a mediana, o pixel mínimo e o pixel máximo envolvidos no cálculo são referentes somente aos pixels presentes na composição da linha.

Figura 4.18 – Linha traçada na imagem (a) e o histograma daquela linha (b).

4.5 Conclusão

O primeiro problema encontrado para realizar a subtração foi que ambas as imagens deveriam estar alinhadas, ou seja, cada ponto na imagem referência deveria representar o mesmo ponto na imagem subsequente, garantindo que as coordenadas espaciais de estruturas idênticas estivessem na mesma posição. Sem o ajuste deste problema, a subtração poderia resultar em uma imagem com grandes diferenças, visto que as estruturas subtraídas não estariam na mesma posição.

Para sanar este problema, a rotina de alinhamento de projeção geométrica foi implementada, onde a imagem subsequente foi transladada e rotacionada a fim de que todas as suas estruturas ocupassem as mesmas coordenadas espaciais da imagem referência da qual ela deveria ser subtraída.

O segundo problema foi garantir que ambas as imagens tivessem seus contrastes homogêneos, pois se subtraídas com discrepância no contraste, a imagem subtração poderia ocasionar novamente uma imagem com informações errôneas.

Um método para corrigir o contraste foi baseado no uso de um penetrômetro de alumínio, que possui quatro degraus de escurecimento. O penetrômetro em cada uma das imagens possui a mesma capacidade de absorção de radiação em cada um de seus respectivos degraus. Por isso, uma comparação entre três das suas áreas de escurecimento foi feita para verificar se a imagem subsequente estaria mais clara ou mais escura em relação à imagem referência. O dentista poderá estipular um valor que ele acha que será importante, e se a diferença de contraste ultrapassar este valor, o contraste da imagem subsequente é corrigido.

Depois disso, as imagens podem seguir para a subtração digital, pois os problemas que podem ocasionar um resultado errôneo na subtração foram resolvidos numa etapa anterior à da subtração.

As ferramentas adicionadas para a execução do alinhamento, como o ponteiro apropriado do *mouse*, a lupa e o *zoom* nas imagens, tornam-no mais fácil de ser executado e auxiliam no trabalho feito pelo dentista.

Capítulo 5 – Resultados e Discussão

Os resultados apresentados neste capítulo referem-se primeiramente ao processo de alinhamento da imagem subsequente em relação à imagem referência, que, se não feito corretamente, pode levar a problemas na imagem subtraída, mostrando diferenças que não ocorreram ou deixando de mostrar diferenças onde elas ocorreram.

Posteriormente, a subtração é testada para poder avaliar se o resultado está diferindo daquele que realmente existia entre duas radiografias. Para tal, são utilizadas imagens de mandíbula seca, perfuradas por brocas.

É importante destacar que o esquema de subtração proposto é totalmente dependente do processo de aquisição das imagens (aquisição das radiografias, revelação e digitalização). Tal processo deve ser feito de tal forma que possa ser reproduzível posteriormente, na obtenção de novas radiografias; ou seja, devem ser usados o mesmo aparelho de raios X, filme, processadora, corrente do tubo, tempo de exposição, distância foco-filme e distância filme-objeto na aquisição de novas radiografias destinadas à comparação pelo sistema de subtração. Além disso, deve ser usado um método de padronização de posicionamento, que proporcione uma relação constante das distâncias entre o tubo de raios X, o filme e o objeto a ser radiografado. Essa relação

é importante para garantir que não haja grandes distorções em relação à projeção geométrica e que, posteriormente, no processo de alinhamento, não seja necessária uma grande correção da translação e rotação da imagem subsequente em relação à imagem referência. O processo de revelação das radiografias deve seguir também um padrão, incluindo o mesmo tipo de filme e característica de revelação para ambas imagens a serem subtraídas. Da mesma forma, o processo de digitalização dessas radiografias deve manter a reprodutibilidade de parâmetros como, por exemplo, o uso do mesmo equipamento, com as mesmas resoluções (espacial e de contraste). Dessa forma pode-se garantir que ambas as imagens a serem subtraídas foram obtidas e digitalizadas com as mesmas características e que nenhum dos parâmetros mencionados acima afetarão o resultado final.

A Figura 5.1 apresenta a tela principal do Sistema de Subtração de Radiografias Digitais Odontológicas. As funções do sistema podem ser tanto acessadas através de botões que facilitam o acesso quanto através de menus.

Figura 5.1 – Tela principal do Esquema de Auxílio ao Diagnóstico de Reabsorção Óssea Periodontal.

5.1 Alinhamento

O alinhamento foi testado primeiramente com diferentes imagens de objetos de teste que foram digitalizados duas vezes, sendo que na segunda houve ligeira translação e um giro em relação à primeira. O teste foi realizado da seguinte maneira: um par de imagens foi subtraído antes de ser feito o alinhamento da imagem subsequente. O resultado foi uma sobreposição de ambos os objetos, resultando em uma imagem cheia de ruídos e imprópria para uso (Figura 5.2). Posteriormente, a imagem subsequente foi alinhada e subtraída da imagem referência. O resultado foi satisfatório, pois a subtração resultou em uma imagem com níveis de cinza homogêneos, dado que ambas imagens

digitalizadas eram iguais e não haviam sofrido qualquer tipo de modificação, exceto o erro inerente do digitalizador (RODRIGUES, 2005a; RODRIGUES, 2005d), como pode ser visto na Figura 5.2.

Figura 5.2 – Testes realizados com imagens-teste para o alinhamento das imagens subseqüentes.

Depois de testadas e verificado que as imagens estavam sendo alinhadas pela rotina implementada, os testes passaram a ser feitos nas imagens de radiografias odontológicas (RODRIGUES, 2005b), como pode ser visto na Figura 5.3.

Figura 5.3 – Testes realizados com imagens odontológicas reais para o alinhamento das imagens subsequentes.

5.2 Subtração Digital

Os testes da subtração digital foram realizados a partir de radiografias para testes que foram obtidas de uma mandíbula seca, a qual foi perfurada por três brocas, cujos diâmetros eram de 2,9mm, 1,7mm e 1,3mm, e depois radiografadas, pelos dentistas da Faculdade de Odontologia de Bauru, como pode ser visto na Figura 5.4(a). Foram 4 radiografias para cada um dos tempos de exposição (0,17s, 0,20s e 0,23s.). A primeira delas não correspondia a uma amostra perfurada, simulando inexistência de lesão (A); a segunda foi da amostra perfurada pela broca de 1,3mm (B); a terceira relativa à perfurada pela broca de 1,7mm (C) e a quarta pela de 2,9mm (D). A Figura 5.4(b) mostra a imagem das três diferentes brocas.

Figura 5.4 - Mandíbula seca perfurada pela broca de 2,9mm de diâmetro (a) e as três brocas com 2,9mm, 1,7mm e 1,3mm de diâmetro, respectivamente (b).

Os testes da subtração digital foram realizados entre 72 pares de radiografias. Essas radiografias estavam organizadas em dois conjuntos, cada um com 12 radiografias,

com 4 para cada tempo de exposição: 0,17s, 0,20s e 0,23s. Elas foram comparadas entre si dentro de cada um dos tempos de exposição. No primeiro conjunto, a perfuração na mandíbula seca foi feita nas corticais vestibular e lingual, já no segundo conjunto, a perfuração na mandíbula foi feita somente na cortical vestibular.

As radiografias foram comparadas entre si: AxB, AxC, AxD, BxA, BxC, BxD, CxA, CxB, CxD, DxA, DxB e DxC, relativamente a cada um dos tempos de exposição, e para cada um dos conjuntos.

Essas perfurações foram realizadas para poder avaliar se o sistema estava dando um resultado próximo do ideal, pois simulam reabsorção ou ganho ósseo dependendo de como são comparadas.

As radiografias foram obtidas com um aparelho radiográfico X-707 (Yoshida Dental MFC Co. Ltd., Tóquio, Japão), a 70KVp, 7mA, com tempos de exposição de 0,17s, 0,20s e 0,23s. Seu posicionamento foi padronizado para proporcionar uma relação constante entre o tubo de raios X, o filme e o objeto a ser radiografado, através de um suporte de encaixe da mandíbula seca, fazendo com que ela sempre ficasse na mesma posição, e também um suporte de encaixe do filme, para que a distância entre o filme e o objeto se mantivesse constante (Figura 5.5(b)). A distância entre o objeto e o tubo de raios X foi mantida marcando a área ao redor do suporte de encaixe da mandíbula seca na mesa na qual a mandíbula estava colocada, para que sempre ela pudesse ser colocada no mesmo lugar, conforme mostra a Figura 5.5(a):

(a)

(b)

Figura 5.5 - Posicionamento da mandíbula seca frente ao aparelho de raios-X (a); suporte no qual são posicionados a mandíbula seca, o filme e a cera utilidade para simular tecido mole(b).

Para analisar se as brocas provocavam uma perfuração de diâmetro maior na mandíbula seca, os furos foram medidos com um paquímetro, e foi constatado que o diâmetro na mandíbula se manteve constante, ou seja, o orifício produzido manteve o diâmetro da broca utilizada (2,9mm, 1,7mm e 1,3mm).

Porém, o mesmo não aconteceu com o diâmetro das perfurações na radiografia, pois no processo de aquisição radiográfica ocorreu a magnificação do objeto, isto é, a imagem formada tornou-se maior do que o tamanho real do objeto, devido à relação entre as posições dos planos focal, objeto e imagem e a penumbra formada em volta do objeto na imagem. Por isso, foi recomendado anteriormente, que ambas as imagens a serem comparadas sejam submetidas aos mesmos parâmetros de aquisição.

Os diâmetros dos furos das brocas na radiografia foram medidos por um microscópio de projeção digital Olympus BHA, com tolerância de $\pm 0,5\text{mm}$. A diferença entre o diâmetro das brocas na radiografia e na mandíbula seca, para os dois

conjuntos de radiografias (cada um com 12 radiografias, com 4 para cada tempo de exposição: 0,17s, 0,20s e 0,23s, sendo que no primeiro conjunto, a perfuração na mandíbula seca foi feita nas corticais vestibular e lingual, e no segundo, a perfuração na mandíbula foi feita somente na cortical vestibular), está exemplificada na Tabela 5.1, a seguir:

Tabela 5.1 – Diferença entre o diâmetro das brocas na mandíbula seca e na radiografia.

Brocas/diâmetros	Diâmetro na mandíbula seca	Diâmetro na radiografia
Broca 2,9mm – conjunto 1	2,9mm	3,3mm
Broca 1,7mm – conjunto 1	1,7mm	2,25mm
Broca 1,3mm – conjunto 1	1,3mm	1,75mm
Broca 2,9mm – conjunto 2	2,9mm	3,0mm
Broca 1,7mm – conjunto 2	1,7mm	2,0mm
Broca 1,3mm – conjunto 2	1,3mm	1,4mm

Como pode ser visto na Tabela 5.1, apesar do diâmetro na radiografia aumentar de tamanho em relação ao diâmetro do furo na mandíbula, o resultado na subtração não é prejudicado, pois as comparações entre radiografias foram realizadas entre radiografias de um mesmo conjunto.

Todas as imagens foram digitalizadas pelo mesmo digitalizador, um Powerlook 1200 (UMAX), com resolução espacial de 600 dpi (pontos por polegada) e resolução de contraste de 14 bits. Desta forma, se qualquer variação ocorrer durante o processo de digitalização das radiografias, contanto que ambas as imagens a serem subtraídas sejam digitalizadas pelo mesmo digitalizador e mantendo a mesma resolução espacial e de

contraste, isso não deve produzir erros durante o processo de subtração digital, pois ambas as imagens a serem comparadas apresentarão as mesmas variações.

A Tabela 5.2 mostra, nas imagens do conjunto 1, a diferença em mm^2 da área da perfuração na radiografia e na imagem digitalizada. Por isso, foi medido o diâmetro do orifício provocado pela broca na imagem radiográfica, o que possibilitou calcular a variação causada pelo digitalizador em relação à imagem radiográfica. O cálculo da área na imagem digitalizada foi realizado fazendo-se uma contagem dos pixels que fazem parte da área da perfuração, usando para o cálculo o tamanho correspondente ao pixel (dimensão linear = $42\mu\text{m}$) de uma digitalização de 600 dpi.

Tabela 5.2 – Correspondência entre a área real da perfuração e a área correspondente na imagem digitalizada.

Área/broca	Broca de 2,9mm	Broca de 1,7mm	Broca de 1,3mm
Área real	8,55 mm^2	3,97 mm^2	2,40 mm^2
Área na imagem digitalizada	8,34 mm^2	3,85 mm^2	2,34 mm^2

Esta variação não ocasiona problemas ao resultado da subtração digital, pois, como ambas imagens foram digitalizadas pelo mesmo digitalizador e seguindo as mesmas características de digitalização, essa variação é anulada, já que as imagens são comparadas entre si (RODRIGUES, 2006b).

Para testar efetivamente o resultado do esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal através de subtração digital de radiografias, foi feita uma comparação entre a área desejada como resultado da subtração digital entre duas radiografias e a área

efetivamente obtida. Para isso, foi desenvolvido um algoritmo que efetua a contagem dos pixels presentes na área da perfuração (Figura 5.6).

Figura 5.6 - Todos os pixels dentro da área da perfuração foram contados e coloridos de branco, e o valor mostrado no local indicado pela seta.

A quantidade de pixels presentes na área da perfuração da imagem referência e da imagem subsequente são contados selecionando-se a região da perfuração onde um algoritmo desenvolvido efetua automaticamente a contagem dos pixels. Com a quantidade de pixels da área da perfuração em ambas as imagens é possível medir o valor desejado da subtração, subtraindo a quantidade de pixels da imagem subsequente pela quantidade de pixels da imagem referência. Por fim, a subtração é realizada e a contagem dos pixels da área que restou como efeito da subtração é calculada. A quantidade de pixels resultantes na área na imagem subtraída é comparada com o valor desejado, como ilustrado na Figura 5.7.

Contagem dos pixels na imagem referência	Contagem dos pixels na imagem subsequente	Valor desejado	Valor obtido	Erro
pixels = 1782	pixels = 3041	1259	obtidos = 1255	0,32%
(a)	(b)	(c)	(d)	(e)

Figura 5.7 – Contagem dos pixels na imagem referência (a); contagem dos pixels na imagem subsequente (b); valor desejado pela subtração (c); valor obtido (d) e o erro entre eles (e).

Os valores desejados e obtidos para a subtração, para todas as comparações entre pares de imagens foram calculados e o valor do erro em porcentagem foi calculado através da diferença entre os valores desejados e obtidos, pela Equação 5.1.

$$\text{Erro da diferença} = ((\text{valor obtido} - \text{valor desejado}) / \text{valor desejado}) * 100 \quad (5.1)$$

A Tabela 5.3 mostra os dados utilizados para a validação da subtração, onde apresentam os nomes das imagens que foram comparadas, a quantidade de pixels na área perfurada pela broca em cada uma delas, o resultado desejado, o obtido e o erro. Para os dois conjuntos de radiografias, totalizando 72 pares de radiografias, o erro médio foi de 7,5% (RODRIGUES, 2006a). O valor deste erro engloba um teste realizado por uma dentista, para testar a variabilidade entre operadores no método manual (de marcação de pontos no processo de alinhamento). É importante ressaltar que esta taxa representa o erro não somente do algoritmo desenvolvido, mas também a propagação do erro em todas as etapas do processo, ou seja, aquisição, digitalização, alinhamento e subtração. O gráfico na Figura 5.8 mostra a relação entre os valores desejados (em azul) e os valores obtidos (em vermelho) pela subtração digital, para cada comparação feita entre pares de imagens, ilustrando a Tabela 5.3.

Tabela 5.3 – Tabela com os dados utilizados para validação do resultado da subtração.

Imagens teste	pontos	pontos	obtida	desejada	% erro
inicial X desg 1 (0,17)	0	1263	1147	1263	9,18
inicial X desg 2 (0,17)	0	1782	1786	1782	0,22
inicial X desg 3 (0,17)	0	3041	3030	3041	0,36
desg 1 X inicial (0,17)	1263	0	1181	1263	6,49
desg 1 X desg 2 (0,17)	1263	1782	529	519	1,93
desg 1 X desg 3 (0,17)	1263	3041	1804	1778	1,46
desg 2 X inicial (0,17)	1782	0	1487	1782	16,55
desg 2 X desg 1 (0,17)	1782	1263	569	519	9,63
desg 2 X desg 3 (0,17)	1782	3041	1392	1259	10,56
desg 3 X inicial (0,17)	3041	0	2869	3041	5,66
desg 3 X desg 1 (0,17)	3041	1263	1656	1778	6,86
desg 3 X desg 2 (0,17)	3041	1782	1054	1259	16,28
inicial X desg 1 (0,20)	0	1263	1195	1263	5,38
inicial X desg 2 (0,20)	0	1782	1834	1782	2,92
inicial X desg 3 (0,20)	0	3041	3029	3041	0,39
desg 1 X inicial (0,20)	1263	0	1109	1263	12,19
desg 1 X desg 2 (0,20)	1263	1782	569	519	9,63
desg 1 X desg 3 (0,20)	1263	3041	1653	1778	7,03
desg 2 X inicial (0,20)	1782	0	1832	1782	2,81
desg 2 X desg 1 (0,20)	1782	1263	557	519	7,32
desg 2 X desg 3 (0,20)	1782	3041	1137	1259	9,69
desg 3 X inicial (0,20)	3041	0	3015	3041	0,85
desg 3 X desg 1 (0,20)	3041	1263	1963	1778	10,40
desg 3 X desg 2 (0,20)	3041	1782	1226	1259	2,62
inicial X desg 1 (0,23)	0	1263	1148	1263	9,11
inicial X desg 2 (0,23)	0	1782	1985	1782	11,39
inicial X desg 3 (0,23)	0	3041	2913	3041	4,21
desg 1 X inicial (0,23)	1263	0	1205	1263	4,59
desg 1 X desg 2 (0,23)	1263	1782	642	519	23,70
desg 1 X desg 3 (0,23)	1263	3041	1793	1778	0,84
desg 2 X inicial (0,23)	1782	0	1978	1782	11,00
desg 2 X desg 1 (0,23)	1782	1263	581	519	11,95
desg 2 X desg 3 (0,23)	1782	3041	1255	1259	0,32
desg 3 X inicial (0,23)	3041	0	2999	3041	1,38
desg 3 X desg 1 (0,23)	3041	1263	1722	1778	3,15
desg 3 X desg 2 (0,23)	3041	1782	1393	1259	10,64
inicial X Teste 1 (0,17)	0	1306	1396	1306	6,89
inicial X Teste 2 (0,17)	0	2148	2031	2148	5,45
inicial X Teste 3 (0,17)	0	4658	4698	4658	0,86
Teste 1 X inicial (0,17)	1306	0	1418	1306	8,58
Teste 1 X Teste 2 (0,17)	1306	2148	799	842	5,11
Teste 1 X Teste 3 (0,17)	1306	4658	3312	3352	1,19
Teste 2 X inicial (0,17)	2148	0	2259	2148	5,17
Teste 2 X Teste 1 (0,17)	2148	1306	991	842	17,70
Teste 2 X Teste 3 (0,17)	2148	4658	2412	2510	3,90
Teste 3 X inicial (0,17)	4658	0	4519	4658	2,98
Teste 3 X Teste 1 (0,17)	4658	1306	3333	3352	0,57

Teste 3 X Teste 2 (0,17)	4658	2148	2594	2510	3,35
inicial X Teste 1 (0,20)	0	1306	1313	1306	0,54
inicial X Teste 2 (0,20)	0	2148	2494	2148	16,11
inicial X Teste 3 (0,20)	0	4658	5008	4658	7,51
Teste 1 X inicial (0,20)	1306	0	1385	1306	6,05
Teste 1 X Teste 2 (0,20)	1306	2148	954	842	13,30
Teste 1 X Teste 3 (0,20)	1306	4658	3649	3352	8,86
Teste 2 X inicial (0,20)	2148	0	2373	2148	10,47
Teste 2 X Teste 1 (0,20)	2148	1306	1038	842	23,28
Teste 2 X Teste 3 (0,20)	2148	4658	2593	2510	3,31
Teste 3 X inicial (0,20)	4658	0	4806	4658	3,18
Teste 3 X Teste 1 (0,20)	4658	1306	3716	3352	10,86
Teste 3 X Teste 2 (0,20)	4658	2148	2568	2510	2,31
inicial X Teste 1 (0,23)	0	1306	1392	1306	6,58
inicial X Teste 2 (0,23)	0	2148	2181	2148	1,54
inicial X Teste 3 (0,23)	0	4658	4391	4658	5,73
Teste 1 X inicial (0,23)	1306	0	1422	1306	8,88
Teste 1 X Teste 2 (0,23)	1306	2148	942	842	11,88
Teste 1 X Teste 3 (0,23)	1306	4658	2845	3352	15,13
Teste 2 X inicial (0,23)	2148	0	1974	2148	8,10
Teste 2 X Teste 1 (0,23)	2148	1306	973	842	15,56
Teste 2 X Teste 3 (0,23)	2148	4658	2154	2510	14,18
Teste 3 X inicial (0,23)	4658	0	4110	4658	11,76
Teste 3 X Teste 1 (0,23)	4658	1306	3027	3352	9,70
Teste 3 X Teste 2 (0,23)	4658	2148	2212	2510	11,87
				média	7,5

Figura 5.8 - Relação entre os valores desejados e obtidos na subtração pelo esquema de auxílio ao diagnóstico.

Os diâmetros das perfurações das radiografias também foram calculados e comparados com o diâmetro correspondente na imagem digital para encontrar o erro introduzido pelo digitalizador. Como pôde ser analisado na Tabela 5.2, há uma diferença entre o tamanho da área da perfuração na imagem radiográfica e na imagem digital. Para minimizar o erro de arredondamento de pixels quando se faz o cálculo através da área da perfuração, foi calculada a diferença através do diâmetro, para que esse erro fosse menor. A média das diferenças encontradas entre o diâmetro na radiografia e na imagem digital foi de 3,5%, significando que este é o erro introduzido pelo digitalizador. Este erro pode ser deduzido do erro de 7,5% da subtração, já que o erro calculado ao final da subtração é resultado do acúmulo do erro de todas as etapas, desde a aquisição de imagens, digitalização, correção de contraste e alinhamento. Desta forma, resta como erro da subtração somente 4,0% (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 – Tabela com a comparação entre os diâmetros das perfurações na imagem radiográfica e na imagem digital, para cálculo do erro do digitalizador.

Imagens	Diâmetro em pixels na radiografia	Diâmetro em pixels na imagem	erro
1º conjunto			
Teste 1	42	41	2,38%
Teste 2	54	51	5,56%
Teste 3	79	77	2,53%
2º conjunto			
Desgaste 1	40	38	5,00%
Desgaste 2	50	48	4,00%
Desgaste 3	68	67	1,47%
		média	3,5%

A porcentagem de imprecisão do sistema, 4,0%, ainda é muito inferior e mais eficiente do que a análise clínica. Este pode ser considerado um bom resultado pois é muito menor do que a taxa de incerteza em relação à análise visual do dentista, no qual consegue detectar a doença somente quando há de 30% a 60% de mudança de mineralização óssea (ORTMAN, 1982).

Abaixo serão apresentados os resultados finais da subtração digital de radiografias, desta vez não mais com imagens perfuradas por brocas simulando lesões, mas sim, com radiografias reais de pacientes. As imagens perfuradas por brocas foram úteis para a validação da subtração digital, pois nelas havia um meio de quantificar a variação para posterior comparação no esquema de auxílio ao diagnóstico. Ao todo foram subtraídos 88 pares de radiografias reais de pacientes. A Figura 5.9 mostra os resultados da Subtração Qualitativa de uma amostra dentre os 88 pares de radiografias reais de pacientes (RODRIGUES, 2005c).

A Figura 5.10 mostra os resultados da Subtração Quantitativa de uma amostra dentre os 88 pares de radiografias reais de pacientes (RODRIGUES, 2005c).

Figura 5.9 - Resultados da Subtração Qualitativa em imagens reais de pacientes.

Figura 5.10 - Resultados da Subtração Quantitativa em imagens reais de pacientes.

A Figura 5.11 mostra os resultados da Subtração Quantitativa Porcentagem-Colorida. Os intervalos com porcentagens negativas indicam perda óssea e os intervalos

com porcentagens negativas indicam perda óssea e os intervalos com porcentagens positivas, ganho ósseo.

Figura 5.11 - Resultados da Subtração Quantitativa Porcentagem-Colorida em imagens reais de pacientes.

5.3 Conclusão

Os resultados do alinhamento da imagem subsequente e da subtração digital das radiografias apresentados neste capítulo foram satisfatórios e dentro do previsto no objetivo deste trabalho. A seleção de somente 4 pontos em cada imagem, contra um número de pares de pontos maior do que 8 (ZACHARAKI, 2004), faz com que o trabalho despendido pelos dentistas seja menor, sem perda de exatidão do processo.

Como pôde ser visto, a subtração feita sem o devido alinhamento produz uma imagem cheia de ruídos e sobreposições, mostrando estruturas que não deveriam estar presentes. Depois de feito o alinhamento da imagem subsequente, a subtração quantitativa resultou em uma imagem mais uniforme e homogênea em níveis de cinza, resultado este esperado, pois as duas imagens que foram subtraídas são as mesmas, sem nenhuma modificação, exceto aquela incorporada na imagem pelo digitalizador.

A subtração das radiografias também obteve um resultado muito confiável, pois ressaltou na imagem subtraída somente estruturas que realmente sofreram modificações entre a imagem referência e a subsequente. As imagens radiografadas com as perfurações provocadas por brocas de três tamanhos diferentes, simulando lesões, proporcionaram a visualização da eficácia da subtração, e através delas puderam ser comparados os resultados desejados pela subtração e os resultados obtidos pelo esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea, no qual o erro foi de 4,0%.

A Subtração Quantitativa Porcentagem-Colorida foi uma inovação no método de subtração digital de radiografias, pois possibilita ao dentista quantificar a porcentagem de perda ou ganho ósseo, visualizando a área onde ocorreram, através de cores pré-selecionadas.

Capítulo 6 - Conclusão

O esquema de auxílio ao diagnóstico de reabsorção óssea periodontal foi desenvolvido com a idéia primária de reunir em um único sistema todas as funcionalidades e ferramentas úteis para a avaliação das reabsorções ósseas devido à doença periodontal através da técnica de subtração digital de radiografias, pois em muitas situações clínicas, quando se deseja realizar a subtração digital, não há um sistema específico, e os dentistas tem que utilizar *softwares* de processamento de imagens genéricos (como, por exemplo, o Image J e o Emago).

Antes da realização da subtração digital de radiografias, as duas imagens a serem comparadas devem estar alinhadas e ter seus contrastes homogêneos, para que o resultado da subtração não seja prejudicado pela diferença dessas características. Por isso, foi desenvolvido um método de alinhamento que corrige a projeção geométrica e outro que corrige o contraste.

O método de alinhamento para correção de projeção geométrica utilizando a marcação de quatro pontos de referência pelo dentista na imagem digital tem sua vantagem na simplicidade, pois ele opera com base nas coordenadas espaciais dos endereços dos pixels da imagem, sem nenhuma necessidade de um processo de

segmentação antes da correção. Em alguns casos, a correção de projeção geométrica é baseada na identificação de bordas de características intrínsecas em imagens dentais como dentes ou implantes, a junção cimento-esmalte ou simplesmente estruturas ósseas para permitir corrigir sua projeção geométrica. E essa identificação de pontos de bordas comuns não é uma tarefa simples devido à presença de ruído. Além do mais, a performance deste enfoque depende fortemente da precisão do método de segmentação utilizado. A quantidade de pontos utilizados, que são 4 pares, torna o processo mais rápido e menos cansativo, sem perda de qualidade. Estudos onde havia a necessidade de marcação de 8 pares de pontos mostraram que um dentista experiente demorava mais de 4 minutos para marcá-los. Como a quantidade de pontos utilizados neste trabalho é metade, o tempo de execução também é reduzido pela metade. Também existem ferramentas que auxiliam o dentista a marcar esses pontos, como a ampliação das imagens e a lupa que aumenta somente a área a ser marcada.

Apesar de alguns estudos defenderem a utilização de um método de correção geométrica automático, a contribuição do dentista na identificação de marcas anatômicas para marcação dos pontos de referência para a correção geométrica da imagem subsequente e na detecção do limite das áreas que obtiveram mudanças não é necessariamente considerada uma limitação. A subtração digital de radiografias é primariamente uma operação de melhoria da informação visual e o papel do dentista na detecção do sinal continua sendo importante.

Além disso, a “subtração quantitativa porcentagem – colorida” é uma nova abordagem do resultado da subtração de forma a torná-lo mais quantitativo, pois em muitas situações clínicas o dentista tem a necessidade de estimar a quantidade de perda ou ganho ósseo. Na subtração porcentagem – colorida, o dentista poderá visualizar,

através de áreas coloridas na imagem (a cor será escolhida por ele), as porcentagens de perda ou ganho ósseo ocorridas. Desta forma, o dentista pode localizar facilmente através das cores a região de interesse onde houve determinada porcentagem de perda ou ganho ósseo, e assim tomar a melhor decisão diagnóstica ou terapêutica. Isso é um ganho em relação a outros trabalhos presentes na literatura, pois em termos de subtração mostrada em pseudo-cores, há somente trabalhos que dividem os níveis de cinza em faixas e as colore, sem nenhum outro critério, como o trabalho desenvolvido por Brägger et al. (1989) que faz uma divisão de níveis de cinza pré estipulados e constantes. Ele propôs que os pixels entre 0 e 177 seriam mostrados em tons de vermelho ascendentes; os níveis de cinza entre 118 e 138 em um tom de verde e os níveis de cinza entre 139 e 255 em tons descendentes de azul. Em outro trabalho, o nível de cinza da subtração é combinado a uma cor, para melhorar a visualização das diferenças encontradas na imagem, mas não mostra a porcentagem de variação (ZACHARAKI, 2004).

Ainda, o esquema de auxílio ao diagnóstico é totalmente dependente da reprodutibilidade do processo de aquisição e de digitalização das radiografias. Isto quer dizer que todos os parâmetros envolvidos na tomada radiográfica e na digitalização das radiografias, para duas imagens que devam ser comparadas pelo esquema de auxílio ao diagnóstico, devem-se manter constantes. Esses parâmetros são o aparelho de raios X, o filme, a processadora, a distância foco-filme e a distância filme-objeto.

Ainda no processo de aquisição, deve ser usado algum método de padronização de posicionamento do paciente de modo a proporcionar uma relação constante entre o tubo de raios X, o filme e o objeto a ser radiografado. Essa padronização é importante para que não haja grandes distorções em relação à projeção geométrica das imagens

envolvidas na análise, eliminando assim a necessidade de grandes ajustes de translação e rotação da imagem subsequente. Da mesma forma, os parâmetros do digitalizador no processo de digitalização das imagens devem-se manter constantes. O ideal é que as imagens sejam, inclusive, digitalizadas pelo mesmo equipamento. Mesmo assim, o digitalizador induz um erro na imagem, no qual foi encontrado para o equipamento utilizado neste trabalho um erro 3,5% na imagem digitalizada.

Essa reprodutibilidade garante, acima de tudo, que o resultado da subtração não venha a ser errôneo devido a influências externas que não são controladas pelo esquema. Desta forma, se todos os requisitos de obtenção e digitalização de radiografias a serem comparadas pelo sistema forem mantidos, o único erro que poderá advir da subtração digital será o erro de 4,0% visto no capítulo anterior.

Comparado ao desempenho dos especialistas dentistas que, utilizando o método tradicional, geralmente detectam a lesão somente quando há de 30% a 60% de mudança de mineralização óssea, a utilização da subtração digital de radiografias apresenta uma enorme evolução, pois detecta súbitas mudanças ósseas em torno de 5%. Por isso, o erro de 4,0%, que é composto pelos processos de aquisição, digitalização, correção de projeção geométrica, correção de contraste e subtração, não prejudica o valor global da quantidade de perda ou ganho ósseo que será apresentada na imagem subtraída comparado às técnicas tradicionais de avaliação.

Pode-se concluir que a utilização do presente esquema é eficiente para a análise das reabsorções ósseas causadas pela doença periodontal, pois vai proporcionar ao dentista uma ferramenta de análise de imagens subsequentes pelo método de subtração, além de uma série de outras ferramentas de ajustes de investigação das imagens.

Com a correta utilização desta ferramenta e do método proposto, o dentista deve poder realizar diagnósticos mais precisos e precoces e, desta forma, instituir o melhor plano de tratamento e sanar a doença periodontal mais rapidamente, antes que ela atinja os níveis inaceitáveis à boa saúde bucal e do indivíduo.

6.1 Sugestão para Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, pretende ser desenvolvido um método de correção de projeção geométrica automático, sem que o dentista tenha que intervir no processo. Dessa forma, um método de segmentação deverá ser aplicado anteriormente para que sejam identificadas bordas de características comuns a ambas imagens a serem comparadas para que a imagem subsequente seja alinhada em relação à imagem referência. Como a correta correção geométrica dependerá da precisão do método de segmentação aplicado, um método de segmentação eficiente deverá ser pesquisado com cuidado.

Referências Bibliográficas

AINAMO, J.; TAMMISOLO, E. (1973). *Comparison of radiographic and clinical signs of early periodontal disease*. Scandinavian Journal of Dental Research, v. 81, p. 548-552.

ALBUQUERQUE, J. A. G. (2001). *Avaliação Automática de Parâmetros Físicos de Qualidade de Imagem em Sistemas de Radiologia Digital Odontológica*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas.

AKIYOSHI, M.; MORI, K. (1967). *Marginal periodontitis: A histological study of the incipient stage*. Journal of Periodontology, v. 38, p. 45-52.

ALLEN, K. M.; HAUSMANN, E. (1990). *Computerized generation of lesion models for evaluating subtraction radiography*. Dentomaxillofac. Radiol.; 19:161-164.

ALLEN, K. M.; HAUSMANN, E.; KUTLUBAY, M. E.; et. al. (1994). *Studies of the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an x-ray tube. 1. Stent-rod based and extra-oral systems*. J. Periodont. Res.; 29: 174-178.

ALVARES, L. C.; TAVANO, O. (2002). *Curso de radiologia em Odontologia*. Editora Santos, ed. 4

ARMITAGE, G. C.(1996). *Periodontal disease: diagnosis*. Annals of Periodontology – Lansdowne (EUA): The American Academy of Periodontology; 1:37-237.

AXELSSON, P.; LINDHE, J. (1982). *Effect of controlled oral hygiene procedures on caries and periodontal disease in adults – results after 6 years*. J. Clin. Periodontol. – 1981; 8:239-248.

- BALLIEUX, R. E. (1991). *Impact of mental stress on the immune response*. J. Clin. Periodontol.; 18: 427-430.
- BARI, A. E.; FREITAS, A. (1998). *Aspectos radiográficos das lesões do periodonto*. Capítulo 21 do livro: Radiologia Odontológica. Editora Artes Médicas Ltda, 4ª Edição, São Paulo.
- BARILLI, A. L. A. (2003). *Prevalência das doenças periodontais em pacientes com doença isquêmica coronariana aterosclerótica, em hospital universitário*. Dissertação de Mestrado - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo.
- BECK, J. (1996). *Periodontal implications: older adults*. Annals of Periodontology. Lansdowne (EUA): American Academy of Periodontology; 1:322-357.
- BELL, D. G.; et al. (1950). *The periodontal lesion. II. A Roentgenographic Evaluation of Treated Periodontal Cases: A Biological Approach*. J. Periodont., v. 21, p. 70-78.
- BENKOW, H. H. (1957). *Appliance for identical radiography and stereoradiography*. Dent. Radio Photo; 30:21-26.
- BJORN, H.; HOLMBERG, K. (1966). *Radiographic determination of periodontal bone destruction in epidemiological research*. Odontologisk Revy; 17:232-250.
- BRAGGER, U.; et. al. (1988). *Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography*. J. Clin. Periodontol.; 15: 27-37.
- BRAGGER, U.; PASQUALI, L. (1989) *Color conversion of alveolar bone density changes in digital subtraction images*. Clin Periodontol. 16:209-214.
- BRAGGER, U.; BURGIN, W.; FOURMOUSIS, I. (1998). *Computer-assisted densitometric image analysis of digital subtraction images: In vivo error of the method and effect of thresholding*. J. Periodontol.; 69:967-974.
- BRETTLE, D. S.; et al. (1996). *The imaging performance of a storage phosphor system for dental radiography*. The British Journal of Radiology, 69:256-261.
- BYRD, V.; et al. (1998). *Semiautomated image registration for digital subtraction radiography*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.; 85:473-478.

- CARPIO, L. C.; et. al. (1994). *Evaluation for a Simple Modified Radiographic Alignment System for Routine Use*. J. Periodontol.; 65:62-67.
- CHRISTGAU, M.; et. al. (1998). *Accuracy of quantitative digital subtraction radiography for determining changes in calcium mass in mandibular bone: an in vitro study*. J. Periodontal Res.; 33:138-149.
- COSTA, F. O. (2000). *Doença periodontal de início precoce em crianças, adolescentes e adultos jovens: um estudo longitudinal da incidência, severidade e extensão*. [Tese de Doutorado] Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais.
- COSTA, L. F.; CESAR JR, R. M. (2000). *Shape Analysis and Classification. Theory and Practice*. Ed. CRC Press, 1. ed.
- DAMANTE, J. H.; et al. (2002). *Curso de Radiologia em Odontologia*. São Paulo. Ed. Santos. 4. ed., p. 129-218.
- DAVIS, M.; ALLEN, K. M.; HAUSMANN, E. (1994). *Effects of small angles discrepancies on interpretations of subtraction images*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 78:397-400.
- DOVE, S. B.; MCDAVID, W. D.; HAMILTON, K. E. (2000). *Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system: An in vitro study*. Oral and Maxillofacial Radiology – June; 89:771-776.
- DUCKWORTH, J. E.; JUDY, P. F.; GOODSON, J. M.; SOCRANSKY, S. S. (1983). *A method for the geometric and densitometric standardization of intraoral radiographs*. J. Periodontol.; 54:435-440.
- DUINKERKE, A. S. H.; VAN DER POEL, A. C. M.; VAN DER LINDEN, F. P. G. M.; et al. (1977). *Evaluation of a technique for standardized periapical radiographs*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 44:646-651.
- DUNN, S. M.; VAN DER STELT, P. F. (1992). *Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs*. Dentomaxillofac. Radiol.; 21:142-147.
- DUNN, S. M.; et al. (1993). *A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography*. Dentomaxillofac. Radiol.; 22:77-80.

- ECHEVERRIA, J. J.; CAFFESSE, R. G. (1983). *Effects of gingival curettage when performed one month after root instrumentation. A biometric evaluation.* J. Clin. Periodontol., v. 10, p. 277-286.
- EGGEN, S. (1970). *Calibration on a standardized intraoral roentgenogram.* Bergen, Norway: Symposium i Odontologisk Røntgenologi; 24-32.
- ESCARPINATI, M. C. (2002). *Investigação de formatos e compressão de imagens digitais para processamento de imagens mamográficas de mamas densas.* Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- FOURMOUSIS, U.; et. al. (1994a) *Digital image processing: I. Evaluation of grey level correction methods in vitro.* Clin. Oral. Impl. Res.; 5: 37-47.
- FOURMOUSIS, I.; BRAGGER, U.; BURGIN, W.; et. al. (1994b) *Digital image processing: II.* Clin. Oral. Impl. Res.; 5: 105-114.
- FREITAS, A.; et al. (1998). *Radiologia Odontológica.* São Paulo. Ed. Artes Médicas. 4. ed., p. 301-326.
- GENCO, R. (1996). *Current view of risk factors for periodontal diseases.* J. Periodontol.; 67: 1041-1049.
- GERMANN, M. A.; SAXER U. P.; RENGGLI, H. H. (1971). *Reproducible radiographs and photographs in periodontal diagnosis-clinical approach.* Parodontologie; 25(4):92.
- GOAZ, P. W.; WHITE, S. C. (1994). *Oral Radiology. Principles and Interpretation.* Ed. Mosby. 3. ed.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E.(2000) *Processamento de Imagens Digitais.* Ed. Edgard Blücher Ltda. 1. ed.
- GOODSON, J. M.; et al. (1982). *Patterns of progression and regression of advanced destructive periodontal disease.* J. Clin. Periodontol.; 9:472.
- GREENSTEIN, G. (1997). *Contemporary interpretation of probing depth assessments; Diagnostic and therapeutic implications. A literature review.* J. Periodontol.; 68:1194-205.

- GRÖNDAHL, H. G.; GRÖNDAHL, K.; OKANO, T.; WEBBER, R. L. (1982). *Statistical contrast enhancement of subtraction images for radiographic caries diagnosis*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.; 53:219-223.
- GRÖNDAHL, H. H.; GRÖNDAHL, K. (1983). *Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 55:208-213.
- GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. G.; WEBBER, R. L. (1984). *Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions*. J. Clin. Periodontol.; 11:411-420.
- GROSSI, S. G.; ZAMBON, J. J.; HO, A. W.; et al. (1994). *Assessment of risk for periodontal disease. I. Risk indicators for attachment loss*. J. Periodontol., v. 65, p. 260-267.
- HAFFAJEE, A. D.; SOCRANSKY, S. S.; GOODSON, J. M. (1983). *Clinical parameters as predictors of destructive periodontal disease*. Journal of Clinical Periodontology, v. 10, p. 257-265.
- HAFFAJEE, A. D.; SOCRANSKY, S. S. (1986). *Attachment level changes in destructive periodontal diseases*. J. Clin. Periodontol.; 13: 461 – 72.
- HAUSMANN, E. (2000). *Radiographic and Digital Imaging in Periodontal Practice*. J. Periodontol.; 71: 497-503.
- HAUSMANN, E. (1990). *A contemporary perspective on techniques for the clinical assessment of alveolar bone*. J. Periodontol.; 61: 149-156.
- HAUSMANN, E.; ALLEN, K. M.; PIEDMONTE, M. R. (1991). *Influence of variations in projection geometry and lesion size on detection of computer-simulated crestal alveolar bone lesions by subtraction radiography*. J. Periodont. Res.; 26:48-51.
- HAUSMANN, E.; KUTLUBAY, M. E.; ODOBINA, D.; et al. (1995). *Studies on the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an x-ray tube 2. A new electronically guided, force-sensitive sensor-based alignment system*. J. Periodont. Res.; 30:294-297.
- HAUSMANN, E.; ALLEN, K.; LOZA, J.; et. al. (1996). *Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/ impression technique*. J. Periodontol.; 67:895-899.

- JACOBS, R.; GHYSELEN, J.; KONINCKX, P.; et al. (1996). *Long-term bone mass evaluation of mandible and lumbar spine in a group of women receiving hormone replacement therapy*. Eur. J. Oral Sci.; 104: 10-16.
- JANSSEN, P. M. T.; VAN PALENSTEIN, W. H.; VAN AKEN, J. (1989). *The effect of in vivo occurring errors in the reproducibility of radiographs on the use of the subtraction technique*. J. Clin. Periodontol.; 16:53-58.
- JANSSEN, P. M. T.; VAN ARKEN, J. (1989) *Problems around the in vitro and in vivo applications of quantitative digital subtraction radiography*. J. Clin. Periodontol.; 16:323-330.
- JEFFCOAT, M. K.; KAPLAN, M. L. GOLDHABER, P. (1980). *Predicting alveolar bone loss in beagles using bone-seeking radiopharmaceutical uptake*. J. Dent. Res.; 59:844-848.
- JEFFCOAT, M. K.; JEFFCOAT, R. L.; WILLIAMS, R. C. (1984). *A new method for the comparison of bone loss measurements on non-standardized radiographs*. Journal of Periodontal Research; 19:434-440.
- JEFFCOAT, M. K.; REDDY, M. S.; WEBBER, R. L.; WILLIAMS, R. C.; RÜTTIMANN, U. E. (1987). *Extraoral control of geometry for digital subtraction radiography*. J. Periodont. Res.; 22:396-402.
- JEFFCOAT, M. K.; REDDY, M. S.; VAN DER BERG, H. R.; BERTENS, E. (1992). *Quantitative digital subtraction radiography for the assessment of peri-implant bone change*. Clin. Oral Implants Res.; 3:22-27.
- JEFFCOAT, M. K.; REDDY, M. S. (1993). *Digital subtraction radiography for longitudinal assessment of peri-implant change*. Adv. Dent. Res.; 7:196-201.
- JEFFCOAT, M. K.; et al. (1996). *Efficacy of quantitative digital subtraction radiography using radiographs exposed in a multicenter trial*. J. Periodont. Res.; 31: 157-160.
- KORNMAN, K. S. (1987). *Nature of periodontal diseases: assessment and diagnosis*. Journal of Periodontal Research; 22:192-204.
- KRAVITZ, L. H.; TYNDALL, D. A.; BAGNELL, C. P; DOVE, S. B. (1992). *Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography*. J. Endod.; 18: 275-284.

- LANG, N. P.; et al. (1990). *Absence of bleeding on probing. An indicator of periodontal stability*. J. Clin Periodontol.; 17:714-21.
- LASCALA, C. A.; FREITAS, A. (1986). *Estudo comparativo entre as técnicas radiográficas periapicais (do paralelismo), e Elipsopantomográfica, como coadjuvantes na interpretação das lesões periodontais*. Enc. Brás. Odont.; 4(4): 609-624.
- LAVSTEDT, S. (1975). *A methodological-roentgenological investigation of marginal alveolar bone loss: a perspective in vitro*. Journal of Clinical Periodontology; 8:474-480.
- LEHMANN, T. M.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H. G.; SCHMITT, W. SPITZER, K. (1998). *Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs*. Dentomaxillofac. Radiol.; 27:140-150.
- LIKAR, B.; PERNUS, F. (1997). *Evaluation of three contrast correction methods for digital subtraction in dental radiography: An in vitro study*. Medical Physics – Fevereiro; 24: 229-307.
- LINDHE, J. (1992). *Tratado de Periodontologia Clínica*. 2ª Edição, Rio de Janeiro, RJ - Editora Guanabara.
- LOFTIN, R.; WEBBER, R.; HORTON, R. (1998). *Effect of projective aspect variations on estimates of changes in bone mass using digital subtraction radiography*. J. Periodont. Res., 33: 352-358.
- MAGGIO, J. J.; HAUSMANN, E. M.; ALLEN, K.; POTTS, T. V. (1990). *A model for dentinal caries progression by digital subtraction radiography*. J. Prosthet. Dent.; 64:727-732.
- MATILLA, K.; et al. (1995). *Dental infection and the risk of coronary events: prospective study of patients with documented coronary artery disease*. Clin. Infect. Dis.; 20: 588-592.
- MENDONÇA, J. A. G. (2001). *Avaliação e análise das distâncias biológicas do periodonto mediante nova metodologia*. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo.
- MINISTÉRIO da Saúde. Secretaria Nacional de Programas Especiais de Saúde. Divisão Nacional de Saúde Bucal. (1988). *Levantamento epidemiológico em saúde bucal; Brasil, zona urbana, 1986*. Brasília (DF), 137 p.

- MORRISON, H. I.; et al. (1999). *Periodontal disease and risk of fatal coronary heart and cerebrovascular diseases*. J. Cardiovasc. Risk; 6:7-11.
- NUMMIKOSKI, P. V.; STEFFENSEN, B.; HAMILTON, K.; DOVE, S. B. (2000). *Clinical Validation of a New Subtraction Radiography Technique for Periodontal Bone Loss Detection*. J. Periodontal – Abril, v. 71, n. 4.
- OFFENBACHER, S. (1996). *Periodontal Diseases: Pathogenesis*. Lansdowne (EUA): Annals of Periodontology; v.1, n.1:821-878.
- OHKI, O. M.; YAMADA, N. T. (1988). *A contrast-correction method for digital subtraction radiography*. J. Periodontal. Res.; 23: 277-280.
- OPPERMANN, R. V.; RÖSING, C. K. (2001). *Periodontia. Ciência e Clínica*. Ed. Artes Médicas. 1. ed., São Paulo.
- ORTMAN, L. F.; MCHENRY, K.; HAUSMANN, E. (1982). *Relationship between alveolar bone measured by ¹²⁵I absorptiometry with analysis of standardized radiographs: 2. Bjorn technique*. J. Periodontol.; 53:311-314.
- ORTMAN, L. F.; DUNFORD, R. G.; HO, A.; et al. (1985). *Subtraction radiography and computer assisted densitometric analyses of standardized radiographs*. J Periodont. Res.; 20: 644-651.
- OSTUNI, J.; FISHER, E.; VAN DER STELT, P.; DUNN, S. (1993). *Registration of dental radiographs using projective geometry*. Dentomaxillofac. Radiol.; 22:199-203.
- PAGE, R.; KORNMAN, K. (1997). *The Pathogenesis of Human of Periodontitis. An introduction*. Periodontol. 2000; 14: 9-11.
- PAPIKA, S.; et al. (1999). *Orthodontic application of color image addition to visualize differences between sequential radiographs*. Am. J. Orthodont Dentofac Orthop.; 115:488-493.
- PARSELL, D. E.; GATEWOOD, R. S.; WATTS, J. D.; STRECKFUS, C. F. (1998). *Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.; 86: 498-502.

- PASCON, E. A.; INTROCASO, J. H.; LANGELAND, K. (1987). *Development of predictable periapical lesion monitored by subtraction radiography*. Endod. Dent. Traumatol.; 3:192-208.
- PÉCORA, J. D. (2002). *Periapicopatias*. Artigo publicado em MedCenter. Com Odontologia em 31 de Julho de 2002. Disponível em: <<http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=280&idesp=4&ler=s>>. Acesso em: 01 jun. 2005.
- PITTS, N. B. (1984). *Film – holding, beam-aiming and collimating devices as an aid to standardization in intra-oral radiography: A review*. J. Dent.; 12:36-46.
- PLOTNICK, I. J.; BERESIN, V. E.; SIMKINS, A. B. (1971). *A technique for standardized serial dental radiographs*. J. Periodontol.; 42:297-299.
- RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M. (1991). *Classificação, mensuração, epidemiologia e história natural das doenças periodontais*. Periodontologia e Periodontia: teoria e prática moderna. 1ª edição. Editora Michigan, Santos; p. 31-46.
- REDDY, M. S.; et. al. (1991a). *Contrast enhancement as an aid to interpretation in digital subtraction radiography*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 71:763-769.
- REDDY, M. S.; WEBBER, R. L.; VAN DEN BERG, R.; et al. (1991b). *A video feedback repositioning method for standardized dental radiographs*. IEEE/EMBS, 13: 352.
- REDDY, M. S. (1992). *Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy*. J. Periodontol.; 63: 1078-7084.
- REDDY, M. S.; JEFFCOAT, M. K. (1993). *Digital Subtraction Radiography*. Advances in Dental Imaging; v.37, n.4, p.553-565, out.
- ROCHA, M. M. N. P.; et al. (1998). *Estudo bacteriológico de lesões periapicais*. Odontol Univ São Paulo, v.12, n.3, p.215-223, jul./set.
- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2005). *Algoritmo Computacional para Alinhamento e Subtração de Radiografias Digitais Odontológicas para o Auxílio no Diagnóstico da Doença Periodontal*. In: Anais em CD-ROM do XXXIV Congresso Brasileiro de Radiologia, Brasília.

- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2005). *Algoritmo computacional para ajuste de radiografias odontológicas digitais de modo que possam ser submetidas às técnicas de subtração digital*. In: Anais em CD-ROM do 10º Congresso Brasileiro de Física Medica, Salvador.
- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2005). *Alinhamento e Subtração Digital Qualitativa e Quantitativa de Radiografias Odontológicas para Melhoria no Diagnóstico de Lesões Ósseas Periodontais*. In: Anais em CD-ROM do 5º Encontro de Bioengenharia, São Carlos.
- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2005). *Alinhamento e Subtração Digital de Radiografias Odontológicas para Melhoria no Diagnóstico da Doença Periodontal*. In: Anais em CD-ROM do 1º Workshop de Visão Computacional, Piracicaba.
- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2006). *Subtração Digital de Radiografias Odontológicas para Avaliação da Reabsorção Óssea Periodontal*. In: Anais em CD-ROM do 11º Congresso Brasileiro de Física Medica, Ribeirão Preto.
- RODRIGUES, E. B.; SCHIABEL, H.; ESCARPINATI, M.; RUBIRA-BÜLLEN, I. R. F. (2006). *Quantização da Reabsorção Óssea Periodontal por Subtração de Radiografias Odontológicas Digitais*. In: Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São Pedro (aceito para publicação).
- ROSLING, B.; HOLLENDER, L.; NYMAN S.; OLSSON G. (1975). *A radiographic method for assessing changes in alveolar bone height following periodontal therapy*. J. Clin. Periodontol.; 2:211-217.
- RUDOLPH, D. J.; WHITE, S. C.; MANKOVICH, N. J. (1987). *Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography*. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.; 64:631- 637.
- RÜTTIMANN, U. E.; OKANO, T.; GRÖNDAHL, H. G.; et al. (1981). *Exposure geometry and film contrast difference as bases for incomplete cancellation of irrelevant structures in dental subtraction radiography*. SPIE Digital Radiography; 314:372-377.
- RÜTTIMANN, U. E.; WEBBER, R. L.; SMITH, E. A. (1986). *A robust digital method for film contrast in subtraction radiography*. J. Periodont. Res.; 21: 486-495.

- RÜTTIMANN, U. E.; WEBBER, R. L. (1987). *Volumetry of localized lesions by subtraction radiography*. J. Periodont. Res.; 22:215-216.
- SCANNAPIECO, F. A.; et al. (1998). *Association between oral conditions and respiratory disease in a national sample survey population*. Ann. Periodontol. V. 3, p. 251-256.
- SCHEI, O.; WAERHAUG, J.; LOVDAL, A.; ARNO, A. (1959). *Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age*. Journal of Periodontology; 30:7-16.
- SEGUNDO, T. K.; FERREIRA, E. F.; COSTA, J. E. (2004). *A doença periodontal na comunidade negra dos Arturó's, Contagem, Minas Gerais, Brasil*. Cad, Saúde Pública, Rio de Janeiro, 20(2):596-603, mar-abr.
- SELVIG, K. A. (1965). *The fine structure of human cementum*. Acta Odont. Scand; 23: 423-441.
- SOREDEX Orion Corporation (1994). *Digora: sistema revolucionário de imagem digital*. Helsink, Finland.
- STASSINAKIS, A.; et. al. (1995). *Accuracy in detecting bone lesions in vitro with conventional and subtracted direct digital imaging*. Dentomaxillofacial Radiology; 24:232-237.
- TAVANO, O. (1998). *Filmes e processamento radiográfico*. Capítulo 4 do livro: Radiologia Odontológica. Editora Artes Médicas Ltda, ed. 4, São Paulo.
- The American Academy of Periodontology. *Annals of Periodontology. International Workshop for a classification of Periodontal Diseases and Conditions*. Chicago: The American Academy of Periodontology, December, 1999; 4:112.
- THEILADE, J. (1960). *An evaluation of the reliability of radiographs in the measurement of periodontal disease*. Journal of Periodontology; 31:143.
- TOSHIKI, K.; ONG, S. H.; FOONG, K. W. C. (2004). *Tooth Segmentation of Dental Study Models Using Range Images*. IEEE Trans. On Medical Imaging; 23:350-362.

- TYNDALL, D. A.; KAPA, S. F.; BAGNELL, C. P. (1990). *Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region*. J. Endod.; 16: 173-178.
- UPDEGRAVE, W. J. (1967). *Simplified and standardized bisecting angle technique for dental radiography*. J Am. Dent. Assoc.; 75:1361-1368.
- UPDEGRAVE, W. J. (1968). *Right-angle dental radiography*. Dent. Clin. North Am.; Nov:571-579.
- VANZILLOTTA, P. S.; SALGADO, L. P. S. (1999). *Odontologia Integrada. Atualização Multidisciplinar para o Clínico e o Especialista*. Ed. Pedro Primeiro Ltda.
- VERSTEEG, K. H.; VAN DER STELT, P. F. (1995). *Effect of logarithmic contrast enhancement on subtraction images*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 80:479-486.
- WAERHAUG, J. (1979). *The angular bone defect and its relationship to trauma from occlusion and downgrowth of subgingival plaque*. J. Clin. Periodontol.; 6:61-82.
- WEBBER, R. L.; RÜTTIMANN, U. U.; GRÖNDAHL, H. G. (1982). *X-ray image subtraction as a basis for assessment of periodontal changes*. J. Perio. Res.; 17:509-511.
- WEBBER, R. L.; RÜTTIMANN E. U.; GROENHUIS R. A. J. (1984). *Computer correction of projective distortions in dental radiographs*. J. Dent. Res.; 63:1032:1036.
- WEBBER, R. L.; RUTTIMAN, U. E.; HEAVEN, T. J. (1990). *Calibration errors in digital subtraction radiography*. J. Periodont. Res.; 25: 268-275.
- WEGE, W. R. (1967). *A technique for sequentially reproducing intraoral film*. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.; 23:454-458.
- WOLBARST, A. B. (1993). *Physics of Radiology*. Appleton & Lange, Norwalk, USA.
- ZACHARAKI, E. I.; *et al.* (2004). *A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration*. Dentomaxillofacial Radiology; 33:379-390.