

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO
apresentada à UTFPR
para obtenção do título de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

CAROLINE GUGISCH KLEIN

**AVALIAÇÃO DA ARQUITETURA ÓSSEA TRABECULAR
POR MEIO DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM DIGITAL
EM RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS**

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

PROF. DR. HUGO REUTERS SCHELIN UTFPR

PROF. DR. SERGEI PASCHUK (Co-Orientador) UTFPR

Examinadores:

PROF. DR. ÂNGELA FERNANDES UFPR

PROF. DR. VALERIY DENYAK N.S.C.K.I.P.T.

Curitiba, dezembro de 2005.

CAROLINE GUGISCH KLEIN

**AVALIAÇÃO DA ARQUITETURA ÓSSEA TRABECULAR POR
MEIO DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM DIGITAL EM
RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do título de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin

Co - Orientador: Prof. Dr. Sergei Paschuk

Curitiba

2005

“A felicidade murcha como as flores; entretanto, assim como um bom jardineiro sempre tem a seu alcance outras para substituí-las. Quem possui conhecimento pode, também, substituir constantemente os motivos que dão permanência à felicidade na vida. O conhecimento a fixa, a torna estável; permite sentir seu palpitar de eternidade.”

Carlos Bernardo González Pecotche

AGRADECIMENTOS

Ao Criador, que me deu a vida e o qual em todos os momentos confiei firme e decididamente. Assim como também dotou-me de uma Mente e uma inteligência que me incitam na busca do Saber e da Verdade.

Minha gratidão a todos aqueles que, de uma forma ou de outra colaboraram na realização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Hugo Reuters Schelin, com sua sabedoria, realmente foi um exemplo de docente, pois soube orientar e compreender minhas limitações sempre estimulando a continuar. Ao Prof. Dr. Sergei Paschuk, pelas suas sábias sugestões neste trabalho.

A todos os professores do Curso de Pós-Graduação de Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná UTFPR, que me acolheram com tanto carinho e dedicação.

Aos meus grandes amigos, Artem Paschuk e Ana Luiza da Rosa de Oliveira pela paciência na arte de ensinar, pois seus conhecimentos foram imprescindíveis para a culminação deste trabalho.

A Prof. Dra. Ângela Fernandes, que sempre foi um exemplo de docência e de profissionalismo, além de uma amiga a qual sempre serei grata.

A todos os quinze cirurgiões-dentistas que me receberam com muito carinho e conquistaram um tempo em suas vidas para se dedicarem ao meu trabalho. Minha gratidão.

A equipe do UNICENP, que esteve sempre ao meu lado.

Ao meu tio Dr. Jerônimo Soares Benites, médico reumatologista, que com muita dedicação, soube transmitir seus conhecimentos e me incentivar sempre com seu exemplo.

Gostaria de dedicar este trabalho a minha família, fonte de estímulos e afeto. Ao meu amado pai, Victor, meu irmão Mário, minha avó Eladir, exemplo de luta, e principalmente a minha mãe, amiga, colega e companheira, a qual me deu a grande oportunidade de continuar com sua pesquisa, me transmitindo todo seu conhecimento e dando a serenidade necessária para que pudesse sempre continuar, apesar das dificuldades. Desenvolver este trabalho junto a você mãe, foi meu maior aprendizado.

Ao meu companheiro, amigo e amado esposo, Alison, o qual sempre serei grata pela compreensão de todos os momentos em que precisei me ausentar, paciência infinita e a ajuda sempre que precisei. Dedico especialmente este trabalho a você, pois confiou em mim.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	iv
SUMÁRIO	v
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
CAPÍTULO 1	1
1.1 MOTIVAÇÕES.....	1
1.2 OBJETIVOS.....	3
1.2.1 Geral.....	3
1.2.2 Específico.....	3
1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	3
CAPÍTULO 2	5
2.1 TECIDO ÓSSEO - COMPOSIÇÃO E ORGANIZAÇÃO DO OSSO	5
2.1.1 Processo de remodelação óssea	6
2.2 CONCEITO DE QUALIDADE ÓSSEA	6
2.3 PATOGENIA DA FRAGILIDADE ÓSSEA	9
2.4 CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS RADIOGRÁFICAS DA ARQUITETURA DA MANDÍBULA E DA MAXILA	10
2.5 ALTERAÇÕES DA ARQUITETURA ÓSSEA MANDIBULAR CORRELACIONADA COM OSTEOPOROSE	11
2.6 RECURSOS JÁ UTILIZADOS PARA MENSURAÇÕES ÓSSEAS NA MANDÍBULA E MAXILA	12
2.7 IMAGENS RADIOLÓGICAS DIGITAIS NA ODONTOLOGIA	13
2.7.1 Tratamento de imagens digitais	16
2.7.2 Conceitos básicos	17
2.7.3 Operações no processamento de imagens radiográficas.....	18
2.7.4 Filtragem por mediana.....	19
2.7.5 Filtro de Gauss.....	19
2.7.6 Limiarização.....	21
2.7.7 Esqueletização.....	21

CAPÍTULO 3	25
3.1 MATERIAIS	25
3.1.1 Amostra	25
3.1.2 Scanner	26
3.1.3 Microcomputador	27
3.1.4 Programa	27
3.2. MÉTODOS	27
3.2.1 Seleção de radiografias	27
3.2.2 Seleção do local de interesse	28
3.2.3 Digitalização	28
3.2.4 Algoritmo de processamento de imagens	30
3.2.5 Aplicação do filtro da mediana	31
3.2.6 Duplicação da imagem	32
3.2.7 Aplicação do filtro de Gauss	32
3.2.8 Subtração das imagens	32
3.2.9 Limiarização das imagens	33
3.2.10 Esqueletização das imagens	34
3.2.11 Sobreposição das imagens	34
3.2.12. Algoritmo de quantificação das imagens	35
3.2.13 Definição do Padrão Ouro	38
3.2.14 Questionário e termo de consentimento aplicado entre os examinadores radiologistas....	38
3.2.15 Análise estatística	39
3.2.16 Definição do ponto de corte	40
CAPÍTULO 4	41
4.1 APLICAÇÃO DO ALGORÍTIMO.....	41
4.2 PROBLEMAS ENCONTRADOS DURANTE A APLICAÇÃO DO ALGORÍTIMO	42
4.3 AQUISIÇÃO DE VALORES NUMÉRICOS	43
4.4 ESCOLHA DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS	44
4.5 PERFIL DOS EXAMINADORES RADIOLOGISTAS PARA APLICAÇÃO DO QUESTIONÁRIO	46
4.6 RESULTADOS DO QUESTIONÁRIO QUANTO AOS CRITÉRIOS ADOTADOS PARA AVALIAÇÃO DA FRAGILIDADE ÓSSEA DA REGIÃO DE INTERESSE.	47
4.7 NÍVEL DE CONCORDÂNCIA ENTRE OS EXAMINADORES EM RELAÇÃO AS IMAGENS ANALISADAS	48
4.8 RESULTADOS DA ANÁLISE DO MODELO DE REGRESSÃO BINOMIAL ENTRE AS VARIÁVEIS DOS PONTOS Pp E Pt E O DIAGNÓSTICO DOS EXAMINADORES	48

4.9 CONSTRUÇÃO DA CURVA ROC – DEFINIÇÃO DO PONTO DE CORTE	49
CAPÍTULO 5	55
5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	55
CAPÍTULO 6	59
6.1 CONCLUSÕES	59
6.2 TRABALHOS FUTUROS	60
APÊNDICE 1 MODELO DO QUESTIONÁRIO DE PESQUISA APLICADO ENTRE OS EXAMINADORES RADIOLOGISTAS	61
APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO	65
APÊNDICE 3 - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS DO HOSPITAL DE CLÍNICAS DA UFPR	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69

LISTA DE FIGURAS

Figura 01:	Microfotografia do osso trabecular normal, mostrando camadas trabeculares espessas e interligadas (Marques <i>et al.</i> , 1995)	5
Figura 02:	Microfotografia do osso trabecular osteoporótico mostrando acentuado afilamento das trabéculas e sua desconexão (Marques <i>et al.</i> , 1995)	5
Figura 03:	Etapas do processo de remodelação óssea (LÉPORI, 2004)	6
Figura 04:	Visão micro - computadorizada da vértebra de um indivíduo normal e com osteoporose (WHITE, 2002)	8
Figura 05:	Fotografia e radiografia de um corte coronal de corpo vertebral de um paciente com osteoporose (RESNICK, 1995)	9
Figura 06:	Microfotografia de biópsia de osso trabecular sadio (MARQUES, <i>et al.</i> , 1995)	12
Figura 07:	Microfotografia de biópsia de osso trabecular com osteoporose (MARQUES, <i>et al.</i> , 1995)	12
Figura 08:	Coordenadas dos <i>pixels</i> de uma imagem, destacando-se o <i>pixel</i> central (GONZALEZ <i>et al.</i> , 1992)	17
Figura 09:	Relação de vizinhança entre <i>pixels</i> , vizinhança-de-quatro e vizinhança-de-oito (GONZALEZ, <i>et al.</i> 1992)	18
Figura 10:	Relação de conectividade entre <i>pixels</i> (GONZALEZ, <i>et al.</i> 1992).....	18
Figura 11:	Aplicação do filtro da mediana, imagem original e imagem filtrada.	19
Figura 12:	Filtragem de Gauss, imagem original e imagem filtrada (LIMA, 2005)	20
Figura 13:	Exemplos de filtro de Gauss 3x3 e 5x5 (LIMA, 2005)	20
Figura 14:	Imagem inicial e imagem esqueletizada após a limiarização (FACON, 2005)	22
Figura 15:	Processamento das imagens radiográficas (WHITE, <i>et al.</i> ,2000)	22
Figura 16:	Scanner modelo Snap Scan 1236s – AGFA	26
Figura 17:	Programa utilizado para a digitalização	29
Figura 18:	Imagem selecionada do ramo da mandíbula ampliada, após o processo de digitalização	29
Figura 19:	Radiografia panorâmica com transparência mostrando a demarcação nos ramos da mandíbula direita e esquerda	30
Figura 20:	Demarcação da região de interesse na transparência fixada na radiografia panorâmica ..	30
Figura 21:	Marca de digitalização linear demonstrada por um aumento da imagem original	31
Figura 22:	Imagem original (a) e imagem após a aplicação do filtro da mediana (b)	31
Figura 23:	Aplicação do filtro de Gauss	32
Figura 24:	Imagem resultante da subtração (32 bits)	33
Figura 25:	Imagem limiarizada, binária	33
Figura 26:	Imagem esqueletizada	34
Figura 27:	Sobreposição de imagens	34
Figura 28:	Fluxograma mostrando as etapas do processamento das imagens	37
Figura 29:	Algoritmo do processamento criado no programa <i>Image J</i>	41

Figura 30:	Imagens: (a) esqueletização e (b) sobreposição de imagens	42
Figura 31:	Erro por sombreamento, (a) imagem Original e (b) imagem otimizada.	42
Figura 32:	Erro por marcação da região cortical, (a) imagem original e (b) imagem otimizada.	43
Figura 33:	Visualização dos resultados no programa MATLAB.	43
Figura 34:	Imagens esqueletizadas, recortadas e destacadas, representando um espaço medular (a) normal e (b) espaços amplos, as duas imagens apresentam-se com a mesma ampliação	44
Figura 35:	Radiografia panorâmica n° 49RD com boa qualidade óssea – altos pontos pretos (11,110%) e baixos pontos terminais (2,384%)	45
Figura 36:	Radiografia panorâmica n° 36RE com fragilidade óssea – baixos pontos pretos (9,648%) e altos pontos terminais (5,235%)	45
Figura 37:	Radiografia panorâmica n° 14RD com fragilidade óssea – altos pontos pretos (13,790%) e altos pontos terminais (6,176%)	46
Figura 38:	Radiografia panorâmica n° 44RD com fragilidade óssea – baixos pontos pretos (9,963%) e baixos pontos terminais (2,252%)	46

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1: Métodos originais para avaliação das mudanças do osso da mandíbula <i>in vivo</i> (WORWEN, 2001)	13
Tabela 2: Critérios de seleção adotados pelos examinadores quanto à fragilidade óssea	47
Tabela 3: Análise inter-examinadores em relação às imagens analisadas.....	48
Tabela 4: Significância das explicações das hipóteses de diagnóstico entre os examinadores com todos os filtros	49
Tabela 5: Significância para diagnóstico baseada no padrão ouro construído	49
Gráfico 1: Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 30	50
Gráfico 2: Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as probabilidades de diagnóstico para o filtro de Gauss 35	50
Gráfico 3 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 40	51
Gráfico 4 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 45	52
Gráfico 5 – Curvas de sensibilidade e especificidade e a curva de ROC, considerando o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 50	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BITS	Dígitos binários - <i>Binary Digits</i>
BMC	Conteúdo Mineral Ósseo – <i>Bone Mineral Content</i>
BMD	Densidade Mineral Óssea – <i>Bone Mineral Density</i>
cm	centímetro – <i>centimeter</i>
CT	Tomografia Computadorizada – <i>Computed Tomography</i>
DEXA	Absorciometria de Dupla Energia de Raios X – <i>Dual Energy X Ray Absorptiometry</i>
DPA	Absorciometria de fóton duplo – <i>Dual Photon Absorptiometry</i>
DPI	Pontos por polegada - <i>Dots per Inch</i>
DIP	Processamento de imagem digital – <i>Digital image processing</i>
GS	Padrão-ouro – <i>gold standard</i>
IMAGE J	Processamento de imagens e análise em Java - <i>Image Processing e Analysis in Java)</i>
kVp	Quilovolt pico
LABRADES	Laboratório Radiológico Dentário Especializado – S/C
mAs	Miliampére por segundo
MATLAB	Laboratório Matrix - <i>Matrix Laboratory</i>
μ CT	Micro-Tomografia Computadorizada - <i>Micro - Computed Tomography</i>
PC	Computador pessoal - <i>personal computer</i>
<i>pixel</i>	Elemento de uma imagem - <i>Picture element</i>
Pp	Pixels pretos
%Pp	Porcentagem por <i>pixels</i> pretos na imagem
Pt	<i>Pixels</i> terminais
% Pt	Porcentagem por <i>pixels</i> terminais na imagem
RD	Ramo direito da mandíbula
RE	Ramo esquerdo da mandíbula
Radius	Variável de entrada no programa - <i>ImageJ</i>
RI	Região de interesse
RMI	Imagem por Ressonância Magnética - <i>Resonance magnetic imaging</i>
ROC	Curva Característica de operações - <i>Receiver Operating Characteristic Curve</i>
WHO	Organização Mundial da Saúde – <i>World Health Organization</i>

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo modificar um algoritmo de esqueletização e criar outro para quantificar imagens radiográficas. Foi proposto um tratamento digital em radiografias panorâmicas de 50 voluntárias diagnosticadas como osteoporóticas e não osteoporóticas em um estudo anterior. Para verificar a validade deste recurso digital, foi elaborado um questionário que juntamente com as radiografias foi distribuído entre quinze examinadores radiologistas. Estes analisaram de forma subjetiva 99 imagens, respondendo quais os critérios adotados para a avaliação da arquitetura óssea trabecular. Os dados obtidos no questionário aplicado e no tratamento digital das imagens foram submetidos à análise descritiva para verificar o nível de concordância nas hipóteses de diagnóstico e definir um padrão ouro. Foi construída uma curva ROC, para verificar o ponto de corte e estabelecer qual filtro de Gauss era o melhor, com raio variável de 30, 35, 40, 45 ou 50. O filtro escolhido foi o de raio 30, pois apresentou melhor especificidade (94,3%), mesmo tendo uma baixa sensibilidade (50%). Os níveis de concordância entre os examinadores ficaram abaixo de 80%. Contudo foi registrada alta significância entre os dados percentuais de pontos pretos e de pontos terminais ($p < 0.001$). O processamento de imagens através da esqueletização em radiografias panorâmicas pode tornar-se um valioso recurso para os cirurgiões-dentistas.

Palavras-chave: Qualidade óssea - Processamento de imagens radiográficas - Esqueletização

ABSTRACT

The purpose of the present work was to modify a skeletonization algorithm and to create an algorithm to quantify radiographic images. A panoramic radiographic digital treatment of 50 volunteers diagnosed as osteoporotics and non-osteoporotics in a previous work was done. In order to verify the validity of the digital resource, a questionnaire was elaborated that along with the radiographies was distributed among 15 radiologists. The examiners analyzed in a subjective way 99 images, responding which criteria were adopted for the evaluation of the trabecular bone architecture. The data obtained in the applied questionnaire and in the digital image treatment were submitted to a descriptive analysis in order to verify the agreement in the diagnostic hypothesis and to define a golden standard. A ROC curve was built to check the cut point and to establish which Gauss filter was the best, with a variable ratio of 30, 35, 40, 45, or 50. The ratio 30 filter was chosen since it presented the best specificity (94.3%), even having a low sensibility (50%). The agreement levels among the examiners were below 80%. However a high significance among the percentage of black points was registered ($p < 0.001$). The method of image processing through the skeletonization in panoramic radiographies can become a valuable support for the dentist-surgeons.

Key words : Bone quality – Radiographic image processing - Skeletonization

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 MOTIVAÇÕES

Avaliar as estruturas ósseas com acurácia, de forma não invasiva, de fácil acesso, é o grande desafio que buscam vários pesquisadores preocupados com as doenças osteometabólicas, por exemplo, a osteoporose. Entretanto, por outro lado, várias especialidades médicas, têm se voltado na busca de um consenso para um novo conceito de qualidade óssea. Assim, um novo conceito de qualidade óssea surgiu, como sendo a “totalidade de aspectos e características que influenciem uma capacidade do osso para resistir a fraturas”(DONOWSKI, 2005; BOUXSEIN, 2003).

Nas últimas décadas, novos métodos de estudos para avaliação da qualidade óssea têm contribuído para a uma melhor compreensão do desenvolvimento do esqueleto humano. Tais métodos têm proporcionado importantes avanços para o conhecimento da fisiologia normal do tecido ósseo, abrindo novas possibilidades de detectar e intervir precocemente as doenças ósseas. O tecido ósseo pode ser afetado por inúmeros fatores que comprometem o equilíbrio das funções básicas do esqueleto humano. Portanto, é de importância básica conhecer esses fatores, principalmente as doenças que comprometem a microarquitetura óssea trabecular, região onde se inicia a perda da massa óssea. O desafio do futuro será avaliar a qualidade óssea em vivo, com a melhor resolução e acurácia que métodos invasivos utilizados nos dias de hoje.

O método mais utilizado para avaliar estas estruturas é por meio da densitometria óssea (DEXA), que avalia apenas a densidade óssea. Convencionalmente, estruturas trabeculares eram avaliadas pela histomorfometria. Este método tem certa desvantagem: ele requer a biópsia do osso, sendo de caráter invasivo, além disso, as áreas examinadas são limitadas e a observação contínua na mesma região é impossível, isto significa que o acompanhamento ou monitoração da estrutura trabecular é impraticável.

Pesquisadores desenvolvem métodos alternativos utilizando radiografias odontológicas para diagnosticar a osteoporose sistêmica. Observaram-se significativas correlações entre alterações no trabeculado ósseo visualizado em radiografias periapicais digitalizadas, radiografias panorâmicas, radiografias de punho (índice de Nordin) e

osteoporose na coluna vertebral e fêmur detectado pela densitometria óssea (KLEIN *et al.*, 2004, FRIEDLANDER, 2002; GUGISCH, 2002; GUGISCH *et al.*, 2003).

O processamento digital de imagem impulsionou-se pela necessidade de aprimoramento da informação da imagem para interpretação humana. Diante das dificuldades de se detectarem pequenos detalhes das estruturas anatômicas em radiografias convencionais, e com os recentes progressos no campo da informática e dos métodos de digitalização e de tratamento de imagens, surgiram perspectivas de se armazenarem, processarem e de se analisarem imagens radiográficas por meios digitais. O processamento de imagens, denominado esqueletização, resulta em uma visualização mais detalhada da arquitetura do trabeculado ósseo, proporcionando uma análise mais acurada não apenas dos entrelaçamentos da distribuição das trabéculas, mas também dos microdanos, ou seja, das microfraturas. A esqueletização, analisada em imagem bidimensional, consiste em uma operação comum no tratamento de imagens e identifica um tipo de afinamento das regiões binárias. Tal procedimento fornece a representação estrutural da imagem obtida na análise detalhada de seus *pixels*, realizada por um algoritmo de afinamento (WHITE *et al.*, 2000; WHITE, 2002; GONZALEZ *et al.*, 1992).

Com o objetivo de se avaliar as estruturas trabeculares de forma não invasiva, e de se identificar a condição óssea nos aspectos de conectividade e de desconectividade das trabéculas nos ramos da mandíbula em radiografias panorâmicas, este trabalho propôs um método de processamento de imagens em uma amostra de mulheres previamente diagnosticadas como osteoporóticas e não osteoporóticas, em estudo anterior (GUGISCH, 2002), podendo se verificar a eficácia e a aplicabilidade clínica do mesmo. As panorâmicas desta amostra foram testadas também com processo de tratamento de imagens, por meio da esqueletização, em estudo recente de Oliveira (2005), cujos resultados foram confrontados com a densitometria óssea. Além desta pesquisa, Oliveira *et al.*, (2005) prosseguiram com o estudo, com o objetivo de encontrar um novo algoritmo que auxiliasse na visualização de estruturas trabeculares da mandíbula, de forma mais objetiva na mesma amostra do referido trabalho de Gugisch, (2002).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Geral

1 - Os objetivos principais deste trabalho se basearam em propor modificações em um algoritmo de esqueletização de imagens e criar um outro algoritmo para se quantificar as estruturas ósseas, e desta forma auxiliar os cirurgiões-dentistas na avaliação do trabeculado, na determinação de um padrão de qualidade óssea.

1.2.2 Específico

1 – Calcular, por meio de método de tratamento de imagens (esqueletização), as conectividades e as desconectividades das trabéculas ósseas na região dos ramos direito e esquerdo da mandíbula em radiografias panorâmicas, quantificando-as em porcentagens de pontos pretos e terminais.

2- Tentar estabelecer um padrão-ouro de qualidade e fragilidade óssea por meio da aplicação de um questionário entre quinze examinadores radiologistas da cidade de Curitiba.

3- Confrontar os resultados do processamento de imagens com o padrão-ouro, para a obtenção de um ponto de corte para a criação de um algoritmo que contribua para o aprimoramento de análise de imagens denunciadoras do estado de fragilidade óssea em estudo, a fim de auxiliar o diagnóstico pelo cirurgião-dentista e lhe ofereça instrumentos mais concretos.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No capítulo 1 foram revisadas as dificuldades de se diagnosticar de forma precisa a fragilidade óssea, e suas conseqüências na parte esquelética e bucal. No capítulo 2 será feita uma revisão da literatura a respeito da composição e da organização do tecido ósseo; processo de remodelação óssea; conceito sobre qualidade óssea; patogenia da fragilidade óssea; características específicas da arquitetura óssea radiográfica da mandíbula e maxila; alterações da arquitetura óssea mandibular

correlacionada à osteoporose; recursos já utilizados para mensurações ósseas da mandíbula e da maxila; uso de imagens radiográficas digitais na odontologia; tratamento das imagens digitais; conceitos básicos; operações no processamento de imagens radiográficas; filtragem por mediana; filtro de Gauss; limiarização e esqueletização. No Capítulo 3 detalha-se o desenvolvimento das metodologias utilizadas para a determinação dos sítios selecionados; por meio da digitalização das radiografias; os passos utilizados no processamento e o tratamento das imagens; a esqueletização; a aplicação do questionário realizado com os observadores radiologistas; análises estatísticas; definição do padrão-ouro; definição do ponto de corte e construção da curva ROC. O Capítulo 4 contém os resultados obtidos dos métodos empregados e os dados coletados das probabilidades de diagnóstico entre os quinze cirurgiões-dentistas examinadores. O Capítulo 5 apresenta a análise dos resultados; a análise estatística e a discussão dos resultados encontrados; as concordâncias e as discordâncias da metodologia; os níveis de confiança da técnica empregada e a comparação dos resultados obtidos por outros autores com estudos semelhantes. No capítulo 6 são relatadas as conclusões deste trabalho e as propostas para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2. 1.- TECIDO ÓSSEO - COMPOSIÇÃO E ORGANIZAÇÃO DO OSSO

A estrutura óssea compõe-se do esqueleto axial e do esqueleto periférico. O esqueleto periférico ou apendicular constitui 80% da massa esquelética total, incluindo os ossos longos. O esqueleto axial apresenta principalmente ossos achatados, tais como os ossos do crânio e da mandíbula. De acordo com a estrutura que exhibe, denomina-se cortical (compacto) ou trabecular (esponjoso). O osso trabecular está presente nos ossos do esqueleto axial e nas epífises dos ossos longos e apresenta-se como uma rede de barras ósseas horizontais e verticais chamadas trabéculas, dispostas como uma colméia como se pode observar nas fig. 1 e 2 (SZEJNFELD, 2000; MARQUES *et al.*, 1995, BARON, 1993).

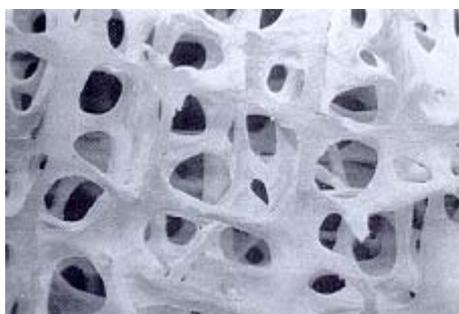


Fig.1 - Microfotografia do osso trabecular normal mostrando camadas espessas e interligadas (MARQUES *et al.*, 1995).

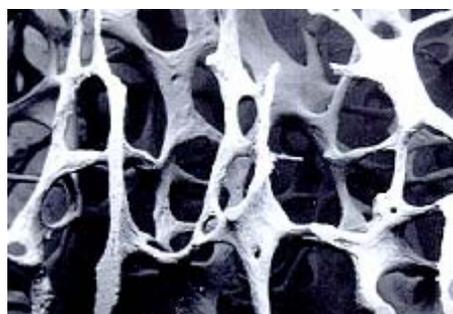


Fig.2 - Microfotografia do osso trabecular osteoporótico mostrando acentuado afinamento das trabéculas (MARQUES, *et al.*, 1995).

O esqueleto tem três funções básicas: mecânica, protetora e metabólica. Sustenta o corpo e apresenta-se como o local em que os músculos se inserem; protege os órgãos nobres (vísceras) e a medula óssea; identificando-se como o maior reservatório de íons de cálcio (Ca), fósforo (P) e magnésio (Mg) necessários para a manutenção da homeostasia mineral (SZEJNFELD, 2000; PARFITT, 1988).

2.1.1 - Processo de remodelação óssea

Para a manutenção da homeostasia mineral, o esqueleto é continuamente destruído e reconstruído, em um processo denominado remodelação ou remanejamento ósseo. Sendo assim, o osso caracteriza-se como um tecido extremamente ativo. No esqueleto em desenvolvimento essa atividade contempla não apenas o crescimento, mas também a modelação óssea, processos pelos quais o osso atinge a respectiva forma e tamanho. No esqueleto adulto, o crescimento e a modelação óssea se reservam apenas para reparar fraturas e microfraturas. A atividade metabólica normal do esqueleto adulto envolve predominantemente a remodelação. O processo desenvolve-se em unidades de remodelação óssea e caracteriza-se pelo acoplamento das funções dos osteoblastos e dos osteoclastos, respeitando-se local e tempo, mostradas na fig. 3 (LÉPORI, 2004; MACKIE, 2003; SZEJNFELD, 2000; ENHORN, 1994; PARFITT, 1988).



a) Primeira etapa da remodelação óssea: células precursoras de osteoclastos no local da microlesão.



b) Ao fim desta etapa denominada reabsorção óssea as células que participaram deste processo sofrem apoptose.



c) Formação do novo osso, que ocorre a partir da chegada de células precursoras de osteoblastos.



d) Osteoblastos ficam presos na matriz óssea recém formada e sofrem um processo de diferenciação a osteócitos.



e) O processo de neoformação continua até que o osso tenha completado sua remodelação.



f) Final do processo de neoformação do osso remodelado.

Fig. 3- Etapas do processo de remodelação óssea (LÉPORI, 2004).

2.2 – CONCEITO DE QUALIDADE ÓSSEA

Há dez anos um novo parâmetro conceitual no estudo da estrutura óssea apresenta-se em intenso crescimento em atividades de pesquisa e destaca que o grande interesse dos

estudiosos converge para a *qualidade óssea*. A respeito dessa nova compreensão, importantes questões permanecem não resolvidas. Seeman (2003), referindo-se à qualidade óssea, citou-o como um termo vago. Porém, o termo *qualidade óssea* tem sido utilizado amplamente para explicar um incontável número de observações clínicas que não podem ser explicadas de pronto pelas medidas da densidade óssea mineral (BMD). Sendo assim, tal conceito depende de uma definição a respeito da limitação de uma técnica clínica e, por esse motivo, tal conceituação se sujeita a mudanças de acordo com novas técnicas de medidas que forem introduzidas (DONOWSKI, 2005; BOUXSEIN, 2003; SEEMAN, 2003).

Existe consenso entre alguns pesquisadores em relação à definição de qualidade óssea, que pode ser definida como a “totalidade de aspectos e características que influenciem uma capacidade do osso para resistir a fraturas”. Artigos científicos que refletem conhecimentos a respeito do assunto na década passada, entre pesquisadores, biólogos, médicos, engenheiros e clínicos, têm conduzido para uma nova compreensão deste conceito, sugerindo prevenção e mudanças. Com isso, observam-se os aspectos biológicos e a estrutura material que contribuem para determinar a resistência à falha estrutural: tamanho do osso; espessura da cortical óssea; números de trabéculas; conectividade; conteúdo do tecido mineral; sobrecarga da microdanificação; densidade dos osteócitos; porosidade e propriedades do colágeno dentro da ramificação das trabéculas (SEEMAN, 2003).

Assim, a qualidade óssea foi invocada para explicar várias observações clínicas, tais como: a) pacientes tratados com flúor, apesar de significativo aumento da massa óssea, acusavam também aumento do número de fraturas; b) pequenas alterações na densidade mineral óssea, após terapia antirreabsortiva, resultam em redução do risco de fratura maior que o esperado; c) o risco diminui em lapso de seis e doze meses antes da máxima resposta à densidade mineral óssea após intervenção farmacológica; d) muitas fraturas ocorrem em pacientes cuja a BMD apresenta-se normal ; e) pacientes que usam corticóides sujeitam-se a maior incidência de fraturas em relação aos pacientes com a mesma BMD, que não usam corticóides. Apesar do grande interesse no estudo do conceito de qualidade óssea, o uso desse termo ainda pode ser considerado incipiente, já que não existe um consenso sobre o significado científico, e uma definição operacional ainda precisa ser encontrada (DONOWSKI, 2005).

2.3 - PATOGENIA DA FRAGILIDADE ÓSSEA

Não se atribui à fragilidade óssea um único elemento gerador; fatores genéticos e ambientais contribuem fundamentalmente no desenvolvimento de ossos pequenos, frágeis ou de trabéculas e corticais ósseas finas, adelgaçadas, que resultam em baixo pico da densidade óssea. A resistência do material e da estrutura se mantém ao longo da vida pela remodelação óssea, que consiste na reposição ou na substituição local do osso velho pelo novo (PINHEIRO *et al.*, 2004; SEEMAN, 2002; TORRES, 2001).

Normalmente até certa idade, ocorre a compensação da perda óssea na superfície externa do osso cortical (periósteo) e tal processo se prolonga mais em relação ao homem, se comparado à mulher. Mais mulheres que homens sofrem fraturas, porque o esqueleto da mulher é menor, mais sujeito, assim, à ampla danificação arquitetural e a menos adaptação efetiva pela formação óssea periosteal. Determina-se a base estrutural da fragilidade óssea antes do nascimento, e ganha expressão com a idade em ambos os sexos. Os ossos tornam-se frágeis porque são sujeitos a contínuo modelamento e remodelamento em decorrência de mecanismos celulares que constroem e reconstroem as falhas do esqueleto de acordo com a idade, movidos pela necessidade de se manterem as propriedades estruturais dos ossos e de se conferir maior resistência às estruturas deficientes (SEEMAN, 2003; 2002).

Osteoporose não se instala em conseqüência de causas simples; patogenia da estrutura deficiente, fragilidade óssea provavelmente seja denominada mais adequadamente que o termo osteoporose, cujo conceito deveria incluir, como desencadeadores, a epidemiologia, a patogenia, a prevenção e o tratamento da fragilidade óssea caso se aprofundassem ou se investigassem a fundo os problemas biomecânicos da estrutura deficiente, como se pode observar na fig. 4 (PINHEIRO *et al.*, 2004, SEEMAN 2003; 2002; TOLAZZI, 2001; TORRES, 2001).

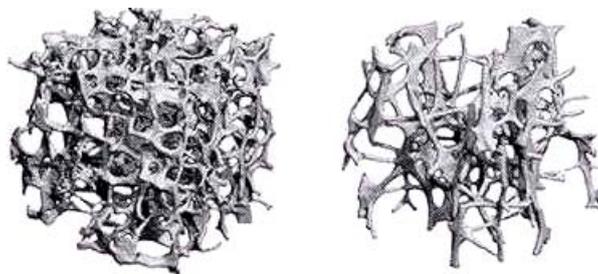


Fig. 4 - Visão micro - computadorizada da vértebra de um indivíduo normal na esquerda e na direita um indivíduo com osteoporose. Verifica-se que com osteoporose há uma redução da massa óssea, espessura residual do trabeculado e perda de conectividade trabecular (WHITE, 2002).

Os efeitos da doença sobre a BMD e seu tratamento encontram-se documentados e pesquisadores concentram seu interesse no estudo da geometria óssea como fator determinante da resistência do osso. Algumas alterações na qualidade óssea podem conduzir a uma fragilidade, como, por exemplo, a osteomalácia, formada por uma mineralização reduzida do osso; raquitismo, em crianças, e a osteopetrose, que se caracteriza por hipermineralização óssea e aumento da massa óssea pela incapacidade própria dos osteoclastos para reabsorverem o osso. O osso apresenta-se rígido e quebradiço, dispõe de uma capacidade reduzida para absorver energia e frequentemente se associa à fraturas. Outro exemplo de alteração qualitativa se observa no osso exposto ao fluoreto, o qual também se identifica como um caso de aumento de fragilidade óssea, apesar de um aumento da BMD (COMPSTON, 2004).

A osteoporose destaca-se como a mais freqüente doença óssea em razão de uma diminuição da massa óssea, sendo ela o resultado de várias causas. Em geral, a perda da massa óssea ganha importância pelo aumento de incidência de fraturas, particularmente no fêmur, coluna e osso distal do rádio (fig.5). Osteopenia é o termo utilizado para definir uma considerável perda de densidade óssea, porém mantendo a microarquitetura óssea normal, observada radiograficamente (KANIS *et al.*, 2005; RESNICK *et al.*, 1995; YOUNG, 1993).



Fig. 5 - Fotografia e radiografia de um corte coronal de corpo vertebral de um paciente com osteoporose. Observa-se a estrutura do osso trabecular com desconectividade entre as trabéculas, fratura com compressão (RESNICK, 1995).

2.4 – CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS RADIOGRÁFICAS DA ARQUITETURA ÓSSEA DA MANDÍBULA E DA MAXILA.

As estruturas ósseas da face, bem como dos demais ossos do esqueleto, sujeitam-se a lesões decorrentes de fatores etiológicos diversos. A ação patogênica, seja de ordem geral seja de ordem local, incidindo sobre o osso, determina as mais variadas alterações em sua

estrutura, modificando o aspecto radiográfico normal do tecido ósseo. A apreciação de tais alterações, em termos esqueléticos, constitui área de estudo específica dentro da patologia óssea e compreende o conhecimento das alterações do aspecto normal, mediante identificação dos sinais radiográficos das lesões ósseas (SOUZA, 2000; ALVARES, *et al.*, 1998).

A qualidade e a quantidade do osso mandibular e maxilar têm sido foco de atenção dos odontólogos e especificamente dos implantodontistas. O osso alveolar exerce uma função importante ao fornecer suporte para os dentes, os quais têm sua sustentação garantida pelo osso e pelas fibras periodontais. Estímulos mecânicos do osso alveolar durante a mastigação impõem-se como cruciais tanto para a permanência dos dentes quanto para a formação de um osso saudável (BODIC, *et al.*, 2004; SOUZA, 2000; ALVARES, *et al.*, 1998).

Sob o ponto de vista radiográfico, o osso é radiopaco. Essa radiopacidade pode ser homogênea, linear ou em faixas (quando se observa o osso compacto ou a imagem das corticais ósseas), ou pode se apresentar sob o aspecto de trama, rede ou malha ao se considerar o osso esponjoso em sua configuração característica de trabéculas ósseas e espaços medulares. As alterações do aspecto radiográfico normal ou a patologia radiológica do osso, ou, ainda, os sinais radiográficos das lesões ósseas ocorrem em decorrência das modificações na densidade, na textura, no tamanho, na forma do osso e nas reações do periósteo que envolve as superfícies desses mesmos tecidos (BODIC, *et al.*, 2004; WOWERN, 2001; ROSA e TAVARES, 2000; SOUZA, 2000; ROLDÁN *et al.*, 1998).

Como em todo o esqueleto humano, após a idade de 50 anos, ocorre uma diminuição do conteúdo ósseo mineral no osso mandibular. O tecido ósseo dos maxilares, especialmente da mandíbula, pode apresentar um comportamento metabólico bastante independente do resto do esqueleto humano pelo fato de a composição mineral dos ossos dos maxilares não ser uniforme. Existem sinais que denunciam tais características, como as importantes variações regionais atribuídas à ação mecânica de cada dente (ou prótese/implante), a ação dos músculos regionais, os hábitos de mastigação, a ação regional da microbiota sobre a osteogênese, entre outros. Portanto, em vários procedimentos odontológicos, impõe-se uma avaliação do estado metabólico regional do osso, sendo que, para se interpretar uma radiografia, há necessidade do conhecimento das estruturas anatômicas e de suas variações na arquitetura óssea (SOUZA, 2000; ROSA e TAVARES, 2000; ROLDÁN *et al.*, 1998).

Mudanças no osso alveolar são variáveis individualmente, e dependem diretamente de fatores locais. Alguns estudos têm investigado a associação entre o estado do osso alveolar e a massa óssea de outros sítios esqueléticos. Esses estudos focam, sobretudo, uma das causas, a doença periodontal, a reabsorção do osso alveolar após a extração de dentes, a osteoporose, e

diferentes graus de densidade que o tecido ósseo acusa nos vários sítios da mandíbula (BODIC *et al.*, 2004; CHOËL *et al.*, 2003; WOWERN, 2001; ROLDÁN *et al.*, 1998).

2.5 - ALTERAÇÕES DA ARQUITETURA ÓSSEA MANDIBULAR CORRELACIONADA COM OSTEOPOROSE.

Durante as últimas quatro décadas, numerosas pesquisas têm sido realizadas para se identificarem os possíveis parâmetros que permitam associar a radiografia dental com a osteoporose. Evidências convincentes da perda do osso bucal associada com osteoporose se evidenciam, particularmente, como um aumento da porosidade da cortical do osso alveolar e do corpo mandibular. Na mandíbula verifica-se a perda do osso à medida que a idade avança, e os estudos longitudinais podem ser particularmente importantes na detecção de osteoporose em indivíduos. Tem-se buscado o potencial utilitário da radiografia dental para a seleção de indivíduos com osteoporose, porque tal preocupação é de interesse social, sobretudo por apresentar-se como um problema de saúde pública (KLEIN *et al.*, 2004, GUGISCH *et al.*, 2003; WHITE, 2002).

Pesquisadores ressaltam a importância da radiografia panorâmica como uma modalidade que instrumenta o dentista de condições não apenas para avaliar toda a dentição bem como os ossos dos maxilares, mas também para identificar a baixa densidade óssea mineral dos maxilares e do esqueleto com a perda do osso alveolar e a perda de dentes, principalmente em mulheres na pós-menopausa (MOHAMMAD *et al.*, 1996).

Clínicos focam a atenção no índice panorâmico mandibular, assim como no índice cortical mandibular e na espessura cortical mandibular para identificar indivíduos idosos que passam pela a avaliação de BMD. Comparando-se medidas da BMD com equipamentos médicos, o dentista poderá identificar indivíduos idosos por meio da radiografia panorâmica, sem adição de custos. Além disso, os clínicos podem estimar o risco de futura perda de dentes em indivíduos com periodontia e osteoporose analisando a radiografia panorâmica do referido paciente. Sendo assim, as radiografias panorâmicas podem ser usadas como parte de um método de avaliação no diagnóstico da osteoporose. A espessura da cortical óssea inferior da mandíbula pode ser útil para prever pacientes com osteoporose, sendo que vários estudos têm mostrado a redução da espessura da cortical em mulheres idosas (DUTRA *et al.*, 2005; TAGUCHI *et al.*, 2004; DEVLIN *et al.*, 2002; GUGISCH, 2002; WOWERN, 2001; MOHAMMAD *et al.*, 1996; KLEMETTI, *et al.*, 1993).

2.6 – RECURSOS JÁ UTILIZADOS PARA MENSURAÇÕES ÓSSEAS NA MANDÍBULA E MAXILA.

Ainda não existem métodos eficazes para se determinar a qualidade óssea na mandíbula. Métodos de medição para locais como a mandíbula deveriam ser padronizados para se permitir a comparação de dados que pudessem oferecer resultados confiáveis. Atualmente poucos métodos confiáveis existem para obtenção de medidas quantitativas do conteúdo ósseo mineral da mandíbula e da maxila. Os poucos recursos disponíveis restringem-se à biópsia óssea, método invasivo que só permite observar o que se passa a nível tissular (fig.6 e 7); a tomografia computadorizada quantitativa (qCT), que também não permite avaliar com precisão; a biópsia com análise através de micro tomografia computadorizada (μ CT), que expõe uma idéia da microarquitetura, mas com uma visão estática, e, mais recentemente, a biópsia virtual, por meio da imagem por ressonância magnética (RMI), em que se consegue visualizar a parte microscópica do osso, captar medidas, espessuras e capacidade de entrelaçamento das trabéculas. A coleta desses dados dão ensejo a uma simulação de testes de parâmetros sobre a qualidade do osso, contando com a ajuda do computador (DONOWSKI, 2005; BODIC *et al.*, 2004; JONASSON *et al.*, 2001).

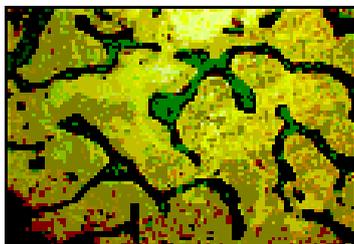


Fig. 6 - Microfotografia de biópsia de osso trabecular sadio. (MARQUES *et al.*, 1995)

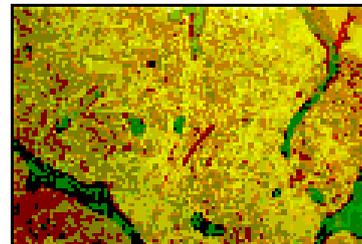


Fig.7- Microfotografia de biópsia de osso com osteoporose. (MARQUES *et al.*, 1995)

Vários pesquisadores desde 1982 buscam um método eficaz para avaliar e para mensurar a perda da massa óssea na maxila e na mandíbula, associando tal estudo à osteoporose. Na tabela 1, foram descritos vários pesquisadores, com seus respectivos métodos, técnicas, regiões e sítios mensurados, principalmente na região da mandíbula (WORWEN, 2001).

Tabela 1 - Métodos originais para avaliação das mudanças do osso da mandíbula *in vivo*

Pesquisadores	Técnicas	Regiões	Mensurações
Bras <i>et al.</i> (1982)	Radiografia panorâmica	-----	Espessura da cortical
Benson <i>et al.</i> (1991)	Radiografia panorâmica	-----	Proporção: largura da cortical com a distância da margem inferior do forâmen mental para a borda inferior da mandíbula
Klemetti <i>et al.</i> (1994)	Radiografia panorâmica	-----	Cortical Basal, classificação, C ₁ ; C ₂ ; C ₃ , das margens endosteais.
Kribbs <i>et al.</i> (1992)	Filme intra-bucal com cunha de alumínio	Gônio, forâmen mental, e região de molar na mandíbula.	Densidade óssea pelo uso de um microdensitômetro.
Wowern (1993)	Dual-Foton absorciometria (DPA), para mandíbula.	Parte basal da região de molar esquerda	Conteúdo mineral ósseo (BMC), em unidade/ cm ² .
Corten (1995) Horner <i>et al.</i> (1998)	Dupla emissão de raios X (DXA)	Mandíbula edêndula	BMC em g/cm ³ , projeção lateral de ambos os lados.
Bassi <i>et al.</i> (1999) Klemetti <i>et al.</i> (1995) Lindth <i>et al.</i> (1996) Taguchi <i>et al.</i> (1996)	Tomografia computadorizada quantitativa com simples ou dupla energia.	Mandíbula	Densidade mineral óssea do osso cortical e trabecular separadamente na horizontal em mg/cm ³

Os implantes dentais sujeitam-se a cargas mastigatórias de magnitudes variáveis. Seu funcionamento relaciona-se intimamente com a transmissão da carga na interface do osso e o implante onde a qualidade do osso pode ser altamente variável. Sabe-se que o tipo e a arquitetura do osso influenciam a capacidade de se suportar a carga. Tem-se demonstrado que a qualidade de osso pobre associa-se a maiores taxas de fracasso dos implantes. Até 2001, a classificação e a avaliação da estrutura óssea sujeitavam-se a métodos grosseiros e subjetivos para a avaliação pré-operatória que resultam em diagnósticos não confiáveis (NORTON *et al.*, 2001).

2.7 – IMAGENS RADIOLÓGICAS DIGITAIS NA ODONTOLOGIA

As radiografias digitais em medicina e em odontologia têm sido utilizadas há mais de duas décadas, porém a maioria dos cirurgiões-dentistas prefere as radiografias convencionais.

As imagens radiológicas digitais, além de oferecerem um custo benefício maior em razão da baixa dose de radiação, apresentam a vantagem de o método conferir maior ênfase à análise das estruturas ósseas. Artigos recentes abordam a utilização de imagens digitais da estrutura trabecular óssea, procurando um aprofundamento no estudo da qualidade óssea, identificando sinais radiográficos de fragilidade óssea, principalmente nos casos de osteoporose. As radiografias digitais como denunciadoras de sinais patológicos avalizam a utilização de tal processo, sobretudo porque a integridade da microarquitetura óssea se destaca como um elemento importante da qualidade óssea a qual contribui para a competência mecânica do osso (CARBONARE *et al.*, 2005; FARMAN *et al.*, 2004; TAGUCHI, 2004; BOUXSEIN, 2003; SEEMAN, 2003; GOMBERG *et al.*, 2002; WHITE, 2002; WOWERN, 2001).

A (BMD) não reflete necessariamente a resistência mecânica do osso. A resistência do osso esponjoso depende tanto da BMD quanto da estrutura trabecular. Estruturas trabeculares podem ser avaliadas com imagens de alta resolução por meio da RMI, CT ou ultra-sonografia. Entretanto, esses métodos, correntemente, são impraticáveis, pois requerem elevadas doses de radiação. Micro-CT (μ CT) apesar de oferecer uma alta resolução, limita-se a monitorar uma simples amostra de biópsia. A estrutura trabecular do osso esponjoso é analisada principalmente em imagens radiográficas convencionais, as quais podem ser mensuradas quantitativamente mediante análise da malha da arquitetura óssea trabecular, tais como, análise de Fourier e dimensão fractal. Tais métodos acusam limitações ao se deixarem afetar por ruídos. Para solucionar tais limitações e falhas, desenvolveu-se um sistema de análise para processamento de imagens digitais valendo-se de radiografias convencionais usando um processamento de imagens com filtros morfométricos e morfológicos (KENSUKE *et al.*, 2005).

No tratamento de imagens radiográficas, por exemplo, utilizou-se recentemente o processo denominado esqueletização para se obter uma visualização mais detalhada da arquitetura do trabeculado ósseo. Esse método permite, de forma não invasiva, identificar a malha da distribuição das trabéculas, e os microdanos, ou seja, as microfraturas. Em alguns trabalhos, recorreu-se ao referido método para se avaliar a diminuição da massa óssea em pacientes com diagnóstico de anemia falciforme, obtendo, assim, uma nova forma de auxílio no diagnóstico da doença (WHITE *et al.*, 2000). O mesmo tratamento de imagens se aplicou para dois outros grupos de pacientes, com e sem o diagnóstico de osteoporose, o qual se constatou uma diferenciação na imagem da estrutura trabecular da mandíbula entre os dois grupos, citados em duas pesquisas (WHITE, 2002).

A reconstrução de imagens em três dimensões já é utilizada para se determinar a morfologia da arquitetura óssea trabecular, auxiliando na caracterização da estrutura presente em ossos com osteoporose (GOMBERG *et al.*, 2000). Métodos alternativos para se diagnosticar a osteoporose sistêmica por meio de exames odontológicos vêm sendo desenvolvidos por vários pesquisadores, utilizando radiografias odontológicas. Observou-se correlação entre alterações no trabeculado ósseo, visualizado em radiografias periapicais digitalizadas (região anterior da maxila e posterior da mandíbula), e osteoporose na coluna vertebral (FRIEDLANDER, 2002).

Descrever a arquitetura trabecular para riscos de fratura óssea esquelética é muito difícil, porque o osso trabecular consiste em um sistema dinâmico. Essa arquitetura óssea pode adaptar e compensar locais de resistência deficientes por meio do remodelamento ou microrremodelamento ósseo. Kinney *et al.*, (2005) descreveram um novo método para quantificar a orientação do osso trabecular com imagens tridimensionais, baseado na decomposição intra-individual de elementos estruturais, o qual fornece um rápido caminho para visualização e quantificação da organização do osso trabecular em três dimensões. Os autores predizem que esse recurso pode tornar-se um método de diagnóstico futuro.

Muitos investigadores citam que o método para avaliação da osteoporose, pela mensuração da BMD, pela dupla emissão de raios – X (DEXA) tem sido utilizado amplamente, contudo, tornou-se difícil obter informações mais precisas da estrutura óssea trabecular. Tanaka, *et al.* (2001) relatam que poderia ser muito útil para a avaliação da estrutura óssea uma combinação da análise da estrutura trabecular com as medidas da BMD. Essa análise da estrutura trabecular consistiria na aplicação de um método de porcentagem de *pixels* e análise do volume *star* para dados de imagens digitais esqueléticas binárias aplicadas por um processamento de imagens morfológicas do osso, usando radiografias computadorizadas.

Oka *et al* (2002) utilizaram um sistema contendo uma técnica de magnificação radiográfica, CT, μ CT, e processamento de imagens de morfologia matemática. para avaliação da coluna. Os resultados indicaram que esse recurso pode ser útil para quantificação da análise da estrutura esquelética, identificando, de forma precoce, as mudanças na estrutura trabecular óssea. A observação virtual das imagens binárias esqueléticas, com o processamento morfológico matemático, ou seja, a aplicação do filtro morfológico forneceu uma significativa sensibilidade nas imagens radiográficas computadorizadas ou convencionais (WAKABAYASHI *et al.*, 2004; KIYOHARA *et al.*, 2003).

Radiografias dentais oferecem, potencialmente, uma gama de sinais que, submetidas ao processamento de imagens digitais, podem detectar mudanças na análise da estrutura óssea trabecular, identificando a fragilidade óssea em sítios de interesse para dentistas e selecionar pacientes com doenças osteometabólicas, como a osteoporose. Faber *et al.*, (2004) verificaram que 23% da população adulta dos Estados Unidos visitam anualmente seus cirurgiões-dentistas a fim de realizarem tomadas radiográficas como meio de prevenção à saúde bucal. O uso dessas radiografias poderia atuar como uma fonte de pesquisa para analisar a estrutura trabecular óssea, por meio de radiografias digitalizadas na análise da frequência espacial, especialmente a análise de Fourier.

2.7.1 - Tratamento de imagens digitais

O processamento de uma imagem digital consiste em uma melhoria da informação visual, para auxiliar na interpretação humana e/ou eletrônica dessa imagem. Sua finalidade consiste na resolução de problemas, ao trazer uma melhoria, seja para um diagnóstico, seja para um processo de automação industrial. O tratamento digital de radiografias impõe-se como um campo muito explorado nos últimos anos, com o advento de exames computadorizados, sendo utilizado para a melhoria das imagens obtidas, realizando a eliminação de ruídos (artefatos na imagem), a melhoria de contrastes, a conversão da escala de cinza em cores entre outros processos, para facilitar o diagnóstico (CENTENO, 2005; GONZALEZ *et al.*, 1992).

Nos exames radiográficos computadorizados as imagens são digitais, porém as imagens radiográficas convencionais podem ser digitalizadas por meio de um digitalizador. Os mais utilizados são câmeras digitais e *scanner*. Tais dispositivos transformam uma imagem radiográfica em digital, oferecendo diferentes resoluções que dependem, basicamente, da capacidade do dispositivo utilizado. Essas imagens podem ser armazenadas em microcomputador e estarem disponíveis para utilização de diversas ferramentas contidas em programas de computador específicos de tratamento de imagens (GONZALEZ *et al.*, 1992). Os conceitos básicos de imagens, bem como as técnicas utilizadas no estudo proposto, serão brevemente ilustrados, destacando-se as operações com a utilização da filtragem por mediana e filtro de Gauss, e os processos de limiarização e de esqueletização da imagem.

2.7.2 - Conceitos básicos

No processamento, cada imagem representa uma matriz composta por inúmeros *pixels* que variam de acordo com as dimensões da matriz, sendo que o *pixel* identifica o elemento básico da imagem, e suas propriedades podem variar em tons de cinza e até em cores (CENTENO, 2005; EBERLY, 2001; GONZALEZ *et al.*, 1992). Uma imagem digital pode ser considerada como uma matriz cujos índices de linhas e de colunas identificam um ponto na imagem, e o correspondente valor do elemento da matriz identifica o nível de cinza naquele ponto. Os elementos dessa matriz digital denominam-se elementos da imagem, elementos da figura, *pixels* ou *pels*; estes dois últimos, abreviações de *Picture elements*, elementos da figura (CENTENO, 2005; EBERLY, 2001; GONZALEZ *et al.*, 1992).

Cada matriz (imagem) apresenta um conjunto de *pixels* característicos, apresentam-se em conjuntos na estrutura da imagem que podem ser dados genericamente por meio de coordenadas (i,j), com o i representando as linha da matriz e j, as colunas, as coordenadas são sempre observadas tendo como base o *pixel* central denominado (i,j). (fig.8). (GONZALEZ *et al.*, 1992).

i-2, j-2	i-2, j-1	i-2, j	i-2, j+1	i-2, j+2
i-1, j-2	i-1, j-1	i-1, j	i-1, j+1	i-1, j+2
i, j-2	i, j-1	i, j	i, j+1	i, j+2
i+1, j-2	i+1, j-1	i+1, j	i+1, j+1	i+1, j+2
i+2, j-2	i+2, j-1	i+2, j	i+2, j+1	i+2, j+2

Fig. 8 – Coordenadas dos *pixels* de uma imagem, destacando-se o *pixel* central (GONZALEZ *et al.*, 1992).

Os *pixels* possuem vizinhança, que pode ser determinada como vizinhança-de-quatro e vizinhança-de-oito (fig. 9), sendo que, na primeira, apenas os localizados na região superior, inferior e lateral do *pixel* central são considerados como vizinhos. Na vizinhança-de-oito, as diagonais em relação ao *pixel* central também são consideradas (GONZALEZ *et al.*, 1992).

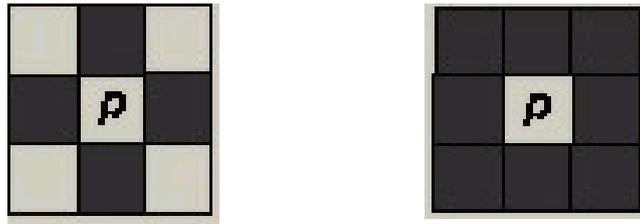


Fig.9 – Relação de vizinhança entre *pixels*, vizinhança-de-quatro e vizinhança-de-oito (GONZALEZ, *et al.* 1992)

Um conceito importante registra a conectividade entre *pixels*, destacando a detecção de bordas em objetos e os componentes da região de uma imagem. A conectividade pode ser estabelecida entre os *pixels* como conectividade-de-4, conectividade-de-8 ou conectividade mista (quando apenas um caminho pode ser tomado entre os *pixel*), fig.10. Os *pixels* apresentam conectividade quando evidenciam alguma similaridade entre si, como o nível de cinza (GONZALEZ *et al.*, 1992; CENTENO, 2005).

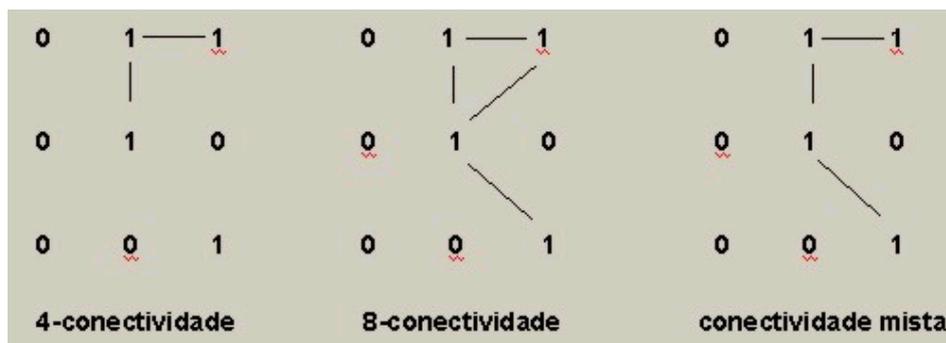


Fig. 10 – Relação de conectividade entre *pixels* (GONZALEZ *et al.*, 1992)

2.7.3 Operações no processamento de imagens radiográficas

Recorreu-se à subtração como processo para se destacar alguma região de interesse, comum na segmentação e no realce de imagens. Sua aplicação clássica incidiu sobre imagens radiográficas pré e pós-contraste, como arteriografias, acentuando-se, mediante subtração, a irrigação sangüínea na passagem de contraste (GONZALEZ *et al.* 1992). Considera-se a sobreposição de imagens um processo simples, uma vez que basta as matrizes acusarem a mesma dimensão para se obter tal operação, com a sobreposição o *pixel* mais dominante (tom de cinza mais escuro) sobre o *pixel* da outra imagem (CENTENO, 2005).

2.7.4 - Filtragem por mediana

Uma filtragem consiste na aplicação de uma máscara na imagem. Há diversas formas de filtragem muito úteis no processamento de uma imagem. A filtragem da mediana consiste em um tipo de filtragem espacial não-linear empregado para a suavização da imagem com “borramento” (fig. 11).



Fig.11 – Aplicação do filtro da mediana, imagem original e imagem filtrada.

A filtragem por mediana baseia-se nas vizinhanças do *pixel* de interesse, sendo que se obtém a mediana entre os valores dos *pixels* vizinhos ao principal, tomando como número de referência o tamanho da máscara a ser aplicada, em geral nas dimensões 3x3, 5x5, 7x7. Usando como exemplo um filtro 3x3 com valores de *pixel* (10, 20, 20, 20, 15, 20, 20, 25, 100), em ordenação estabelecida pelo filtro da mediana, chegam-se aos valores (10, 15, 20, 20, 20, 20, 25, 100) resultando em um valor mediano (central) de 20, que será substituído no *pixel* em questão (GONZALEZ *et al.*, 1992).

2.7.5 - Filtro de Gauss

O filtro de Gauss ou gaussiano identifica-se como um filtro espacial linear que se caracteriza por provocar um efeito de distorção na imagem, acompanhado de “borramento” (fig. 12), mas pode ter um efeito positivo sobre a imagem no realce de segmentos e na expansão de bordas, dependendo do conjunto de filtros que o acompanham e sua intensidade (CENTENO, 2005; LIMA, 2005). O filtro de Gauss, aplicado geralmente em imagens ruidosas, dispõe da peculiaridade de possuir uma janela com valores em forma de duas dimensões, sua matriz é isotrópica e o tamanho do filtro é obtido em razão de σ (fig.13).



Fig.12 – Filtragem de Gauss, imagem original e imagem filtrada (LIMA, 2005).

1/16 x	<table border="1" style="border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr> <tr><td>2</td><td>4</td><td>2</td></tr> <tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr> </table>	1	2	1	2	4	2	1	2	1
1	2	1								
2	4	2								
1	2	1								

1/256 x	<table border="1" style="border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr><td>1</td><td>4</td><td>6</td><td>4</td><td>1</td></tr> <tr><td>4</td><td>16</td><td>24</td><td>16</td><td>1</td></tr> <tr><td>6</td><td>24</td><td>36</td><td>24</td><td>6</td></tr> <tr><td>4</td><td>16</td><td>24</td><td>16</td><td>4</td></tr> <tr><td>1</td><td>4</td><td>6</td><td>4</td><td>1</td></tr> </table>	1	4	6	4	1	4	16	24	16	1	6	24	36	24	6	4	16	24	16	4	1	4	6	4	1
1	4	6	4	1																						
4	16	24	16	1																						
6	24	36	24	6																						
4	16	24	16	4																						
1	4	6	4	1																						

Fig.13 – Exemplos de filtro de Gauss 3x3 e 5x5 (LIMA, 2005).

Para se obter sua máscara, tem-se como função gaussiana às equações 1, 2 e 3, sendo que $-r \leq i \leq r$ e $-r \leq j \leq r$ (LIMA, 2005).

$$I'(x, y) = G_{\sigma} * I(x, y) \quad (1)$$

$$r = \lfloor 3 * \sigma \rfloor \quad (2)$$

$$G_{\sigma_{i+r, j+r}} = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{i^2+j^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

Onde:

$I'(x,y)$ = imagem filtrada

$I(x,y)$ = imagem de entrada

G_{σ} = Filtro de Gauss

r = dimensão da matriz

σ = valor de entrada para o filtro de Gauss

i = coordenada para linha

j = coordenada para coluna

2.7.6 - Limiarização

Limiarização consiste no processo pelo qual os níveis de cinza da imagem inicial são definidos e separados em dois grupos, representando o fundo da imagem e o objeto. Esses dois grupos podem ser separados por um valor limiar T , escolhido pelo operador (Equações 4 e 5), ou automaticamente, pelo programa de tratamento de imagens, convertendo a imagem em uma imagem binária (preto e branco ou outras duas cores para distinguir regiões). O objetivo deste processo é destacar uma região de interesse do seu fundo (CENTENO, 2005; RUSS, 1994).

$$g(x, y) = 1 \text{ se } f(x, y) \geq T \quad (4)$$

$$g(x, y) = 0 \text{ se } f(x, y) < T \quad (5)$$

Onde:

$g(x,y)$ = valor atribuído ao *pixel* na coordenada (x,y)

$f(x,y)$ = valor do *pixel* na coordenada (x,y)

T = limiar estabelecido

2.7.7 - Esqueletização

A esqueletização apresenta-se como uma operação comum no tratamento de imagens, e indica um tipo de afinamento de regiões aplicado em uma imagem bidimensional, binária. Tal procedimento fornece a representação estrutural da imagem em análise detalhada de seus *pixels*, realizada por um algoritmo de afinamento. Obtém-se o esqueleto de uma imagem processando-se transformações no eixo médio da imagem que, mediante cálculos, definem as bordas em diferentes regiões da imagem para resultar na sua estrutura esqueleto (GONZALEZ *et al.* 1992). Esse processo remove todos os *pixels* redundantes da imagem produzindo uma simplificação da imagem com a largura de um único *pixel*, porém sem perder informações, pois os *pixels* do esqueleto formam o mesmo número de regiões que a imagem original apresenta na fig. 14 (FACON, 2005).

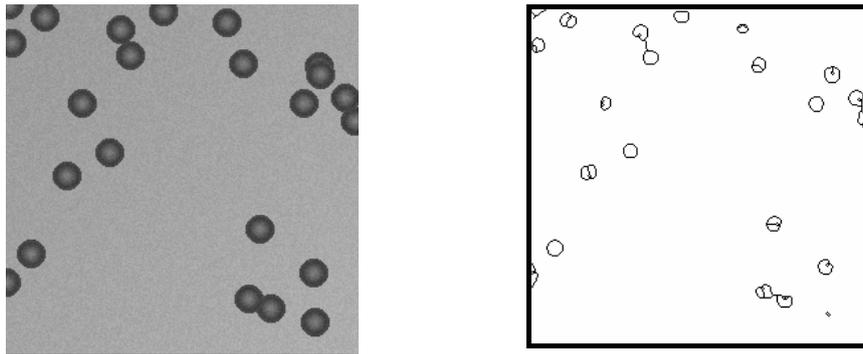


Fig. 14 – Imagem inicial e imagem esqueletizada após a limiarização (FACON, 2005).

Sintetizando, a esqueletização da imagem radiográfica consiste em um tratamento da imagem escaneada (*scanner*) na região de interesse. A imagem da trabécula é então esqueletizada; isto significa que se desgasta até somente uma linha central de "*pixels*" remanescente. Analisa-se, então, essa imagem para se determinar o total do comprimento da imagem esqueletizada, o número de pontos terminais (fins livres) e os pontos ramificados (nódulos) por unidade de área, verificando se existe ou não desconectividade das trabéculas, como demonstra a imagem "E" da fig. 15 (LEE *et al.*, 2005; WHITE *et al.*, 2002; 2000).

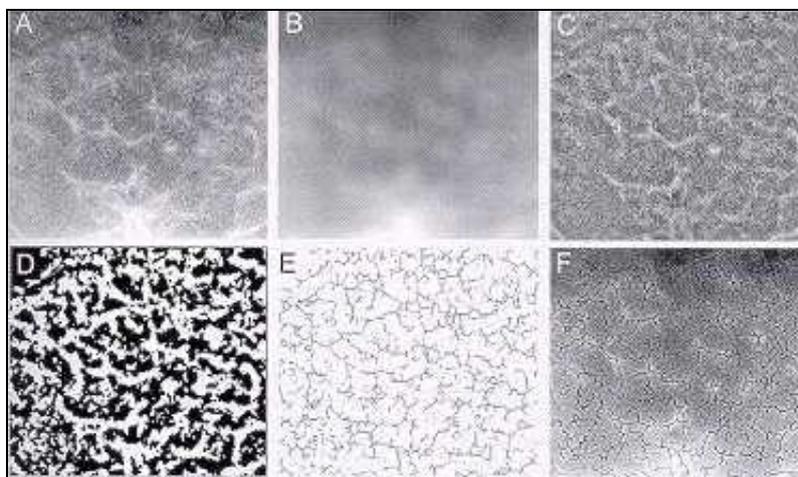


Fig. 15 - Processamento das imagens radiográficas. (WHITE *et al.*, 2000)

A análise da textura trabecular do osso pode fornecer informações sobre a estrutura óssea de uma maneira não invasiva, com variáveis estruturais e parâmetros histomorfométricos, segmentação da imagem binária e eskeletonizada. Aplica-se o processo de esqueletização de imagem na radiografia do osso para criar a superfície central. Após a triangulação dessa superfície, calcula-se a taxa de conectividade da estrutura. Quando se

adiciona cor à superfície, no local da medida (média do valor de cinza dos dados da imagem), espessura do local, estrutura e detalhes podem ser identificados ao mesmo tempo. A combinação da análise do padrão morfológico trabecular com aspectos clínicos associados à densitometria óssea do fêmur e da coluna têm como o objetivo reunir aspectos radiográficos da mandíbula e da maxila. A mais importante variação clínica desta técnica destaca a idade, pois na sua maioria as pacientes são do sexo feminino e estão na fase de pré e pós menopausa, entre 40 e 60 anos. A análise morfológica de radiografias periapicais dentais combinadas com variáveis clínicas pode auxiliar na identificação de indivíduos com baixa densidade óssea no fêmur e na coluna (LEE *et al.*, 2005; PROHASKA, 2002; CORTET *et al.*, 1999).

CAPÍTULO 3

METODOLOGIA

Neste capítulo descrevem-se os passos da metodologia utilizada para análise da arquitetura do trabeculado ósseo nos ramos da mandíbula, especificam-se os materiais utilizados ao longo do trabalho, tais como radiografias, scanner, microcomputador, programas para o processamento e quantificação das imagens, bem como a formulação de questionário entre observadores no campo da radiologia odontológica, incluindo as análises estatísticas.

3.1 - MATERIAIS

Desenvolveu-se a pesquisa mediante a utilização de radiografias panorâmicas convencionais obtidas de uma amostra de voluntárias em fase pré e pós-menopausa (40 a 60 anos), analisadas em estudo anterior (GUGISCH, 2002), as quais foram submetidas a um tratamento de imagens digitais. Para definição do padrão-ouro, juntamente com as radiografias panorâmicas demarcadas nas regiões de interesse, distribuiu-se para quinze examinadores radiologistas um questionário (apêndice1) formulado de forma que pudesse oferecer como resposta um diagnóstico a respeito da existência ou não de fragilidade óssea.

3.1.1 – Amostra

A amostra constou de 100 imagens extraídas de 50 radiografias panorâmicas. Tais radiografias foram obtidas em um aparelho de raios X modelo PANOURA 10CSU. Os filmes utilizados foram da Kodak Dental Film extra-oral, T – MAT G/RA, 15 x 30 cm, chassi de polietileno, fabricado pela Yoshida, equipado com ecran Lanex da Kodak de base verde (terras raras) do mesmo tamanho. As radiografias foram processadas em câmara escura, com lanterna de segurança e filtro GBX – 2, em uma processadora automática da marca Air Techniques modelo A/T2000 XR PLUS, em temperatura controlada de 28°C, com tempo de revelação de 5,5 minutos. As soluções químicas de processamento radiográfico, revelador e

fixador eram da marca Kodak, RP X – Omat, concentrado para se prepararem 38 litros do referido produto. As radiografias encontravam-se arquivadas, e, por esse motivo, optou-se pelo reprocessamento, observando-se, para tal, as condições anteriormente utilizadas, a fim de se eliminarem possíveis resíduos que poderiam comprometer o processo de digitalização.

3.1.2 – Scanner

O processo de digitalização das radiografias panorâmicas foi realizado com o auxílio de um scanner especial modelo Snap Scan 1236s da marca AGFA (fig.16) utilizado no Laboratório Radiológico Dentário Especializado – (LABRADES). Optou-se por esse modelo de scanner especialmente fabricado para se digitalizarem radiografias, pois possui uma fonte de luz acoplada na tampa (denominado leitor de transparência) evitando obscuridade na imagem devido à transparência da radiografia. Com estas vantagens pode-se evitar a maior parte dos problemas de digitalização, como os ruídos na imagem, obtendo um padrão de resolução satisfatório.



Fig. 16 – Scanner modelo Snap Scan 1236s – AGFA

3.1.3 Microcomputador

O microcomputador atuou como a principal ferramenta desta experiência, sendo necessário tanto para o desenvolvimento quanto para a aplicação dos algoritmos de processamento de imagem, além de sua contribuição para a programação e quantificação das

mesmas, em que as etapas mais importantes foram desenvolvidas. O microcomputador utilizado no processamento das imagens radiográficas foi um modelo Pentium III, com 866 MHz e 256 MB.

3.1.4 Programas

Para o desenvolvimento do trabalho utilizaram-se programas dispondo dos recursos necessários para a confecção de um algoritmo de processamento de imagens e para a quantificação das imagens, sendo utilizados, respectivamente, programas *Image J (Image Processing e Analysis in Java)* e MATLAB (*Matrix Laboratory*). O *Image J* consiste em um programa que possui ferramentas pré-programadas para as principais formas de manipulação de imagens e filtros. Com a utilização desse programa foi possível a aplicação de filtros de imagens, manipulação de níveis de cinza, cálculos com imagens, dentre outros processos. O *Image J* permite a manipulação de algumas variáveis de processamento conforme a escolha do usuário. Esse programa é de acesso livre e gratuito, podendo ser obtido pela internet.

O MATLAB dispõe de um software de computação numérica que, de forma lógica, permite a busca de soluções para problemas utilizando-se a própria linguagem de programação, semelhante à linguagem C. Os elementos de entrada no programa constituem as matrizes para a representação das imagens no computador. As principais áreas de atuação deste programa incluem: otimização, programação, manipulação algébrica, redes neurais, processamentos de sinais entre outras áreas. Nesta pesquisa, utilizou-se o MATLAB para implementação de um algoritmo de quantificação de imagens.

3.2 MÉTODOS

3.2.1 Seleção de radiografias

As radiografias panorâmicas obtidas de voluntárias foram objeto de estudo em dissertação de mestrado intitulada *Avaliação do Conteúdo Mineral Ósseo* (GUGISCH, 2002),

sendo aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná – HC, UFPR - sob protocolo CEP - HC nº. 039EXT021/21-08, em 28 de agosto de 2001 (Apêndice 3). O critério radiográfico seletivo apresenta radiografias consideradas visualmente aceitas na percepção de um especialista em radiologia odontológica. Todas as radiografias foram numeradas e mascaradas para manter em sigilo as voluntárias da pesquisa.

3.2.2 Seleção do local de interesse

A escolha do ramo da mandíbula, como região de interesse nesta pesquisa, foi principalmente devido ao fato do trabeculado ósseo destacar-se com mais proeminência em relação a outras regiões. A possibilidade de se encontrarem artefatos no ramo é mais difícil tais como peças metálicas, perdas ósseas e reabsorções, que possam interferir na avaliação da radiografia durante o processamento digital de imagens. Porém nesta amostra uma imagem foi excluída do trabalho (29 RD) por constatação de material metálico na região de interesse (estrutura metálica com finalidade de contenção cirúrgica), já que a presença de materiais metálicos altera o resultado da esqueletização da imagem.

Também deve-se ressaltar que nessa região encontra-se o canal mandibular em seu maior volume. Porém, sua existência foi estabelecida como uma das variantes durante o processamento para não interferir na imagem e no resultado final.

O tamanho das imagens não foram iguais devido as variações anatômicas de cada radiografia. Porém variaram entre 1,5 a 2,5 centímetros (cm) de comprimento e 2 a 3 centímetros de largura.

3.2.3 Digitalização

Digitalizaram-se as imagens com o auxílio de um scanner AGFA específico para radiografias, com uso de seu próprio programa (fig.17). As principais propriedades de digitalização selecionadas foram a resolução de 600 dpi em escalas de cinza. As imagens foram salvas em formato Tiff, não compactadas, com área máxima de 100% e curva total

Gamma 2,2. A digitalização das imagens foi realizada individualmente após a análise das regiões de estudo de cada radiografia.

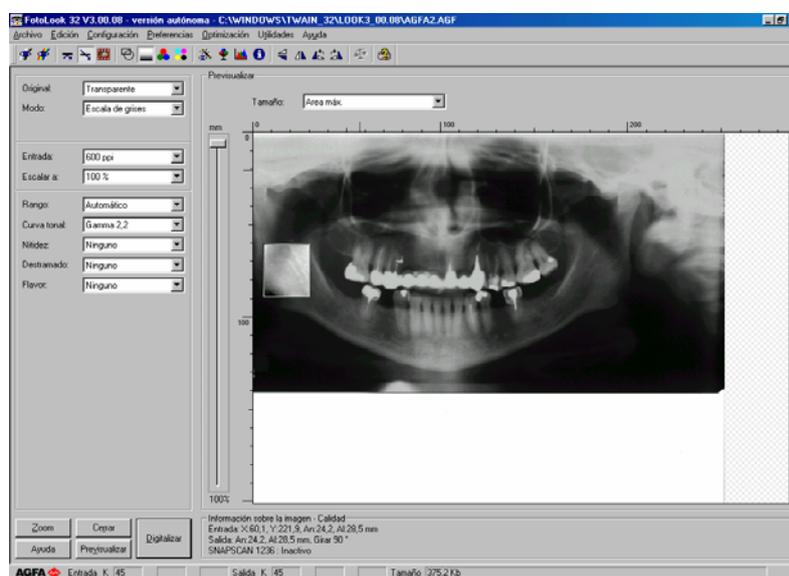


Fig.17- Programa utilizado para a digitalização

As imagens digitalizadas foram identificadas com seu respectivo número e nº/RD para representar o ramo direito, ou RE o ramo esquerdo (exemplificando, 1/RD e 1/RE). Na fig.18, pode-se observar a região de interesse obtida a partir da radiografia panorâmica digitalizada, e ampliada para posterior processamento.

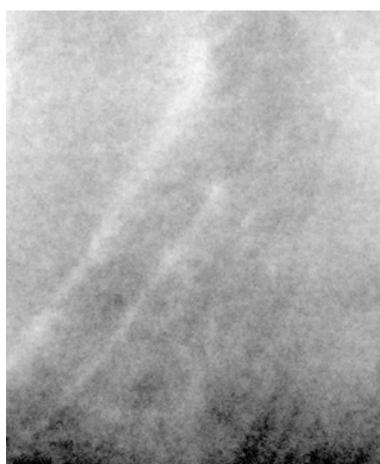


Fig.18 – Imagem selecionada do ramo da mandíbula ampliada, após o processo de digitalização.

Concluída a digitalização das imagens nas regiões de interesse, as radiografias foram sobrepostas em uma transparência simples da marca CEMIL e fixadas com fita adesiva na

borda superior para serem delimitados com um marcador para retroprojeter da marca PILOT, nos ramos da mandíbula direita e esquerda, como mostra na fig.19. Tal procedimento teve como objetivo oferecer ao examinador radiologista maior facilidade na análise do sítio digitalizado, como está exemplificado na fig. 20.



Fig. 19 - Radiografia panorâmica com transparência mostrando a demarcação nos ramos da mandíbula direita e esquerda.

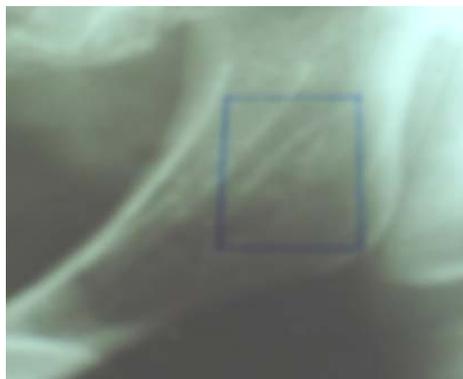


Fig.20 – Demarcação da região de interesse na transparência fixada na radiografia panorâmica.

3.2.4 Algoritmo de processamento de imagens

Para o desenvolvimento do algoritmo de processamento de imagem utilizou-se o programa *Image J*, afim de se obter, como resultado final, a esqueletização das imagens radiográficas. Esse algoritmo implementado sofreu algumas alterações em relação à pesquisa que deu origem ao trabalho (WHITE *et al.*, 2000). A seguir, observa-se as diversas etapas do

processamento que resultarão em imagens intermediárias, até se chegar ao objetivo final, a esqueletização, já com as modificações que foram necessárias.

3.2.5 Aplicação do filtro da mediana

O processo iniciou-se pela aplicação do filtro da mediana sobre as imagens, com a finalidade de se anularem os ruídos causados pela digitalização, como marcas de linha visualizadas na imagem original digitalizada (fig. 21).

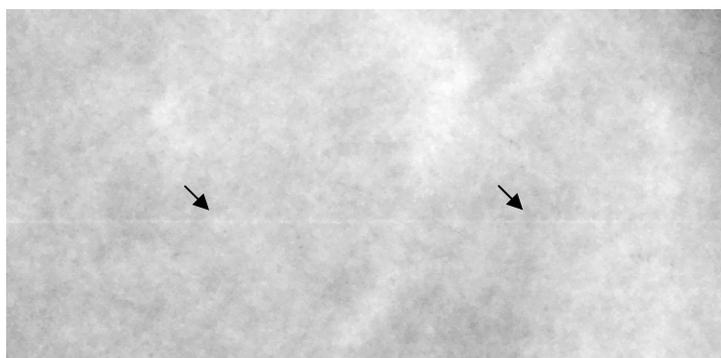


Fig.21- Marca de digitalização linear demonstrada por um aumento da imagem original

O resultado da aplicação do filtro da mediana, a qual permitiu, por ser uma matriz matemática, a escolha do melhor raio sobre a imagem original conforme pode ser visualizada na fig.22. Este filtro causa um pequeno borramento eliminando os ruídos existentes, porém preservando as bordas da imagem.

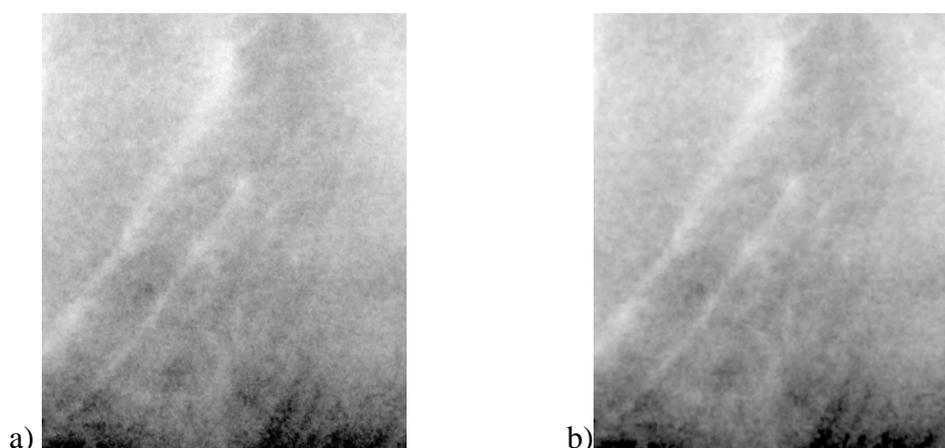


Fig.22 – Imagem original (a) e imagem após a aplicação do filtro da mediana (b)

3.2.6 Duplicação da imagem

Recorreu-se à imagem duplicada para aplicação em dois processos diferentes. Uma, no filtro de Gauss e a outra imagem para processos de subtração e de sobreposição de imagens.

3.2.7 Aplicação do filtro de Gauss

Na aplicação do filtro de Gauss encontra-se a etapa mais importante, já que o referido filtro se destaca como o que mais diferencia o processamento final da imagem, para evidenciar, ou não, a conectividade entre os *pixels*. Por esse motivo foram selecionados cinco valores para o raio desse filtro: 30, 35, 40, 45 e 50, tendo por fim a comparação desses valores com os resultados dos examinadores registrado no questionário. Aplicaram-se os cinco filtros individualmente em todas as imagens, dando continuidade ao processo. O filtro de Gauss proporciona um borramento intenso na imagem atenuando as diferenças de tons de cinza, como demonstrada na fig.23.



Fig.23–Aplicação do filtro de Gauss

3.2.8 Subtração das imagens

Após a aplicação do filtro de Gauss, realizou-se uma subtração de imagens (imagem com filtro de Gauss menos a imagem com filtro da mediana). A propriedade de 32 bits foi selecionada para que a operação fosse aceita (fig. 24).

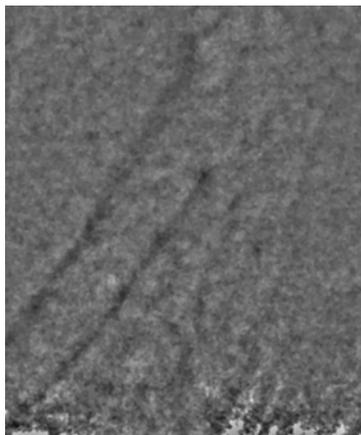


Fig. 24 - Imagem resultante da subtração (32 bits)

A imagem resultante possui 32 bits; portanto houve necessidade de se transformar novamente em 8 bits para a continuação do processo. A limiarização então pôde ser realizada.

3.2.9 Limiarização das imagens

Limiarização consiste em uma das mais importantes abordagens para a segmentação de imagens. Automaticamente o programa identificou o limiar, e, assim, eliminaram-se os tons de cinza, e a imagem tornou-se binária, em preto e branco (fig.25).



Fig. 25- Imagem limiarizada, binária.

3.2.10 Esqueletização das imagens

Após a limiarização da imagem o processo de esqueletização foi realizado, afinando as regiões e demonstrando a conectividade entre os *pixels* (fig.26). A esqueletização da imagem representou o passo final para a análise computacional, sendo que essa imagem foi utilizada na verificação dos dados numéricos característicos das imagens.

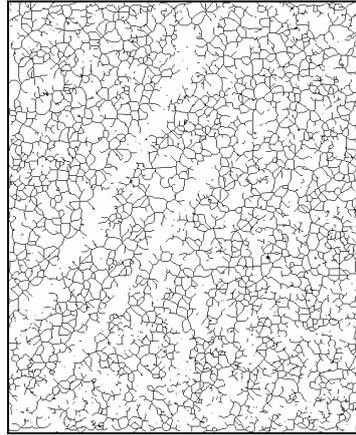


Fig.26 Imagem esqueletizada

3.2.11 Sobreposição das imagens

Para melhor visualização da imagem esqueletizada, realizou-se a sobreposição das imagens. A imagem esqueletizada foi sobreposta à imagem com filtro da mediana, obtendo-se assim uma melhor visualização da arquitetura óssea trabecular (fig.27).

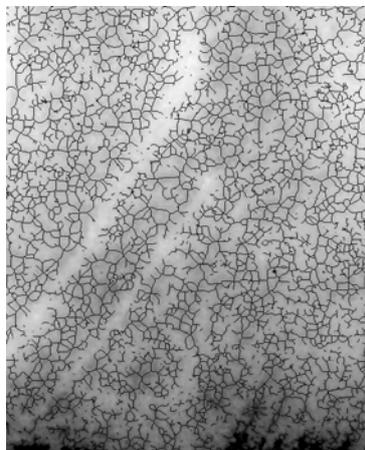


Fig.27 Sobreposição de imagens.

3.2.12. Algoritmo de quantificação das imagens

Para se quantificar a imagem obtida pelo algoritmo de processamento de imagens, criou-se um algoritmo para contagem dos *pixels* da imagem, desenvolvido pelo programa MATLAB. Esse algoritmo analisa a área da imagem (matriz) calculando o número de pixels pretos (P_p) resultantes e a porcentagem desses mesmos pixels na imagem ($\%P_p$), bem como os pixels terminais (P_t) e a porcentagem de pixels terminais ($\%P_t$) resultantes dos pixels pretos, representados nas equações 6 e 7.

$$\%P_p = \frac{P_p * 100}{A} \quad (6)$$

$$\%P_t = \frac{P_t * 100}{P_p} \quad (7)$$

Onde:

$\%P_p$ = porcentagem de pontos pretos

P_p = pontos pretos

A = Área da matriz (imagem)

$\%P_t$ = Porcentagem de pontos terminais

P_t = pontos terminais

O referido algoritmo foi elaborado no MATLAB utilizando-se princípios de programação em linguagem C, convertendo-se o conhecimento para os recursos presentes no programa. O algoritmo de quantificação calcula automaticamente após a entrada da imagem os valores da área da matriz, pixels pretos presentes, porcentagem de *pixels* pretos, *pixels* terminais, porcentagem de *pixels* terminais, fornecendo os valores na tela e abrindo a imagem esquelizada para conferência.

A elaboração realizou-se de modo genérico, a fim de se obter a entrada de qualquer imagem do processamento para a verificação dos cálculos passo a passo. A primeira etapa para a elaboração do programa foi calcular a área da matriz em questão, já que todas as

imagens exibiam áreas diferentes. Nesta etapa torna-se importante ressaltar que as bordas da imagem não foram analisadas em razão da impossibilidade de aplicação correta da relação de conectividade, já que essas imagens não identificavam os *pixels* vizinhos (conceitos citados no item 2.7.2).

O próximo comando encontrado no programa refere-se a uma condição. O algoritmo gerado utilizou um contador para determinar o momento em que as condições seriam disponibilizadas, de forma que caberia ao contador não apenas quantificar o número de *pixels* pretos e *pixels* terminais encontrados na imagem, mas também estabelecer esses valores como saída. Obtidas tais condições, o contador gerou uma saída e estabeleceu a continuação do algoritmo.

A análise da conectividade entre os *pixels* pretos acontece durante a leitura da matriz, quando se analisa a vizinhança do *pixel* em questão utilizando-se o conceito de conectividade-8. Assim, considera-se conectado o *pixel* que possui dois ou mais vizinhos semelhantes (como por exemplo, níveis de cinza), e o *pixel* que possui menos de dois vizinhos semelhantes é denominado ponto terminal. Ao fim do programa, são implementadas as equações citadas anteriormente. No fluxograma abaixo se encontram demonstradas as etapas do processamento de imagens (fig.28).

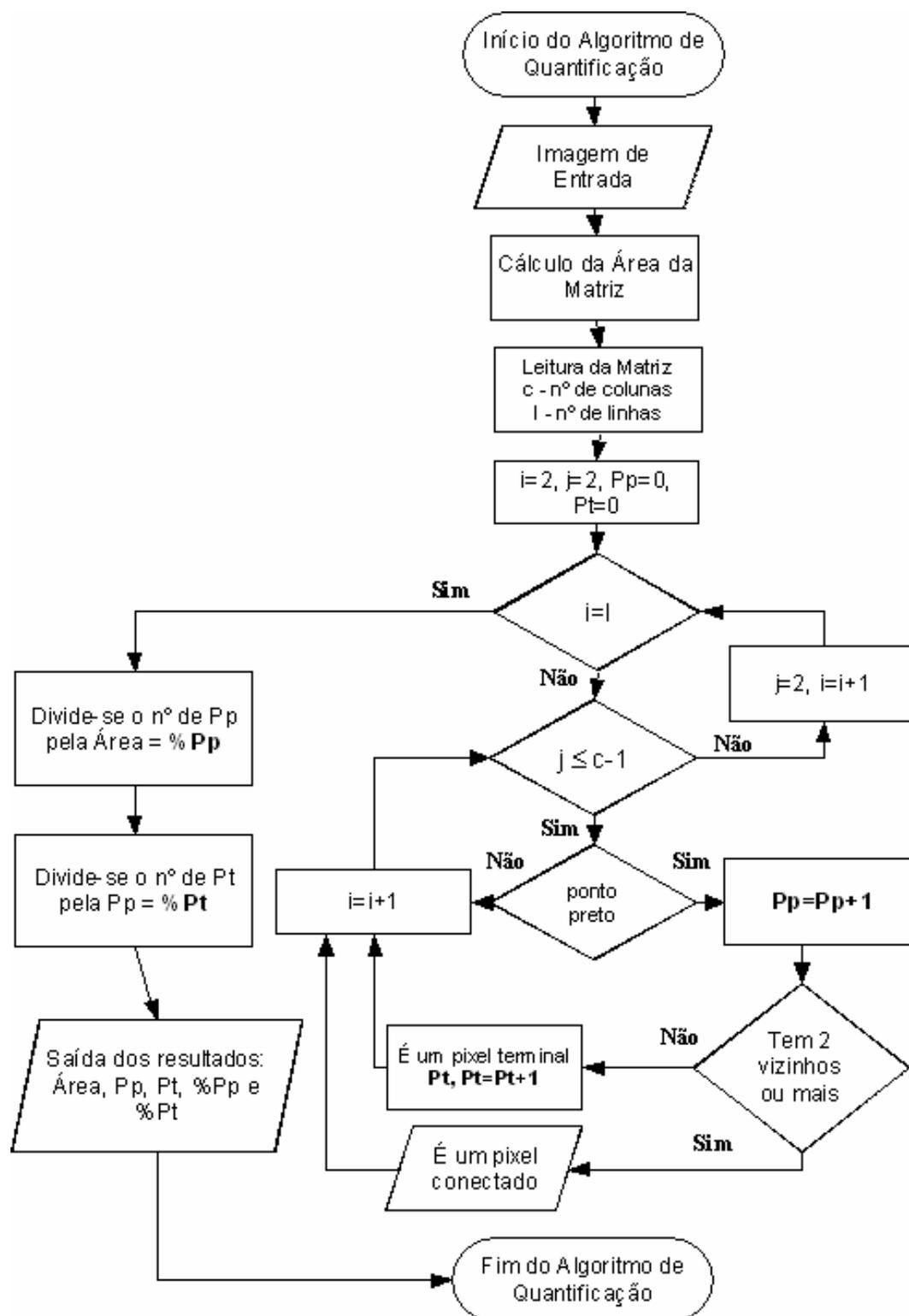


Fig.28 – Fluxograma mostrando as etapas do processamento das imagens

3.2.13 Definição do padrão-ouro

A avaliação do desempenho de um teste (acurácia) depende da maneira como se sabe se a doença está verdadeiramente presente ou ausente. Para isto é necessário selecionar o teste que será considerado padrão de referência da verdade, denominado “*Gold Standard*”, ou seja padrão ouro. O teste padrão ouro pode ser um exame simples ou complexo, dispendioso, arriscado e, frequentemente, até não ser verdadeiro. Como o teste “*Gold Standard*” é imperfeito, pode acontecer, na introdução de um novo método, o paradoxo do teste diagnóstico na avaliação apresentar resultado ruim quando de fato é melhor (CLAYTON *et al.*, 2005).

Para definição do padrão-ouro elaborou-se um questionário (apêndice1) cujas respostas permitissem a obtenção de dados correspondentes às hipóteses de diagnóstico da existência ou não da fragilidade óssea, distribuído para quinze examinadores radiologistas juntamente com as radiografias panorâmicas demarcadas nas regiões de interesse. Caberia aos profissionais proceder a uma avaliação da arquitetura óssea trabecular, inclusive descrevendo os critérios de análise adotados. Foram selecionados quinze cirurgiões-dentistas, especialistas em radiologia odontológica, atuando frequentemente na interpretação radiográfica, com o mínimo de três anos de experiência. Os radiologistas selecionados eram de ambos os gêneros, residentes da cidade de Curitiba, Paraná. Após a coleta, os dados foram analisados e comparados com os resultados do tratamento de imagens por meio de uma análise estatística.

3.2.14 Questionário e termo de consentimento aplicado entre os examinadores radiologistas

Para aplicação do questionário (apêndice1), juntamente com as radiografias cuidadosamente demarcadas na região de interesse (item 3.2.3), elaborou-se um termo de consentimento, a fim de se esclarecerem os objetivos propostos na pesquisa, como consta no apêndice 2. Após a concordância com o termo de consentimento, cada examinador respondeu ao questionário, que serviu de base para a definição do padrão-ouro.

Os examinadores receberam para avaliação visual cinquenta radiografias panorâmicas, num total de 100 imagens. Uma das imagens não pôde ser incluída por possuir pinos de contenção cirúrgica na região analisada, deste modo 99 imagens foram analisadas, por 15 examinadores num total de 1.485 avaliações. Nesse questionário em que se solicitavam dados

relativos ao ano de graduação e ano de especialização do examinador, a primeira pergunta a respeito do assunto era: Quais os critérios que você utiliza para verificar visualmente a qualidade do trabeculado ósseo no exame radiográfico? Após esta interrogante, logo abaixo existia itens de 1 à 8 de múltipla escolha. Questionou-se então: Com base na SUA interpretação radiográfica visual da Região de Interesse (RI), responda: 1) Existe fragilidade nas trabéculas ósseas? SIM ou NÃO. Qual o fator mais relevante, entre os citados acima, que você utilizou para justificar a sua resposta?

Na amostra das radiografias panorâmicas, muitas delas apresentavam sinais evidentes de fragilidade óssea, bem como trabeculados ósseos densos e homogêneos. A avaliação teve a finalidade de definir o padrão-ouro comparando-se a análise subjetiva visual dos possíveis sinais radiográficos de fragilidade óssea nas regiões de interesse com a quantificação do algoritmo aplicado da esqueletização com as variações dos filtros de Gauss 30, 35, 40, 45, 50, das 99 imagens selecionadas.

3.2.15 Análise estatística

As variáveis obtidas no questionário aplicado e os resultados do processamento de imagens digitais foram realizados em duas etapas. No primeiro passo, analisou-se a significância do percentual de pontos pretos e de pontos terminais para se explicarem as hipóteses de diagnóstico realizadas entre os quinze examinadores, exceto para as imagens 18/RD e 18/RE, sendo que em relação a essas últimas imagens, contou-se com a colaboração de catorze examinadores apenas, pois um deles não respondeu. Esta análise denomina-se modelo de regressão binomial, uma vez que a resposta considerada representa o número de hipóteses de diagnósticos positivos e negativos, que poderiam variar entre 0 a 15. Para o ajuste do modelo utilizou-se a função “*glm()*” do *software* M. Epi (CLAYTON *et al.*, 2005). A análise considerou dados de 99 imagens. A significância do percentual de pontos pretos e terminais dependerão do raio do filtro de Gauss.

3.2.16 Definição do ponto de corte

Quando se desenvolve um novo teste diagnóstico em saúde humana, é necessário avaliar de forma objetiva o seu poder discriminativo em relação a condição a que se destina

detectar. Tal avaliação é fundamental, pois o parâmetro de desempenho mais comumente utilizado, que é a porcentagem de testes cuja discriminação foi realizada corretamente (parâmetro esse denominado de acurácia), não é suficiente para se descrever completamente como o método de decisão se comporta em relação aos falsos positivos (pacientes que não acusam a presença da condição patológica, mas o método de decisão aponta como presente), e aos falso-negativos. Desta forma, como os resultados dos referidos testes geralmente são contínuos, ou seja, produzem um valor situado em um determinado intervalo contínuo, é necessário definir-se um ponto de corte para poder-se contar o número de diagnósticos verdadeiros e falsos. Para cada ponte de corte, a sensibilidade e a especificidade são calculadas e colocadas uma em cada eixo de um gráfico bidimensional, produzindo uma curva chamada ROC (*Receiver Operating Characteristics*) (SABBATINI, 1995). Essa análise utiliza um método gráfico simples e robusto que permite estudar a variação da sensibilidade e da especificidade para determinação de diferentes valores de corte (BRAGA, 2005).

Assim, construiu-se uma curva ROC, sendo que a metodologia utilizada fundamentou-se em uma regressão logística. Também para a construção da curva recorreu-se à função “ROC” do *software* M. Epi (CLAYTON *et al.*, 2005). Definiu-se o ponto de corte de acordo com a probabilidade predita pelo modelo de regressão logística, buscando-se maximizar o percentual de classificações corretas. Estabeleceu-se o ponto de corte para os cinco filtros de Gauss (30, 35, 40, 45 e 50), comparando-se os resultados para se verificar qual deles era o melhor. O critério para essa definição identificou a área que mede a discriminação, isto é, a habilidade do teste de classificar corretamente.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Neste capítulo apresentam-se os resultados obtidos com a metodologia descrita no capítulo 3 em relação às avaliações do processamento de imagens por meio da esqueletização de radiografias panorâmicas, quantificação numérica dessas mesmas radiografias, bem como dos questionários aplicados aos cirurgiões-dentistas radiologistas. Os resultados foram tabulados e analisados estatisticamente, com a finalidade de se verificar, como primeiro ensaio, a utilidade da aplicação do método proposto como auxiliar na análise não apenas da arquitetura trabecular óssea da mandíbula, mas também de outras regiões.

4.1 APLICAÇÃO DO ALGORITMO

Todos os passos descritos no algoritmo de processamento de imagens (item 3.2.4) foram automatizados no programa *Image J* por meio de um recurso próprio do programa (“macro”) que permite a gravação das etapas efetuadas para a obtenção do resultado, podendo posteriormente ser aplicada nas outras imagens (fig.29).

```
run("Median...", "radius=2");
run("Duplicate...", "title=bmp-copy");
run("Gaussian Blur...", "radius=45");
run("Image Calculator...", "image1=bmp-copy operation=Subtract image=bmp ca
32-bit");
run("8-bit");
run("Threshold");
run("Skeletonize");
```

Fig.29- Algoritmo do processamento criado no programa *Image J*

O resultado principal da manipulação das imagens foi representado pela obtenção da imagem esqueletizada essa mesma imagem sobreposta à radiografia, como se pode observar na fig.30.

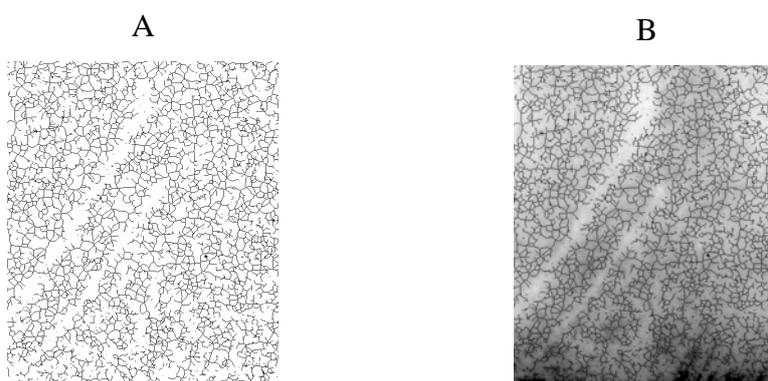


Fig. 30- Imagens: (a) esqueletização e (b) sobreposição de imagens

4.2. PROBLEMAS ENCONTRADOS DURANTE A APLICAÇÃO DO ALGORITMO

Após a seleção e digitalização dos locais de interesse nas radiografias panorâmicas, alguns problemas foram encontrados durante a aplicação do algoritmo nas imagens. A principal dificuldade foi constatada em relação à densidade radiográfica. Radiografias com projeções de sombras nas regiões de interesse ou com diferenças acentuadas de radiopacidade entre duas regiões próximas poderiam representar erros no processo de esqueletização e, posteriormente, oferecer resultados numéricos inadequados. A primeira evidência dessa inadequação, em algumas amostras, destacou-se sob a forma de um sombreamento projetado pela nasofaringe nos ramos da mandíbula, apresentando-se como uma intensa sombra radiolúcida. Para contornar tal sombreamento, recorreu-se a uma redução das dimensões da área de interesse (fig.31), porém muitas imagens permaneceram em seu tamanho original pela impossibilidade de adequação de tamanho. Considerou-se esse erro como pertencente ao estudo, já que não se encontrou uma resolução que permitisse sanar o problema durante o trabalho.

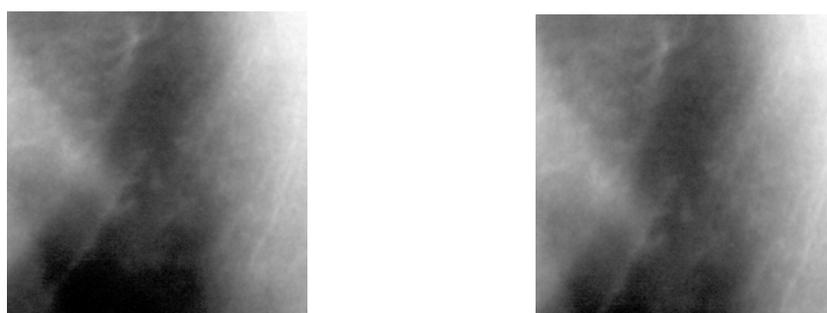


Fig.31 – Erro por sombreamento, (a) imagem Original e (b) imagem otimizada.

Na digitalização das radiografias, em razão de suas diferenças anatômicas, não foi possível a obtenção de uma mesma área numérica para todas as imagens. Deste modo, houve variação na área de aquisição de cada imagem e, conseqüentemente, os resultados numéricos do estudo foram referenciados quanto à porcentagem por área. Um dos motivos deve-se à grande presença do osso cortical mandibular em algumas imagens. Visto que o presente estudo se refere às imagens do trabeculado ósseo, o problema foi solucionado quando se diminuiu o tamanho da imagem, porém as áreas não alteraram. (fig.32).

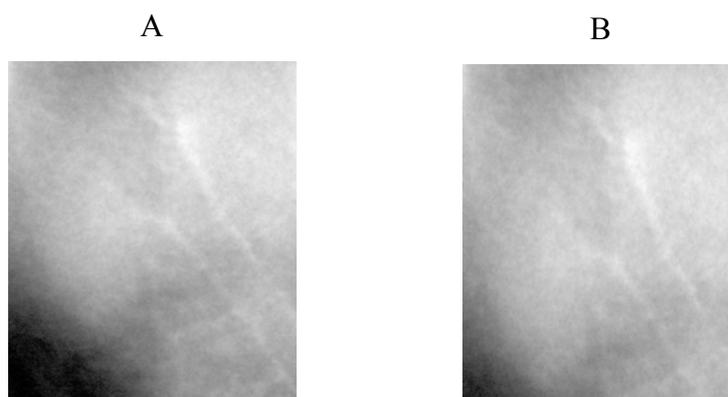


Fig.32 – Erro por marcação da região cortical, (a) imagem original e (b) imagem otimizada.

4.3 AQUISIÇÃO DE VALORES NUMÉRICOS

A visão dos dados de saída fornecidos pelo algoritmo (fig.33) permitiu a análise da conectividade presente entre os pixels evidenciados na esqueletização (*pixels* pretos), os quais formam uma representação do trabeculado ósseo local.

```
ans =  
  
Os Resultados são:  
Area=420590  
Ppretos=34228  
Porcentagem_Ptos_pretos=8.138e+000  
Pternimais=1811  
Porcentagem_Ptos_terminais=5.291e+000
```

Fig.33 Visualização dos resultados no programa MATLAB

Os valores numéricos deste estudo foram obtidos pelo algoritmo de quantificação das imagens realizado no programa MATLAB. Os valores de porcentagem de pontos pretos e terminais nas imagens obtidas foram variáveis suficientes para quantificá-las, porém observou-se a necessidade de se recorrer a mais uma variável para a obtenção de maior precisão na análise dessas mesmas imagens. A variável em questão analisou a área dos espaços medulares localizados entre as trabéculas ósseas. Observou-se que, quanto maiores as áreas caracterizadas como “ilhas”, a relação dos espaços livres entre os pontos pretos, esses espaços medulares mais amplos apresentavam maior fragilidade óssea, ou seja, exibiam características de perda das lamelas da arquitetura óssea trabecular (fig.34).

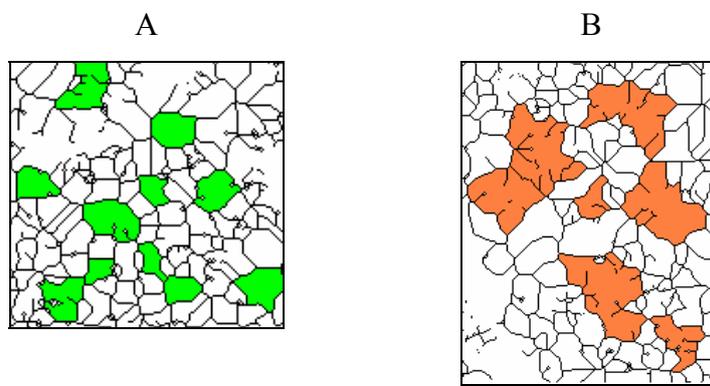


Fig. 34 – Imagens esqueletizadas, recortadas e destacadas, representando um espaço medular (a) normal e (b) espaços amplos, as duas imagens apresentam-se com a mesma ampliação.

4.4 ESCOLHA DO ALGORITMO DE PROCESSAMENTO DE IMAGENS

Para a escolha do melhor algoritmo de processamento de imagens realizaram-se algumas análises experimentais recorrendo-se a uma pequena amostra de imagens, principalmente utilizando a variação dos valores aplicados aos filtros. Percebeu-se que o filtro de Gauss era o que diferenciava mais o resultado ao final do processo, assim aplicaram-se diferentes valores para esse filtro (radius = 30, 35, 40, 45 e 50 *pixels*), buscando o resultado mais apropriado para o algoritmo. Este resultado apresentava elevado número de pontos pretos, ou seja, maior quantidade de trabéculas ósseas, e baixo número de pontos terminais, significando conectividade entre essas mesmas trabéculas, determinando um bom padrão da estrutura óssea.

No processamento realizado por White *et al.*, (2000), o filtro de Gauss foi aplicado com o valor de $\sigma=35$ e o tamanho da matriz 33×33 . Nesta pesquisa, esse valor demonstrou as estruturas de forma satisfatória, porém, para ampliar a experiência, ensaiou-se a aplicação dos filtros de Gauss 30, 35, 40, 45 e 50. O filtro de Gauss de raio 30 apresentou melhor resultado; na análise estatística, os dados foram cruzados com os resultados do questionário preenchido pelos examinadores.

Os valores obtidos com base no tratamento de imagens da amostra foram avaliados de acordo com a porcentagem de pixels pretos e pixels terminais, ou seja, porcentagem de pontos pretos e terminais por área, como estas e encontra exemplificado nas figs. 35, 36, 37 e 38.

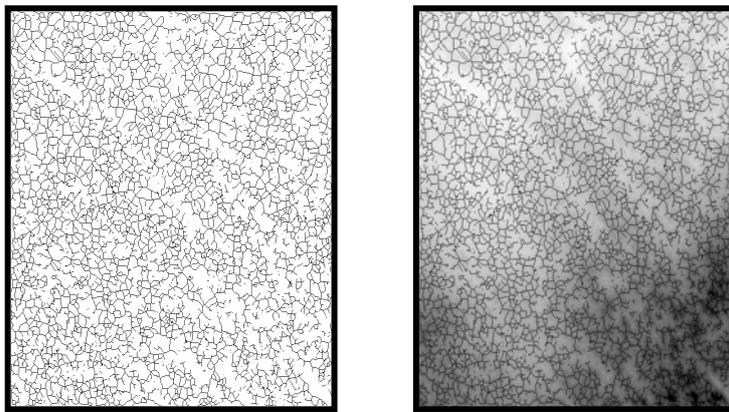


Fig.35- Radiografia panorâmica n° 49RD com boa qualidade óssea, altos pontos pretos (11,110%) e baixos pontos terminais (2,384%)

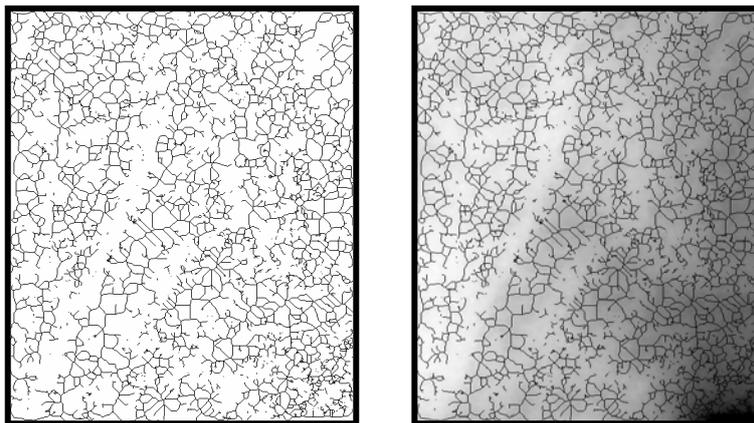


Fig.36- Radiografia panorâmica n° 36RE com fragilidade óssea, baixos pontos pretos (9,648%) e altos pontos terminais (5,235%)

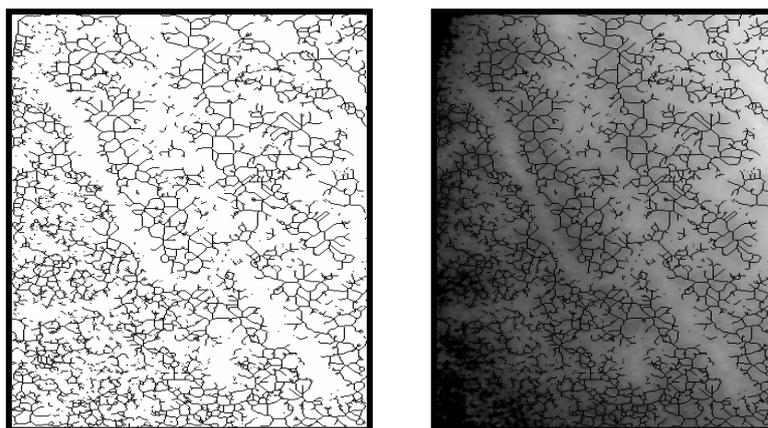


Fig. 37- Radiografia panorâmica n° 14RD com fragilidade óssea, altos pontos pretos (13,790%) e altos pontos terminais (6,176%)

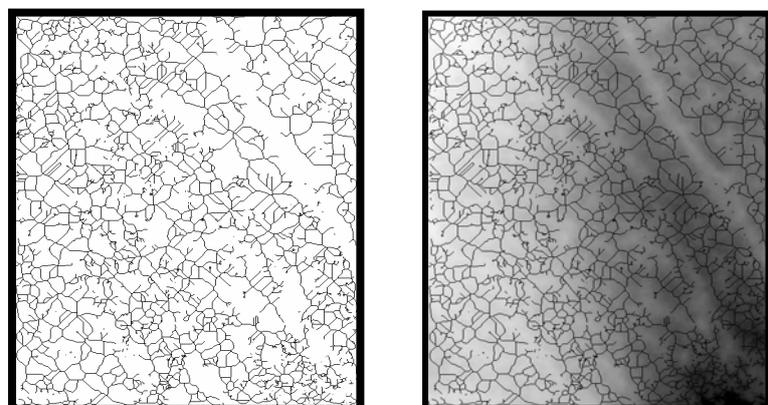


Fig.38- Radiografia panorâmica n° 44RD com fragilidade óssea, baixos pontos pretos (9,963%) e baixos pontos terminais (2,252%)

4.5 PERFIL DOS EXAMINADORES RADIOLOGISTAS PARA APLICAÇÃO DO QUESTIONÁRIO

Dentre os quinze examinadores radiologistas todos eram residentes da cidade de Curitiba, Paraná. O ano de graduação desses cirurgiões-dentistas ocorreu entre 1966 e 1999, com uma média de 14 anos e 8 meses, enquanto que o ano do término da especialização oscilou entre 1974 e 2001, com uma média de 8 anos e 6 meses. O tempo de atuação na área de radiologia odontológica variou de 3 a 38 anos, porém deve-se observar que onze examinadores dispunham de menos de doze anos de atuação como especialistas.

4.6 RESULTADOS DO QUESTIONÁRIO QUANTO AOS CRITÉRIOS ADOTADOS PARA AVALIAÇÃO DA FRAGILIDADE ÓSSEA DA REGIÃO DE INTERESSE

O questionário resultou num total de 1.485 avaliações. Dentre elas, os critérios mais utilizados pela maioria dos examinadores foi item nº. 7, correspondente à arquitetura óssea trabecular, representando 508 concordâncias entre os eles, significando um total de 34,20 % das avaliações.

O item nº 3, que representava os espaços medulares, correspondeu a 347 concordâncias, num total de 23,36%, sendo muito próximo do item nº. 6, que correspondeu à densidade do osso trabecular, com 316 concordâncias, correspondente a 21,27% das respostas.

Entretanto, 122 avaliações, dentre as 1.485, apresentaram critérios próprios definidos pelos referidos examinadores, ou seja, não se prenderam aos critérios sugeridos no questionário, representando 8,21% das amostras. Por outro lado, os itens que correspondiam a questionamentos a respeito de espessura, de forma, de disposição e de conectividade das trabéculas ósseas obtiveram a minoria das escolhas (Tabela 2).

Tabela 2 - Critérios de seleção adotados pelos examinadores quanto à fragilidade óssea

Critérios de seleção	Nº. de observações	%
1 - Espessura das trabéculas ósseas	33,	2,2
2 - Formas das trabéculas ósseas	11	0,7
3 - Espaços medulares	346	23,3
4 - Disposições das trabéculas ósseas	56	3,8
5 - Conectividades e desconectividade	77	5,2
6 - Densidades do osso trabecular	316	21,3
7 - Arquitetura óssea trabecular	508	34,2
8 - Outros critérios	0	0
1 e 2	4	0,3
1 e 4	1	0,1
1 e 6	2	0,1
2 e 3	2	0,1
2 e 4	2	0,1
2 e 6	2	0,1
3 e 6	1	0,1
7 e 5	1	0,1
vazio	123	8,3
TOTAL	1485	100

4.7 NÍVEL DE CONCORDÂNCIA ENTRE OS EXAMINADORES EM RELAÇÃO ÀS IMAGENS ANALISADAS

Após tabulados os dados contidos no questionário, o nível de concordância entre os examinadores foi muito variável. No total de 99 imagens, apenas 37 apresentaram concordância significativa para a pesquisa. Dentre essas 37 imagens, 17 apresentaram concordância em 80%; 12, em 86,7%; 3, em 93,3%, e apenas 5 imagens identificaram-se plenamente no diagnóstico, isto é, apresentaram 100% de concordância. Em uma imagem, representando o lado esquerdo da mandíbula, houve somente 50% de concordância (Tabela. 3).

Tabela 3 – Análise inter-examinadores em relação às imagens analisadas

Concordância	Número de imagens
50%	1
53%	9
60%	18
66%	22
73%	12
80%	17
86%	12
93%	3
100%	5
Total	99

4.8 RESULTADOS DA ANÁLISE DO MODELO DE REGRESSÃO BINOMIAL ENTRE AS VARIÁVEIS DOS PONTOS PRETOS E TERMINAIS E O DIAGNÓSTICO DOS EXAMINADORES

A imagem 13/RD foi desconsiderada, uma vez que no procedimento de estimação desse modelo, verificou-se que era discrepante das demais, considerando somente 98 imagens. Para o filtro de Gauss 30, os resultados demonstraram uma forte associação entre o percentual de pontos pretos e terminais e o resultado das avaliações dos examinadores, o qual foi altamente significativo ($p < 0.001$), porém verificou-se que à medida que se utilizava um filtro de grau mais elevado, a significância diminuía (Tabela 4).

Tabela 4 – Significância das explicações das hipóteses de diagnóstico entre os examinadores com todos os filtros.

Testes	Filtro Gauss 30	Filtro Gauss 35	Filtro Gauss 40	Filtro Gauss 45	Filtro Gauss 50
%Pp	0.0000356	0.0000000	0.0000001	0.0000033	0.0002683
%Pt	0.0025346	0.0946800	0.0229033	0.1250698	0.4844423

4.9 - CONSTRUÇÃO DA CURVA ROC – DEFINIÇÃO DO PONTO DE CORTE

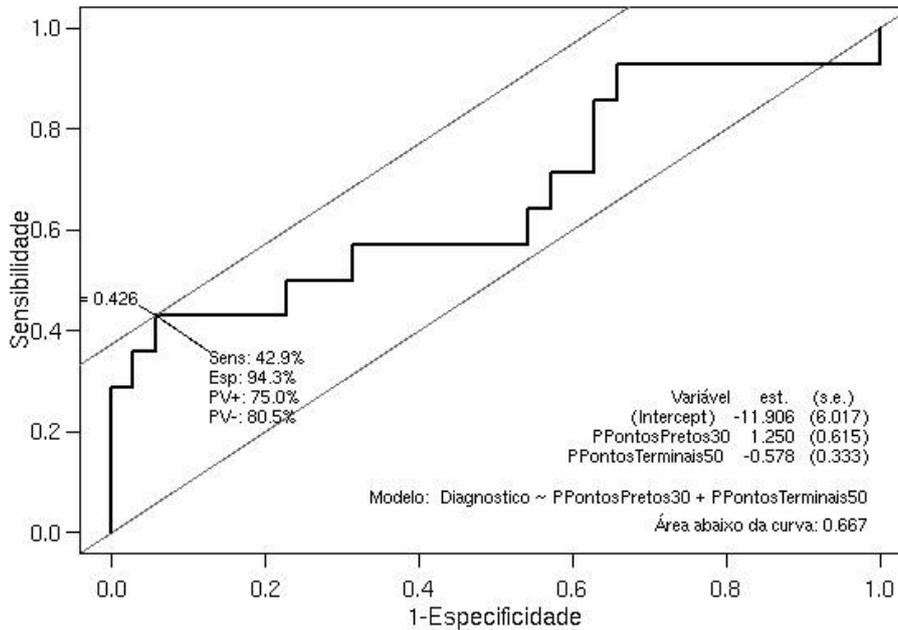
Construiu-se uma curva ROC, por entendê-la recomendável para definição do ponto de corte. Para tal construção, considerou-se um padrão-ouro tomando-se por base os diagnósticos dos examinadores que apresentaram 70% de concordância ou mais para o mesmo diagnóstico. Dentre aqueles incluídos no percentual de 70% de concordância, trabalhou-se com apenas 49 imagens. A análise da curva ROC, por ser multivariável, permitiu cruzar os dados entre os diagnósticos dos examinadores, percentuais de pontos pretos e de pontos terminais O que permitiu testar a sensibilidade e a especificidade da metodologia utilizada. A definição do teste sensibilidade mostra a proporção de positivos verdadeiros, ou seja, a medida da capacidade do método de decisão de prever a condição patológica para aqueles casos que realmente a apresentam; o teste de especificidade identifica a proporção de negativos verdadeiros, ou seja, a medida da capacidade do método de decisão de se apontar ausência da condição para aqueles casos que realmente não tem (SABBATINI, 1995).

Os resultados mostraram que os percentuais de pontos terminais não se apresentam como um bom preditor para o diagnóstico de todos os filtros; o percentual de pontos pretos se destaca como um bom preditor apenas para os filtros de Gauss 35 e 40, sendo que estes se mostraram como os melhores preditores dentre todos os testes (Tabela 5).

Tabela 5 – Significância para diagnóstico baseada no padrão-ouro construído

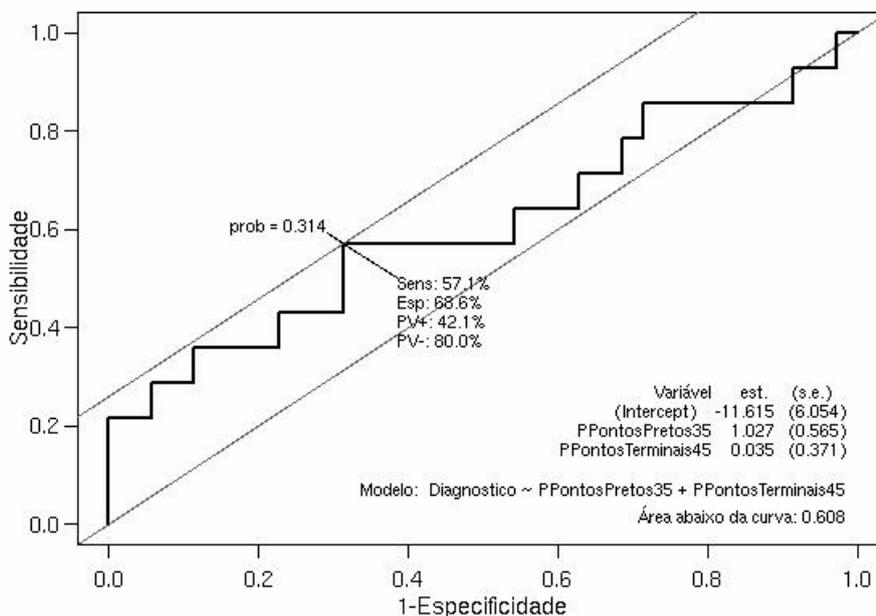
Teste	Filtro Gauss 30	Filtro Gauss35	Filtro Gauss 40	Filtro Gauss 45	Filtro Gauss 50
%Pp	0.1531310	0.0496142	0.0305233	0.1634248	0.1859676
%Pt	0.3252509	0.7910080	0.6939043	0.9746985	0.4080730

Gráfico 1 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss



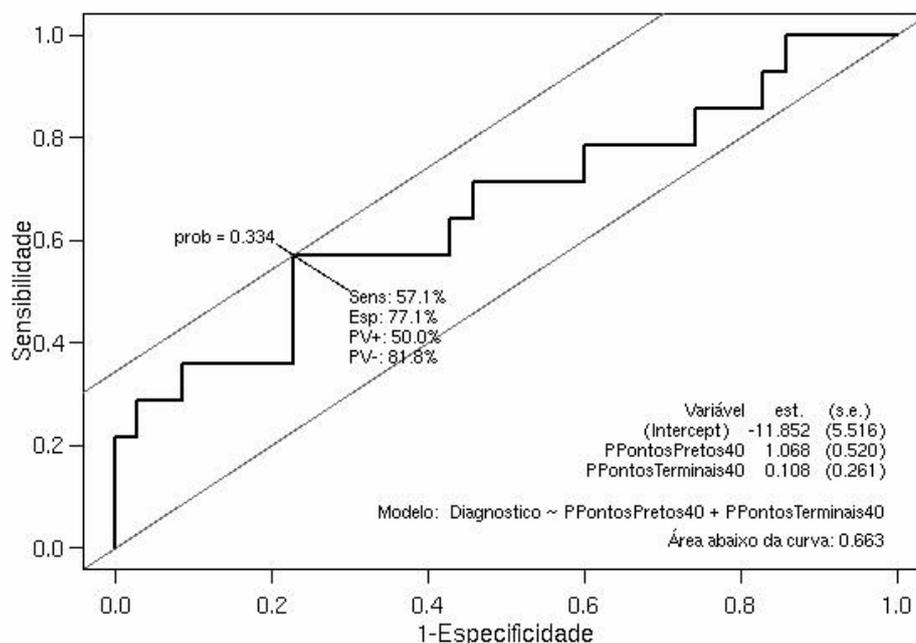
O resultado dos cruzamentos de dados na curva ROC, para o filtro de Gauss 30, não apresentou um patamar razoável; o poder de discriminação (área) medido foi de 0,667. Porém esse teste acusou uma especificidade elevada, de 94,3%, e sensibilidade baixa, 42% (gráfico1). O coeficiente percentual de pontos pretos foi positivo, sendo 1.250, enquanto o coeficiente para o percentual de pontos terminais foi negativo, -0.578.

Gráfico 2 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as probabilidades de diagnóstico para o filtro de Gauss 35.



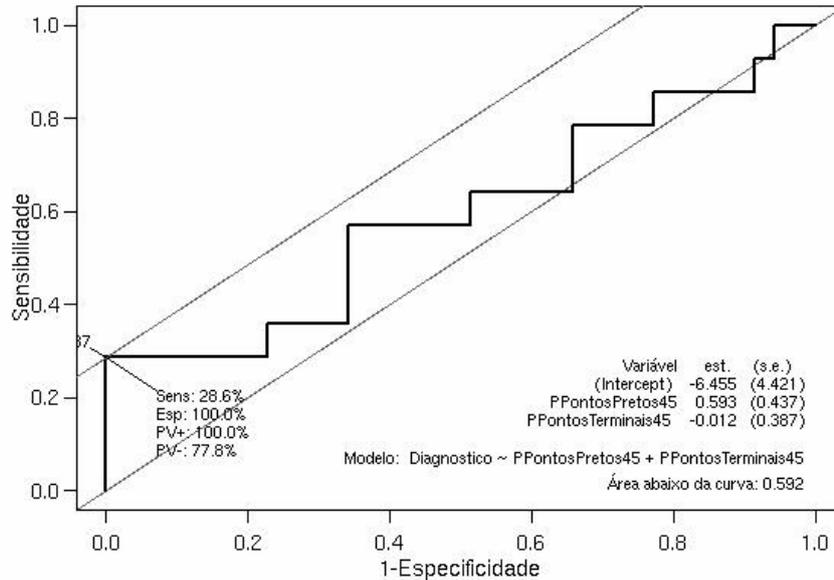
O filtro de Gauss 35 apresentou o poder de discriminação medido pela área de 0,608. O teste revelou uma especificidade baixa (68,6%), assim como a sensibilidade (57,1%). Ambos os coeficientes foram positivos, sendo 1.027 o coeficiente para o percentual de pontos pretos e 0,035 o coeficiente para o percentual de pontos terminais (gráfico 2).

Gráfico 3 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 40.



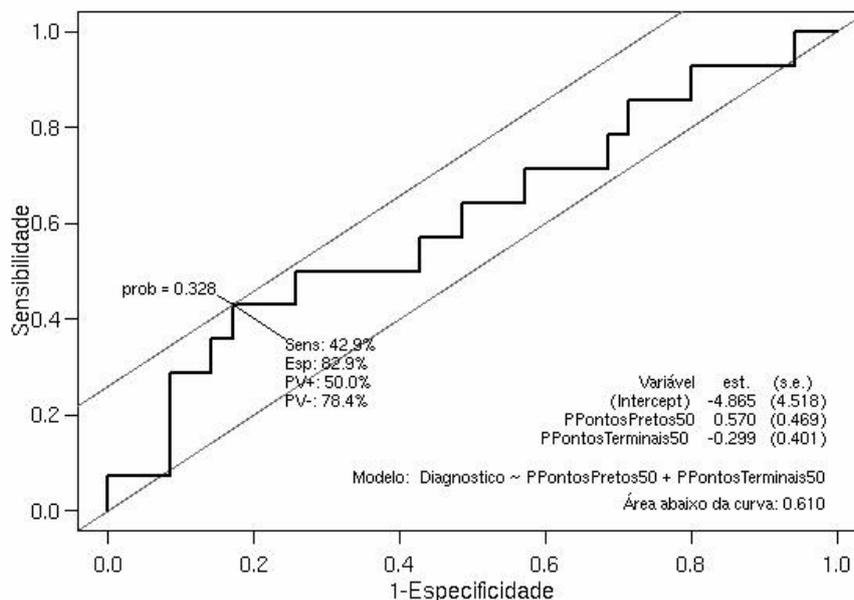
O filtro de Gauss 40 apresentou o poder de discriminação medido pela área de 0,663. O teste mostrou uma razoável especificidade (77,1%), e uma baixa sensibilidade (57,1%). Os coeficientes foram positivos, sendo 1.068 o coeficiente para o percentual de pontos pretos e 0,108 o coeficiente para o percentual de pontos terminais (gráfico 3).

Gráfico 4 – Curvas de sensibilidade e de especificidade e a curva de ROC, considerando-se o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 45.



As curvas apresentaram algumas variáveis diferentes quando avaliadas com o filtro de Gauss 45. O patamar foi muito baixo, e o poder de discriminação medido pela área foi bem reduzido (0,592). Contudo, o teste acusou uma especificidade de 100%, embora a sensibilidade tenha denunciado o valor mais baixo, 28,6%. O coeficiente percentual de pontos pretos foi positivo, 0,593, enquanto o coeficiente para o percentual de pontos terminais foi negativo, -0,012 (gráfico 4).

Gráfico 5 – Curvas de sensibilidade e especificidade e a curva de ROC, considerando o percentual de pontos pretos e pontos terminais e as hipóteses de diagnóstico para o filtro de Gauss 50.



A gráfico 5 apresentou com o filtro de Gauss 50 o poder de discriminação medido pela área estar de 0, 610; o teste revelou uma especificidade satisfatória de 82.9%. Entretanto, a sensibilidade apresentou um valor baixo de 42,9%. O coeficiente percentual de pontos pretos foi positivo, 0.570, enquanto o coeficiente para o percentual de pontos terminais foi negativo, -0.299.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

5.1 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Optou-se pela utilização da radiografia panorâmica convencional em razão de tal meio permitir um exame de fácil acesso, baixa dose de radiação e baixo custo. Além disso, influenciou tal opção a existência de amostras de radiografias panorâmicas analisadas e avaliadas em estudo anterior (Gugisch *et al.*, 2003; Gugisch, 2002; Klein *et al.*, 2004) com utilização de três metodologias diferentes, o índice cortical mandibular, índice de Nordin (radiografia carpal) e densitometria óssea. Pesquisadores têm ressaltado a importância desse tipo de radiografia como uma modalidade pela qual o cirurgião-dentista pode avaliar toda a dentição bem como os ossos dos maxilares, buscando o potencial utilitário do referido recurso para detectar indivíduos que apresentam fragilidade óssea, tais como a osteoporose, porque a existência de tal patologia revela-se de interesse social, um problema de saúde pública (GUGISCH *et al.*, 2003; GUGISCH, 2002; WHITE *et al.*, 2000; MOHAMMAD *et al.*, 1996).

Os ossos corticais e trabeculares alteram-se de modo diferente conforme ocorre aumento da idade porque as pessoas vivem em meios diferentes. Determinadas doenças ou medicamentos atuam de forma diferente nos ossos trabecular e cortical, como por exemplo, a osteoporose, segundo Mackie em 2003. Desta forma, o estudo avaliou somente a arquitetura trabecular óssea, devido à sua maior quantidade e à sua função osteometabólica, que permitem a visualização da fragilidade óssea, antecedendo o osso cortical.

A escolha de um método de tratamento das imagens radiográficas digitais embasou-se em recentes artigos científicos, como os de White *et al.*, (2000) e White, (2002). O objetivo dos autores foi testar a hipótese de que um algoritmo de computador poderia quantificar os aspectos do osso trabecular e diferenciar entre pacientes portadores de anemia falciforme e aqueles que se apresentassem como indivíduos normais, sem nenhuma patologia. No presente estudo, realizou-se os mesmos passos que no trabalho citado. Contudo, nesta pesquisa foram utilizados filtros de diferentes graduações para se identificar o filtro mais eficaz quando aplicado utilizando-se os recursos disponíveis. Os resultados encontrados foram similares, em que o nível de significância nos percentuais de pontos pretos e de pontos terminais foram de $p < 0.001$. Concorda-se com os autores que os dados apoiados na hipótese que um programa

automático de interpretação de imagens pode distinguir um padrão de estrutura óssea normal de um deficiente. Este método tem a capacidade de identificar melhores sinais de fragilidade óssea na sua íntima estrutura, destacando-se ainda por atuar de forma não invasiva.

Após a análise dos resultados do processamento de imagens em que foram utilizados filtros de Gauss em cinco diferentes raios, percebeu-se que o filtro 30 acusou os melhores percentuais em relação aos pontos pretos e aos pontos terminais, oferecendo melhor realce das estruturas. Isto significou que o número de pontos pretos, os quais representavam a quantidade de trabéculas ósseas, foi considerado alto, demonstrando a existência de uma boa quantidade óssea. O percentual de pontos terminais ou extremidades livres, obteve valores percentuais baixos, o que significou pouca desconectividade, ou seja, um bom entrelaçamento entre as trabéculas ósseas (fig.35).

Porém algumas imagens radiográficas esqueletizadas apresentaram estruturas ósseas com mais porcentagens de pontos terminais e menor porcentagem de pontos pretos, os quais possibilitaram uma visualização detalhada de uma microdanificação, ou seja, os locais dos microdanos que são as microfraturas dentro da arquitetura óssea trabecular (fig.36). Também foram observadas imagens com fragilidade óssea nas esqueletizações com elevada porcentagem de pontos pretos e de pontos terminais, ou seja, acentuado trabeculado ósseo, porém altamente quebradiço (fig.37) e com porcentagem de baixos pontos pretos e baixos pontos terminais, apresentando pouco trabeculado ósseo, porém não tão quebradiço (fig.38).

Os resultados esperados foram alcançados quanto ao processamento e quanto à quantificação das imagens radiográficas. Isso ocorreu porque a visualização da rede de trabéculas ficou proeminente e propiciou maior facilidade para se distinguirem as condições que se apresentavam na amostra, entre um trabeculado ósseo com qualidade e outro que apresentava fragilidade pelo número e porcentagens de pontos pretos e pontos terminais.

Também foi constatado uma forte associação ao se relacionarem os percentuais de pontos pretos e de pontos terminais com o resultado do questionário aplicado aos examinadores radiologistas. Tal relação se estabeleceu quando utilizado o filtro de Gauss 30, sendo altamente significativo ($p < 0.001$). Porém com os filtros de Gauss 35, 40, 45 e 50, observou-se a diminuição dessa significância. A queda do nível de significância acusou proporção direta com o comprimento dos raios dos filtros, que atuaram como responsáveis pelo embaçamento ou pelo realce das estruturas e dos pontos terminais.

Quanto à definição do padrão-ouro, os resultados não foram alcançados, porque houve pouca concordância entre os examinadores. Pôde-se perceber que, mesmo sendo a amostra pequena para definir o padrão-ouro, a concordância deveria atingir um percentual maior.

Contudo, decidiu-se manter a continuação do trabalho, porque a metodologia utilizada para quantificação das imagens demonstrou-se uma excelente ferramenta capaz de auxiliar no diagnóstico radiográfico. Por esta razão, optou-se por utilizar somente 49 imagens, que representou 70% de concordância, para diminuir a porcentagem de erro.

Mesmo com uma baixa concordância, buscou-se testar o desempenho das probabilidades de diagnóstico para a definição do ponto de corte, construindo-se a curva ROC. Uma curva ROC perfeita corresponde a uma linha horizontal no topo do gráfico (0% de especificidade e 100% de sensibilidade), o qual percorre até o ponto de 100% de especificidade e depois desce em direção ao eixo horizontal (100% de especificidade e 0% de sensibilidade). Curvas abaixo desse nível indicam métodos menos perfeitos, mas qualquer curva situada acima da reta diagonal que atravesse o gráfico entre os pontos (0,0) e (100,100) pode ser considerada boa; por corresponder aos testes em que há igualdade entre sensibilidade e especificidade (SABBATINI, 1995).

Desta forma, o melhor resultado para aplicação do algoritmo foi com filtro de Gauss 30 (gráfico 1). Entretanto esse filtro mostrou que, mesmo tendo um poder de discriminação (área) melhor que outros filtros, ainda apresentou valores abaixo do esperado. Isso fica evidente quando, ao se compararem as áreas dos cinco gráficos, a que concentra a maior parte da curva acima da diagonal é a do filtro 30. Além disso, apresentou uma ótima especificidade, ou seja, a capacidade de o método de decisão apontar ausência da condição para aqueles casos que realmente não acusavam fragilidade óssea foi de 94,3%. Porém a sensibilidade apresentou-se baixa, significando que a probabilidade de indivíduos realmente com fragilidade óssea serem detectados pelo método foi somente de 42%.

Os filtros 35, 40 e 50 apresentaram uma área semelhante ao do filtro 30, e valores de sensibilidade iguais (57,1%) para os filtros 35 e 40 e mais baixo para o filtro 50 (42,9%). Porém, o valor de especificidade (82,9%) para o filtro 50 foi melhor que para o filtro 40 (77,1%) e para o filtro 35 (68,6%). Quanto ao filtro 45, pôde-se observar uma área abaixo da curva de somente 0,592 e uma sensibilidade muito baixa 28,6%, contudo a especificidade deste filtro foi de 100%. Desta forma, mesmo que a especificidade seja 100%, a medida da capacidade do método de decisão de se prever a fragilidade óssea para aqueles casos que realmente apresentam foi somente 28,6%.

A quantificação das imagens confirmou a hipótese de que este recurso por meio da esqueletização pode auxiliar o radiologista na interpretação radiográfica da qualidade óssea. Isso porque as análises e as discussões realizadas fundamentaram a metodologia empregada neste trabalho, mesmo quando houve uma falta de concordância entre os examinadores, que

alteraram o padrão-ouro da pesquisa. Desta forma, tais fatos demonstraram a necessidade da seqüência neste trabalho para obtenção de resultados mais confiáveis e reais.

CAPÍTULO 6

6.1. CONCLUSÕES

Os métodos de interpretação radiográfica convencional, principalmente da arquitetura óssea, estabelecida há mais de cem anos, são limitados não pela experiência e pela acuidade do examinador, mas pela ausência de dados quantificados e confiáveis que permitam tais análises. Com o surgimento das tecnologias que viabilizaram a digitalização e tratamento das imagens radiográficas, pôde-se quantificar e eleger critérios objetivos desconhecidos até então.

A esqueletização mediante tratamento de imagens captadas possibilitou a visualização do trabeculado de forma filtrada e sem ruídos, o que favoreceu o processo de quantificação dos pontos pretos e dos pontos terminais com o uso do software MATLAB, apresentando de forma eficiente o percentual de cada variável. Para identificar o melhor filtro de Gauss nesta experiência, testaram-se filtros de diferentes raios: 30, 35, 40, 45, 50. De posse desses dados, percebeu-se que o filtro de Gauss 30 apresentou resultados de nível superior, se comparado aos outros experimentados. Esses dados serviram de base para se avaliarem as condições de conectividade e de desconectividade das trabéculas ósseas da área de interesse.

As observações virtuais das imagens binárias esqueletizadas forneceram imagens de realce das estruturas ósseas trabeculares, exibindo uma visão ampliada dos detalhes anatômicos. Os resultados indicaram que esse recurso computacional apresenta um bom desempenho e pode ser útil para quantificação da análise da estrutura do esqueleto, identificando pequenas mudanças que dificilmente poderiam ser detectadas pela percepção visual humana.

Constatou-se que o filtro de Gauss 30 foi mais eficiente para se predizer uma condição de qualidade ou de fragilidade óssea na amostra analisada. Mediante utilização desse filtro, obtiveram-se 49 imagens que registraram elevado grau de especificidade (94,3%), significando que a proporção de diagnósticos negativos verdadeiros, ou seja, a medida da capacidade do método de decisão de apontar ausência da condição para aqueles casos que realmente não exibem fragilidade óssea.

Comprovou-se que o recurso tecnológico em estudo permite uma avaliação detalhada de forma não invasiva, com baixo custo e maior índice de confiabilidade em relação às condições

do trabeculado ósseo, podendo servir como exame diagnóstico complementar aos cirurgiões-dentistas. Isso porque os resultados demonstraram que somente uma interpretação radiográfica visual subjetiva não pode estabelecer uma real condição da arquitetura óssea trabecular. Assim, recursos de tratamento e de quantificação de imagens, como o apresentado neste trabalho, podem contribuir como ferramentas que ampliam a capacidade do radiologista para que identifique sinais precoces de fragilidade óssea ao avaliar radiografias convencionais. Além disso, em razão da gama de doenças osteometabólicas que incidem nas estruturas ósseas do complexo maxilofacial, principalmente a osteoporose, que é um problema de saúde pública mundial, este método pode ser eficaz para atender aos casos que envolvam tais necessidades.

De acordo com o estudo das observações e das avaliações efetuadas, pode-se concluir que:

1) a parte da experiência relacionada com a utilização das imagens radiográficas por meio da esquelização em radiografias panorâmicas foi eficaz, porque ampliou o raio da percepção visual da arquitetura óssea trabecular e observou-se melhor como estão dispostas a trama das trabéculas, os espaços medulares, como os microdanos, ou seja, as microfraturas;

2) apesar da concordância entre os examinadores que não atingiram níveis acima dos 80%, registrou-se alta significância entre os dados percentuais de pontos pretos e de pontos terminais com as probabilidades de diagnóstico quanto à existência ou não de fragilidade óssea.

3) a maior confirmar que a fragilidade óssea realmente apresentou características de perda das lamelas da arquitetura óssea trabecular e seus espaços medulares bastante amplos.

6.2. TRABALHOS FUTUROS

- Definir melhor o padrão-ouro para radiografias panorâmicas, obtendo assim uma porcentagem melhor de concordâncias de probabilidades de diagnóstico da existência ou não de fragilidade óssea em avaliação obtida por examinadores.
- Criação de um software para se definirem parâmetros de quantificação do processo de esquelização de imagens radiográficas em radiografias panorâmicas.
- Validação deste recurso digital, com examinadores de alta capacidade e hierarquia profissional.

APÊNDICE 1

QUESTIONÁRIO DE PESQUISA ENTRE OS CIRURGIÕES – DENTISTAS

Questionário de pesquisa	
Data: / / 2005	
Ano que concluiu a graduação:	Ano que concluiu a especialização em radiologia:
Há quanto tempo atua na área de Radiologia Odontológica?	
Quais os critérios que você utiliza para verificar visualmente a qualidade do trabeculado ósseo no exame radiográfico?	
1 - () espessura das trabéculas ósseas 2 - () forma das trabéculas ósseas 3 - () espaços medulares 4 - () disposição das trabéculas ósseas	5 - () conectividade e desconectividade das trabéculas ósseas. Ou seja, o não rompimento entre a trama trabecular. 6 - () densidade do osso trabecular 7 - () arquitetura óssea trabecular 8 - () outros critérios. Quais? _____

Observar a Região de Interesse (RI) no ramo da mandíbula, nos lados direito e esquerdo. Com base na SUA interpretação radiográfica visual da Região de Interesse (RI), responda:

- 1) Existe fragilidade nas trabéculas ósseas? SIM ou NÃO.
- 2) Qual o fator mais relevante, entre os citados acima, que você utilizou para justificar a sua resposta?

Radiografia Panorâmica 01	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
Nº:	Nº:

Radiografia Panorâmica 02	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
Nº:	Nº:

Radiografia Panorâmica 03	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
Nº:	Nº:

Radiografia Panorâmica 04	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
Nº:	Nº:

Radiografia Panorâmica 05	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 06	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 07	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 08	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 09	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 10	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 11	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 12	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 13	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 14	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 15	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 16	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 17	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 18	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 19	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 20	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 21	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 22	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 23	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 24	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 25	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 26	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 27	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 28	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 29	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 30	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 31	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 32	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 33	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 34	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 35	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 36	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 37	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 38	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 39	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 40	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 41	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 42	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 43	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 44	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 45	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 46	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 47	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 48	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 49	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

Radiografia Panorâmica 50	
Lado direito	Lado esquerdo
() SIM	() SIM
() NÃO	() NÃO
N°:	N°:

APÊNDICE 2

TERMO DE ESCLARECIMENTO

Você está sendo convidado a participar do estudo *Avaliação da arquitetura óssea trabecular por meio de processamento de imagem digital em radiografias panorâmicas.* Os avanços nas ciências ocorrem através de estudos como este, por isso a sua participação é importante. O objetivo deste estudo *é comparar a análise subjetiva visual da arquitetura óssea trabecular em radiografias panorâmicas com o processamento de imagens digitais, para verificar a qualidade óssea. Caso você participe, será necessário responder um questionário, referente a 50 panorâmicas pré selecionadas, as quais possuem uma demarcação sobre os locais a serem analisados visualmente.*

Você poderá ter as informações necessárias para o entendimento da proposta e poderá não participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro, mas terá a garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. Seu nome não aparecerá em qualquer momento do estudo, pois você não será identificado.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE, APÓS ESCLARECIMENTO.

Eu, _____ li e/ou ouvi o esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual a sua finalidade. A explicação que recebi esclarece os benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão e que isso não afetará o estudo. Sei que meu nome não será divulgado, que não terei despesas e não receberei dinheiro por participar do estudo. Eu concordo em participar do estudo.

Curitiba/...../2005

Assinatura do voluntário

Documento de identidade

Assinatura do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador orientador

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALVARES, L. C., TAVANO, O. **Curso de Radiologia em Odontologia**. São Paulo: Santos. 2ª ed.,1998.
- BARON, R. Anatomy and Ultrastructure of bone. In: Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism. 2º ed., **Lippincott - Raven**, Philadelphia, p. 3-9, 1993.
- BRAGA, C.A. Curvas ROC: Passado, presente e futuro. Wednesday, April, 2005. Disponível em: <http://www.unifesp.br/dmed/cardio/ch/utiliza.htm>. Acessado em 25/10/2005.
- BODIC, F., HAMEL, L., LEROUXEL, E., BASLE, F.M., CHAPPARD, D. Bone loss and teeth. **Joint Bone Spine**, March, 2004.
- BOUXSEIN, L. M., Bone quality: where do we go from here? **Osteoporosis Int**, n.14, suppl., part V, p. 118- 127, aug, 2003.
- CARBONARE, D. L., VALETI, T. M., BERTOLDO, F., ZANTTA, M., ZENARI, S.,REALDI, G. CASCIO, L.V., GIANNINI, S. Bone microarchitecture evaluated by histomorphometry. **Micron**, v. 19, p. 1-8, 2005.
- CENTRO BRASILEIRO DE ESTUDOS FÍSICOS.Curso Introdutório de MATLAB. 2002. Disponível em: http://mesonpi.cat.cbpf.br/e2002/cursos/NotasAula/Tutorial_matlab.pdf. Acessado em 17/03/2005.
- CENTENO, T. M. Processamento de Imagens. Disponível em: <http://www.cpgei.cefetpr.br/~mezzadri/PDI/PDITec.html>. Acessado em 02/07/2005.
- CHOËL, L., DUBOEUF, F., BOURGEOIS, D., BRIGUET, A., LISSAC, M. Trabecular alveolar bone in the human mandible: A dual energy X-ray absorptiometry study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v. 95, n. 3, march, 2003.
- CLAYTON, D., PLUMMER, M.,CARSTENSEN, B., MYATT , M. Epi: A package for statistical analysis in epidemiology. R package version 0.4., 2005. Disponível em <http://www.pubhealth.ku.dk/~bxc/Epi/>. Acessado em 12/10/2005
- CONSENSO BRASILEIRO DE OSTEOPOROSE 2002. Sociedade Brasileira de reumatologia; Federação Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia; Sociedade Brasileira do Climatério; Sociedade Brasileira de Osteoporose Sociedade Brasileira de Endocrinologia e Metabologia; Sociedade de Ortopedia e Traumatologia; Sociedade Brasileira de Densitometria Clínica; Sociedade Brasileira de Geriatria; Sociedade Brasileira do Estudo do Metabolismo ósseo e Mineral, sem paginação, 2002.

- COMPSTON, E. J. Resistência óssea: O que podemos aprender a partir dos modelos de doença? **American Society for Bone and Mineral Research**, suppl., part II, p. 2-5, out, 2004.
- CORTET, B, DUBOIS, P, BOUTRY, N., COTTEN, A., MARCHANDISE, X. Image analysis of the distal radius trabecular network using computed tomography. **Osteoporosis Int.**, v. 9, n. 5, p. 409-419, 1999.
- DEVLIN, H., HORNER, K. Mandibular radiomorphometric Indices in the Diagnosis of reduce skeletal bone mineral density. **Osteoporosis Int**, n.13, p.373-378, 2002.
- DONOWSKI, J. Qualidade óssea. Boletim da SOBEMOM, Rio de Janeiro, ano III, n. 7, jan-abr, 2005.
- DUTRA, V., YANG, J., DEVLIN, H., SUSIN. C. Radiomorphometric indices and their relation to gender, age, and dental status. **Oral Surg Oral Med pathol Oral Radiol Endod**, v. 99, n. 4, p. 479-484, april, 2005.
- EBERLY, D. Skeletonization of 2D Binary Images. Magic Software, Inc. 2001. Disponível em: <http://www.magic-software.com>. Acessado em 13/09/2005.
- ESTUDO COMPORTAMENTAL DO ALGORITMO DE CONTORNO ATIVO BASEADO EM GRADIENT VECTOR FLOW. Disponível em: <http://www.cin.ufpe.br/~jbapf/17> >. Acessado em: 17/06/ 2005.
- ERHORN, T. A. Bone metabolism and metabolic bone disease. In: Frymoyer F. W. Orthopedic Knowledge Update Study Syllabus. **Am Acad Orthop Surg**. p. 69-88, 1994.
- FACON, J. Algoritmo de afinamento de Zhang-Suen. Disponível em:<www.ppgia.pucpr.br/~facon/Afinamento/AfinamentoZhangSuen.pdf> Acessado em 05/07/ 2005.
- FABER, D. T., YOON, C. D., SERVICE, K. S., WHITE, C. S. Fourier and wavelet analyses of dental radiographs detect trabecular changes in osteoporosis. **Bone**, v. 35, p. 403-411, 2004.
- FARMAN, G. A., FARMAN, T. T. A status reports on digital imaging for dentistry. **Oral Radiol**, v. 20, p. 09-14, 2004.
- FRIEDLANDER, A. H. A. Fisiologia, o tratamento médico e as implicações bucais da menopausa. **JADA**, n. 5, p. 44-52, 2002.
- GOMBERG, B. R., PUNAM, K. S., HEE, K. S., SCOTT, N. H., FELIX, W. W. Topological Analysis of Trabecular Bone MR Images. **Transactions on Medical Imaging**. v. 19, n. 3, p. 166-173. march, 2000.

- GONZALEZ, R. C., WOODS, R. E. **Processamento de Imagens Digitais**. Ed. Edgard Blücher Ltda, São Paulo, 1992.
- GUGISCH, K. B. B. **Avaliação do conteúdo mineral ósseo bucal**. Curitiba, 2002.104 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica do Paraná.
- GUGISCH, K. B. B., SCHELIN, H. R., KLEIN, C. G., PASCHUK, S. A., BENITES Jr., J. S., TOLAZZI, A. L. Assessment of Bucal Bone Mineral Content Int. 14° INTERNACIONAL CONGRESS OF DENTOMAXILLOFACIAL RADIOLOGY, 2003, Florianópolis Dento Maxilo Facial Radiology, Malmö, **Sweden Nature Publishing**, 2003, v. 32, n. 4, p. 258-281.
- IMAGE J – Image Processing e Analysis in Java. Tutorial. Disponível em: <http://rsb.info.nih.gov/ij/> Acessado em: 18/03/ 2005.
- JONASSON, G., BANKVALL, G., KILIARIDIS, S. Estimation of skeletal bone mineral density by means of the trabecular pattern of the alveolar bone, its interdental thickness, and bone mass of mandible. **Oral Surg Oral Med pathol Oral Radiol Endod**, n. 92, p. 346-352, sept, 2001.
- KANIS, J., BORGSTROM, F., ZETHRAEUS, N., JOHNELL, O., ODEN, A., JONSSON. B. Intervention threshold for osteoporosis in the UK. **Bone**, v. 36, p. 22-32, 2005.
- KENSUKE, A. , KUMASAKA, S., SAKURAI, T. Evaluating two - dimensional skeletal structure parameters using radiological bone morphometric analysis. **Oral Radiol**, v. 21, p. 30-37, 2005.
- KINNEY, H. J., STÖLKEN, S. J., SMITH, S. T., RYABY, T. J., LANE, E. N. Orientation distribution function for trabecular bone. **Bone**, v. 36, p. 193-201, 2005.
- KIYOHARA, S. SAKURAI, T., KASHIMA, I. Early detection of radiation- induced structural changes in rat trabecular bone. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 32, n. 1, p. 08-30, jan, 2003.
- KLEIN, C. G., GUGISCH, K. B. B., SCHELIN, H. R., PASCHUK, S. A., BENITES Jr., J. S. Osteoporose: Como se avaliar na odontologia. **IFMBE Proceeding**, v. 5, n. 1, p.757-760, João Pessoa, 2004.
- KLEMETTI, E., VAINIO, P., LASSILA, V., ALHAVA, E. Cortical bone mineral density in the mandible and osteoporosis status in posmenopausal women. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v. 101, n. 4, p. 219–233, aug, 1993.

- LEE, D. B., WHITE, C. S. Age and trabecular features of alveolar bone associate with osteoporosis. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, march, 2005.
- LÉPORI, R. L. **Atlas de Osteoporose**. São Paulo, Santos: Ed. Soriak Comércio e Promoções S.A, março, 2004.
- LIMA, I. R. P. S. Aplicações de processamento de sinal e imagem. Disponível em: www.mailx.fe.up.pt/~ee94010/apsi/estudo1/estudo1.htm. Acessado em: 17/06/2005.
- MACKIE, J. E. Osteoblast: novel roles in orchestration of skeletal architecture. **The International Journal of Biochemistry & Cell Biology**, v. 35, p. 1301-1305, 2003.
- MARQUES, F.J., COIMBRA, V. A., BARROS, O .F.L., CASTRO, L.M. **Atlas de Osteoporose**, fac.1, p. 61-61, 1995.
- MOHAMMAD, A .R. ALDER, M.; McNALLY, M. A. A pilot study of panoramic film density at selected sites in the mandible to predict osteoporosis. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 9, n. 3, p.290-294, may-jun, 1996.
- NORTON, R. M., GAMBLE, C. Bone classification: on objective scale of bone density using the computerized tomography scan. **Clin Oral Imp Res**, v. 12, p. 79-84, 2001.
- OKA, K., KUMASAKA, S., KASHIMA, I. Assessment of bone feature parameters from trabecular lumbar skeletal patterns using mathematical morphology image processing. **J Bone Miner Metab**, v. 20, p. 208-201, 2002.
- OLIVEIRA, A. L. R. **Avaliação do conteúdo mineral ósseo bucal**. Curitiba, 2005. 67 p. Monografia (Graduação em Tecnólogo) – Universidade tecnológica federal do Paraná.
- OLIVEIRA, A. L. R., KLEIN, C.G., SCHELIN, H.R., PASCHUK, S. A., PASCHUK, A. Ferramenta digital para diagnóstico da osteoporose através da esqueletização de imagens. In: VIII-CONGRESSO INTERNACIONAL DE ODONTOLOGIA DO PARANÁ, VIII CIOPAR, 2005, Curitiba. **Anais...** Curitiba: ABO-PR - Associação Brasileira de Odontologia do Paraná, 2005.
- PROHASKA, S., HEGE, H.C., GIEHL, M., GOWIN, W. Visual analysis of trabecular bone structure. **J Gravit Physiol.**, v. 9, n. 1, p. 171-172, jul, 2002.
- PARFITT, A. M. Bone remodeling. In: RIGGS, B.L. e MELTON, L. J. 3^a ed., **Osteoporosis**, New York: Raven, 1988.
- PINHEIRO, M. M, SZEJNFELD, V. Síndrome da fragilidade. Sinopse de Reumatologia, n. 4, out, 2004.
- RESNICK, D. Osteoporosis. In: RESNICK, D. 3^a ed., **Diagnosis of bone and joint disorders**, Saunders Company, Philadelphia, v. 4, cap. 51, p. 1783-1853, 1995.

- ROLDÁN, E. J. A., GURFINKEL, E., PÉREZ, L. A. Método de exploración del maxilar Superior e lá mandíbula del adulto com pQCT. **Claves Odontol**, p. 3- 6, mar-abr,1998a.
- ROLDÁN, E. J. A., GURFINKEL, E., PÉREZ, L. A. Nuevo aporte científico para Implantología oral. Determinacion del contenido mineral volumétrico en los huesos Maxilares. Indicciones y usos practicos. **Odonto Dinâmica**, p. 2-8, 1998b.
- ROSA, E. J., TAVARES, D. Princípios de interpretação radiográfica. In: Freitas, A., Rosa, E. J., Souza, F. I. 5ª ed., **Radiologia Odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, cap. 7, p. 323-365, 2000.
- RUSS, J. C. **The Image Processing Handbook**. 2ª ed., Editora, CRC Press, EUA, 1994.
- SABBATINI, E. M. R. Um programa para calculo da acurácia, especificidade e sensibilidade de testes médicos. **Rev. Informédica**, v. 12, n. 2, p. 19-21, 1995.
- SEEMAN, E. Bone quality. **Osteoporosis Int**, n. 14, suppl., part V, p. 5-7, aug, 2003.
- SEEMAN, E. Pathogenesis of bone fragility in women and men. **The Lancet**, v.359, p. 1841-1850, may, 2002.
- SOUZA, F. I. Aspectos radiográficos das lesões ósseas maxilomandibulares. In: Freitas, A., Rosa, E. J., Souza, F. I. 5ª ed., **Radiologia Odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, cap. 8, p. 463-505, 2000.
- SZEJNFELD, V. P. Composição e organização do osso. In: Szejnfeld, V. P. 1ºed., **Osteoporse diagnóstico e tratamento**. São Paulo: Sarvier, cap.1-2. p. 3-19 2000
- TANAKA, T., SAKURAI, T. KASHIMA, I. Structuring of parameters for assessing vertebral bone strength by star volume analysis using a filter morphology. **J Bone Miner Metab**, v. 19, 150-58, 2001.
- TAGUCHI, A., OHTSUKA, M., SUEI, Y., TANIMOTO, K., OTANI, K., OHTAKI, M. Usefulness of panoramic radiography in the diagnosis of postmenopausal osteoporosis women. Width and morphology of inferior cortex of mandible. **Dentomaxillofac Radiol**, Stoneham, v. 25, n. 5, p.263–267, nov, 1996.
- TAGUCHI, A., TANIMOTO, K., AKAGAWA, Y., SUEI, Y., WADA, T.,ROHLIN, M. Trabecular bone pattern of the mandible. Comparison of panoramic radiography with computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol**, Stoneham, v. 26, n. 2, p. 85-89, mar,1997.
- TAGUCHI, A., SANADA, M., SUEI, Y., OHTSUKA, M., NAKAMOTO, T., LEE, K., TSUDA,M., OHAMA, K., TANIMOMOTO, K., BOLLEN, M.A. Effect of estrogen use on tooth retention, oral bone height, and oral bone porosity in Japanese postmenopausal

- women. **Menopause: The Journal of North American Menopause Society**, v. 11, n. 5, p. 556-265, 2004.
- TOLAZZI, A. L. **Osteoporose relacionada com a odontologia**. Dissertação de Mestrado em Diagnóstico Bucal, Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, 166 p., 2001.
- TORRES, J. M. Encontro de Especialistas Ibero-americanos: Recomendações para o manejo da osteoporose. **Journal of Clinical Rheumatology**, p.20-26, março, 2001.
- R. DEVELOPMENT CORE Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria., 2005, ISBN 3-900051-07-0, URL <http://www.R-project.org>. Acessado em 18/03/2005.
- YOUNG, R. W. J. Metabolic and endocrine disorders affecting bone. In: Sutton, D. 5^a ed., **Textbook of Radiology and Medical Imaging**. London: Churchill Livingstone, cap.8, v. 1, p. 219-240, 1993.
- WAKABAYASHI, S., TAKASHI, S., KASHIMA, I. Relationship between bone strength and bone quality: three- dimensional imaging analysis in ovariectomized mice. **Oral Radiol**, v. 20, p. 32-36, 2004.
- WHITE, C.S., COHEN, M. J., MOURSHED, A. F. Digital analysis of trabecular pattern in jaws of patients with sickle cell anemia. **Dentomaxillofacial Radiology**, n. 19, p. 119-124, 2000.
- WHITE, C.S. Oral radiographic predictors of osteoporosis. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 31, n. 2, p. 84-92, 2002.
- WORWEN, V. N. General and oral aspects of osteoporosis: a review. **Clin Oral Invest**, n. 5, p. 71-82, 2001.