



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DE ARARAQUARA



Roberta Grasselli Batitucci

**Influência dos simuladores de tecidos moles na densidade
óssea e dentária por meio de duas análises radiográficas:
subtração digital e intensidade de pixel**

Araraquara

2011

UNESP - UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

ROBERTA GRASSELLI BATITUCCI

Influência dos simuladores de tecidos moles na densidade óssea e dentária por meio de duas análises radiográficas: subtração digital e intensidade de pixel

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração Periodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Gulnara Scaf

Araraquara

2011

ROBERTA GRASSELLI BATITUCCI

Influência dos simuladores de tecidos moles na densidade óssea e dentária por meio de duas análises radiográficas: subtração digital e intensidade de pixel

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Gulnara Scaf

2º Examinador: Profa. Dra. Ivy Kiemle Trindade Suedam

3º Examinador: Prof. Dr. Plauto Christopher Aranha Watanabe

4º Examinador: Profa. Dra. Andrea Gonçalves

5º Examinador: Prof. Dr. Joni Augusto Cirelli

Araraquara, 02 de dezembro de 2011

DADOS CURRICULARES

ROBERTA GRASSELLI BATITUCCI

Nascimento: 17/02/1982 – Vitória - ES

Filiação: Eduardo Batitucci

Maria Hermenegilda Grasselli Batitucci

2000/2003 **Graduação em Odontologia**

Universidade Federal de Alfenas – Unifal-MG

2005/2006 **Especialização em Periodontia**

EAP/APCD Araraquara – São Paulo

2006/2008 **Pós-Graduação em Odontologia – Nível Mestrado**

Área de Concentração Periodontia

Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAR-UNESP

2008/2010 **Especialização em Implantodontia**

Faepo/UNESP Araraquara

2008/2011 **Pós-Graduação em Odontologia – Nível Doutorado**

Área de Concentração Periodontia

Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAR-UNESP

Dedicatória

*Dedico esse trabalho primeiramente as minhas avós
Alzira Bragatto Grasselli(in memorian) e Iris Fresz Batitucci(in
memorian), que nos deixaram no decorrer dessa caminhada.
Que minha ausência durante a realização desse trabalho possa
ser compreendida.*

*A minha Família, Eduardo, Gilda, Marcela, Fernanda,
Victor, João Gabriel e Herman, por serem a razão da minha
vida.*

AGRADECIMENTO ESPECIAL

**Primeiramente a Deus, pela presença constante em
minha vida e por me permitir concluir esse trabalho. A Nossa
Senhora da Penha por ser meu amparo e fortaleza.**

**À Professora Dra. Gulnara Scaf por toda a
paciência que teve comigo nesse processo de
aprendizado e principalmente pela amizade e carinho
com que sempre me tratou. Muito Obrigada!**

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP**, na pessoa do Diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla, pela oportunidade de crescimento profissional.

Aos professores da Disciplina de Periodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara: **Prof.^a Dr.^a Silvana, Prof. Dr. Joni, Prof.^a Dr.^a Adriana, Prof. Dr. Elcio Jr, Prof. Dr. Carlos, Prof. Dr. Egbert, Prof. Dr. José Eduardo e Prof. Dr. Ricardo**, pela disponibilidade e simplicidade para transmitir conhecimentos. Vocês foram essenciais para meu aprendizado. Especialmente a **Prof.^a Adriana e Prof. Elcio Jr.**, por serem um exemplo para minha vida.

Ao coordenador do Curso de Pós-Graduação em Periodontia, **Prof. Dr. Carlos Rossa Jr.** pela dedicação ao cargo.

Aos **professores do Curso de Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela atenção dedicada e oportunidade de aprendizado.

Ao **Dr. Celso Eduardo Sakakura** pelo conhecimento transmitido quanto à metodologia de subtração.

Ao **Prof. Dr. Guilherme Monteiro Tosoni** por todo apoio na realização deste trabalho.

A todos os funcionários do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, em especial à **Regina Lúcia, Maria José, Claudia, D. Maria e Ester**, pelo carinho a mim dispensado.

Aos Funcionários da Radiologia por todo o carinho e convivência agradável.

Aos **funcionários da Seção de Pós-Graduação** em especial à **Mara e José Alexandre**, pela delicadeza e atenção.

Aos **funcionários da Biblioteca** da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, em especial à Ceres, pela atenção e disponibilidade em nos auxiliar.

Aos meus colegas de turma: **Ana Lúcia (Naná), Sabrina, Marina, Yeon, Rubens, Wagner, Ricardo Andres, Rodrigo, Shelon e Humberto** pela amizade, pelas experiências compartilhadas, pela cumplicidade e pelos bons momentos de convivência durante todo o curso. Em especial ao **Rubens** pela inestimável ajuda na análise estatística.

A todos os **amigos do Curso de Pós-Graduação** pela convivência agradável.

Ao colega de pós-graduação **Rafael Scaf Molon** pela ajuda na realização do experimento.

À **CAPES**, pelo apoio financeiro através da Bolsa de Estudos.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

A toda minha **Família** e **Amigos** que, mesmo distantes, sempre torceram por mim.

A minha segunda família, **Kiko, Silvia, Luisa e Bia**, pelo carinho e amizade que vocês me dedicaram.

Aos **Amigos** conquistados em Araraquara, **Du e Dani, Elias e Aninha, César e Ioneide**. Agradeço os momentos de descontração que fizeram dessa etapa muito mais leve de ser cumprida.

Agradeço todas as dificuldades que enfrentei; não fosse por elas, eu não teria saído do lugar.

Chico Xavier

Sumário

Resumo	11
Abstract	13
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	18
2.1 <i>Subtração Radiográfica Digital</i>	18
2.2 <i>Simuladores de Tecido Mole</i>	34
3 PROPOSIÇÃO	38
4 MATERIAL E MÉTODO	39
4.1 <i>Material</i>	39
4.2 <i>Análise Radiográfica</i>	42
4.3 <i>Planejamento Estatístico</i>	47
5 RESULTADO	48
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÃO	78
8 REFERÊNCIAS	79
9 ANEXO	91

Batitucci RG. Influência dos simuladores de tecidos moles na densidade óssea e dentária por meio de duas análises radiográficas: subtração digital e intensidade de pixel [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP;2011.

Resumo

Esse estudo teve como objetivo avaliar a influência dos simuladores de tecidos moles na imagem radiográfica digital, da região óssea e dental, pela subtração radiográfica e análise da intensidade de pixel. 30 mandíbulas humanas com 2 dentes posteriores foram selecionadas. Um dispositivo para o posicionamento do cilindro de raios X, mandíbula e sensor CCD eHD Visualix Gendex foi confeccionado. As mandíbulas foram posicionadas no dispositivo e 5 materiais simuladores de tecido mole (Acrílico, Cera, Água, Madeira e Tecido bovino) nas espessuras de 10mm, 15mm e 20mm foram posicionados anteriormente a mandíbula, em seqüência para a realização das tomadas radiográficas com 65 kV, 7mA, distância foco-sensor de 30 cm, e 0,08s. As imagens foram exportadas em 8 e 16 bits para análise. A subtração foi realizada com o programa X-Poseit usando a imagem sem material como referência da imagem com o material, em duas regiões, osso e estrutura dental. A área de ganho de densidade óssea e dental foi avaliada quanto à influência dos materiais e espessuras. A análise por intensidade de pixel foi realizada tanto no osso quanto na estrutura dental, numa área de 100x100pixels, com o programa ImageJ. Foi adotado o nível de significância de 0,05. Os resultados da subtração radiográfica digital e intensidade de pixel mostraram que tanto os simuladores testados influenciaram o ganho de densidade na região do

osso. Entretanto, não foi encontrada diferenças entre os materiais e espessuras testados. Na região dental, tanto a análise por subtração quanto a por intensidade de pixel mostraram que os simuladores de tecido mole não influenciaram a densidade dessas regiões. A avaliação da profundidade de bit mostrou que não houve diferença entre os resultados. Podemos concluir que os simuladores de tecido mole influenciaram na densidade óssea e dental.

Palavras chave: técnica de subtração; radiografia dentária digital; densidade óssea

Batitucci RG. Influence of soft tissue materials in bone and tooth density through two radiographic analyses: digital subtraction and pixel intensity [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP;2011.

Abstract

This study aimed to evaluate the effect of soft tissue simulators in digital radiographic image, of tooth and bone, by digital subtraction radiography and pixel intensity analysis. 30 human mandibles with two posterior teeth were selected. A device for positioning the cylinder X-ray, jaw and EHD Visualix Gendex CCD sensor was manufactured. The jaws were positioned on the device and 5 soft tissue simulators materials (acrylic, wax, water, wood, and bovine tissue) in thicknesses of 10mm, 15mm and 20mm, were positioned in front of the jaw line, in sequence to perform the X-ray exposures at 65 kV, 7mA, plate-focus distance of 30 cm and the exposure time of 0.08 s. The images were exported in 8 and 16 bit for analysis. The subtraction was performed with the X-Poseit image without using the image as a reference material with the material in two regions, bone and tooth structure. The gain area in bone and tooth density was assessed and the difference between material and thickness were evaluated. The pixel intensity analysis was performed both in bone and tooth structure in an area of 100x100pixels with ImageJ. Significance level of 0,05 was adopted. The results of digital subtraction radiography showed that both the material and the thickness tested didn't influence the gain of density in bone. Pixel intensity analysis in bone region didn't show these differences, except for lower density observed in the

image without material comparing with the materials tested. In the dental region, both subtraction and pixel intensity showed that soft tissue simulators influence the density of these regions. However there was no difference between the materials and thicknesses tested. The evaluation of the bit depth, showed no difference between the results. We can conclude that soft tissue materials influence bone and dental density.

Key-words: digital dental radiography; subtraction technique; bone density

1 INTRODUÇÃO

A avaliação da estrutura óssea feita por meio da imagem radiográfica é essencial ao cirurgião dentista, para avaliar qualitativamente e quantitativamente a estrutura óssea. O volume e qualidade do osso adjacente são um dos fatores relacionados à estabilidade inicial do implante, fator fundamental para a osseointegração^{2,52}.

Além de permitir a avaliação da qualidade óssea, previamente à instalação de implantes osseointegráveis, a análise da variação dos tons de cinza, na imagem radiográfica digital, tem sido relatada como um advento para a avaliação da osteoporose^{19,22,83}. Estudos mostraram que a osteoporose, afeta a morfologia do trabeculado ósseo, incluindo o da mandíbula e maxila^{76,83}. Como o exame de absorciometria de feixe duplo DEXA preferencialmente usado para determinação da densidade óssea mineral apresenta alto custo, alternativas como o uso de exames radiográficos periapicais e panorâmicos tem sido estudados, apresentando uma boa correlação com os valores de densidade óssea mineral^{19,22,49,57}.

Na radiologia odontológica é crescente o uso da imagem digital. Dentre os sistemas radiográficos digitais atuais, existem os métodos indiretos e diretos. No método indireto, as radiografias são obtidas a partir de exposição com filmes radiográficos convencionais e posteriormente digitalizados^{9,13}.

O método direto utiliza um sensor radiográfico ou uma placa de fósforo diretamente exposto aos raios X, possibilita um menor tempo de exposição durante a tomada radiográfica, elimina a utilização de filmes radiográficos e processamento químico, esse método permite a análise imediata da imagem radiográfica¹¹.

A metodologia de subtração radiográfica proposta na odontologia por Grondahl et al.^{23,24,25} consiste em uma operação de subtração, na qual as estruturas que não apresentam mudanças entre imagens radiográficas seqüenciais são eliminadas. Desta forma, a interferência das estruturas anatômicas é reduzida aumentando a capacidade de detectar as mudanças ocorridas na imagem radiográfica, melhorando a detecção de lesões periodontais^{23,25}.

De acordo com Corbet et al.¹¹ (2009), as radiografias são componentes importantes para avaliação clínica da perda óssea, porém dentre os exames citados a subtração radiográfica foi considerada pelos autores uma ferramenta de pesquisa sem aceitação na prática clínica. Principalmente por apresentar algumas limitações como a padronização das tomadas radiográficas seqüenciais que é fundamental para a correta realização da técnica.

Entretanto, a subtração radiográfica digital é altamente sensível na detecção de alterações da crista alveolar^{11,12,13,37,69,71}. Diferentes estudos mostraram que essa metodologia permite uma melhor detecção de pequenas alterações no osso alveolar^{12,67,71}, além de ser utilizado para a avaliação da região periapical^{6,44}. A subtração radiográfica digital

também tem sido utilizada para avaliação clínica de lesões cariosas e para a detecção de novas lesões^{9,10,62,80}.

Na formação da imagem radiográfica intrabucal, ocorre a interação dos feixes de raios X com os tecidos moles da região, que se sobrepõe ao osso, ao dente e ao filme ou sensor radiográfico, promovendo a atenuação desses feixes⁶¹. Nos estudos in vitro que avaliam radiograficamente uma estrutura, óssea ou dental, são utilizados simuladores de tecido mole com a finalidade de mimetizar o que ocorre in vivo.

O uso desses simuladores tem ocorrido sem uma padronização quanto à natureza do material ou espessura, alguns estudos utilizaram placas de acrílico, cera, recipientes com água, placas de madeira e outros testaram tecido bovino^{10,38-41,66, 69, 70, 80}. Dois estudos avaliaram a influência dos simuladores de tecido mole na densidade óssea mandibular, mostrando que tanto os diferentes materiais estudados, quanto as diferentes espessuras, influenciaram os valores de densidade óssea^{8,72}.

Persiste na literatura o questionamento quanto à interferência do uso de simuladores de tecido mole na formação da imagem radiográfica, ainda não existem estudos que afirmem essa interferência pela metodologia da subtração radiográfica digital.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 *Subtração Radiográfica Digital*

2.1.1 Conceito e evolução

A subtração radiográfica digital (SRD) é uma técnica que pode ser usada para monitorar a perda ou ganho ósseo alveolar associado à doença periodontal. Nessa técnica duas radiografias idênticas são realizadas em momentos diferentes, e um programa realiza a subtração entre as duas imagens. As variações nos níveis de cinza indicam onde as mudanças ocorreram, mostrando áreas de ganho mais claras do que o fundo cinza uniforme e de perda mais escuras¹⁴.

A técnica de subtração foi inicialmente utilizada na medicina por Ziedses des Plantes⁸⁴ (1968) para exames angiográficos. Um pré-requisito para subtração radiográfica é que as projeções sejam idênticas ou quase idênticas nos diferentes exames. Fato dificilmente alcançado nos exames médicos radiográficos, por isso a técnica de subtração tem sido usada apenas para exames angiográficos, que permitem que a radiografia de referência e as imagens sucessivas sejam realizadas na mesma sessão.

O primeiro estudo que relatou a utilização de subtração radiográfica digital na odontologia foi o estudo de Gröndahl et al.²⁴ (1983), no qual os autores descrevem uma técnica de digitalização de imagens com o uso de uma câmera de vídeo de alta qualidade, com

uma resolução de 525 pares de linha, num sistema analógico de 6 bit (64 níveis de cinza), para um conversor digital acoplado a um computador. As mudanças ocorridas no decorrer de um tratamento ou na evolução de uma doença devem ser detectados em relação às estruturas radiográficas que não apresentaram mudanças, portanto por definição não contém informações de interesse diagnóstico, conseqüentemente podem ser consideradas como interferência ou *noise*. A interferência estrutural mostrou exercer uma influência considerável na possibilidade de detecção de características de interesse diagnóstico na imagem.

A SRD a partir de imagens seqüenciais evidencia mudanças de interesse diagnóstico, sendo particularmente bem indicada para a detecção de alterações periodontais, periapicais e dentais, pois os dentes constituem um referencial para a padronização de exposições radiográficas seqüenciais. O trabalho de Grondahl et al.²³ (1983) avaliou lesões periodontais em mandíbulas humanas maceradas e mostrou uma melhora significativa na detecção visual das alterações observadas pela técnica de SRD. Os resultados mostraram que a SRD levou a um aumento significativo na sensibilidade de diagnóstico.

Num estudo posterior Gröndahl et al.²⁵ (1983), realizaram radiografias padronizadas das áreas de molares e pré-molares de mandíbulas humanas maceradas, antes e após serem realizadas pequenas lesões no osso alveolar. As radiografias foram digitalizadas e interferências aleatórias foram adicionadas para simular imagens obtidas com sistemas com menor dose de radiação. A subtração radiográfica foi

realizada nas imagens com interferência. A sensibilidade de diagnóstico nas imagens subtraídas mesmo naquelas com interferências, foi igual ou superior a obtida com radiografia convencional. Mostrou que a interferência é um fator que dificulta o diagnóstico de pequenas lesões periodontais.

2.1.2 Radiografia convencional x SRD

A precisão de diagnóstico de defeitos ósseos periodontais por SRD foi reduzida quando as imagens radiográficas interpretadas tinham 3 graus de diferença de angulação do feixe de raios X. Nesse estudo Grondahl et al.²⁶ (1984) utilizou mandíbulas humanas cortadas em 3 blocos e montadas separadamente num dispositivo que permitia a rotação relativa vertical e horizontal da parte central do feixe de raios X. Radiografias de referência foram realizadas com o feixe perpendicular ao longo eixo do dente. Foram confeccionados defeitos nas regiões vestibulares do osso marginal adjacente ao dente. Os blocos foram remontados, e novas tomadas radiográficas, com a mesma angulação e com angulações diferentes foram realizadas. Os observadores avaliaram as radiografias convencionais e a SRD com câmera de vídeo de alta qualidade. Demonstraram que quando a SRD foi realizada com imagens com 3 graus de distorção a técnica foi superior do que a técnica radiográfica convencional em condições ideais na detecção de defeitos ósseos periodontais. Dessa forma, parece que a SRD aumenta a possibilidade de detecção de mudanças ósseas no osso marginal, mesmo em condições adversas.

A técnica de SRD e de radiografia convencional foram avaliadas por Kullendorff et al.⁴⁴(1988) quanto ao diagnóstico de lesões periapicais. Nos molares e pré-molares de mandíbulas humanas a região periapical foi radiograficamente examinada, subjetivamente avaliada e medida por absorciometria antes e após a criação de defeitos ósseos. As radiografias convencionais e subtraídas, a partir de imagens radiográficas digitalizadas, foram interpretadas por 10 dentistas. A análise da curva ROC foi utilizada para comparar as duas técnicas. Foi encontrada uma maior precisão de diagnóstico com a técnica de subtração. Para uma lesão com profundidade menor que 2mm de osso cortical, houve uma clara diferença de diagnóstico entre as técnicas, mas em lesões mais profundas a técnica convencional teve bom resultado. A técnica de subtração foi superior para lesões em osso medular. A diferença estatística foi considerada menor em lesões de osso cortical. Portanto, a subtração radiográfica melhora a detecção de lesões periapicais pequenas em osso medular.

Lesões ósseas em osso medular de diferentes tamanhos foram feitas em espécimes de mandíbulas humanas e radiografadas em condições geometricamente reproduzíveis e depois avaliadas por SRD e por radiografia convencional, mostrando que a SRD levou a uma precisão de diagnóstico significativamente maior⁴².

O estudo de Nicopoulou-Karayianni et al.⁵⁸(1991) comparou as propriedades de diagnóstico de radiografias analisadas pelo método da SRD e convencional. Lesões artificiais foram criadas em crânios

humanos por fresa em baixa rotação, com tamanhos variando de 0,5 a 1,1mm de diâmetro. Radiografias padronizadas foram realizadas e avaliadas por subtração, mostrando que a sensibilidade do diagnóstico por método da SRD foi o dobro da interpretação radiográfica convencional.

A sensibilidade e especificidade de diagnóstico de lesões periodontais e periapicais por SRD e por imagem radiográfica convencional foi avaliado no estudo in vitro de Dove et al.¹⁶(2000) Lesões periodontais e periapicais foram simuladas com cortes de osso cortical de tamanhos diferentes, posicionados numa mandíbula humana macerada. Imagens radiográficas foram obtidas a partir de diferentes projeções digitalizadas e subtraídas. Quatro clínicos avaliaram as imagens subtraídas, e a sensibilidade e especificidade foi aferida. A média de sensibilidade e especificidade da SRD em detectar lesões ósseas com projeções geométricas variadas foi de 87,9% a 85,23% enquanto que a radiografia convencional foi 47,54% e 97,38%. A diferença na sensibilidade foi estatisticamente significativa. Os resultados indicaram que mesmo quando as radiografias são realizadas com projeções geométricas diferentes, a SRD é capaz de evidenciar a perda ou ganho ósseo nesse modelo in vitro.

Na avaliação de uma lesão cáriosa oclusal, quanto à progressão ou remineralização, a interpretação de duas imagens radiográficas posicionadas lado a lado é difícil. De acordo com o estudo de Ricketts et al.⁶² (2007) o uso da SRD permite um diagnóstico mais preciso e

reproduzível do que a interpretação das imagens radiográficas digitais posicionadas lado a lado.

2.1.3 Padronização da técnica radiográfica e requisitos dos programas

A SRD requer uma proximidade de contraste das imagens a serem subtraídas. O método digital permite a transformação dos níveis de cinza diretamente dos histogramas das imagens radiográficas. A aplicação adequada da metodologia de subtração radiográfica em estudos longitudinais exige que as mudanças não controláveis na geometria das imagens radiográficas, assim como na exposição e processamento do filme, sejam menores do que as mudanças de interesse diagnóstico ocorridas no intervalo de observação⁶⁵.

A reprodução dos fatores geométricos é fundamental para a utilização da técnica de subtração radiográfica²³. Rudolph et al.⁶⁴ (1987) avaliaram a influência de erros de alinhamento e parâmetros de exposição na sensibilidade da SRD para mudanças de densidade óssea, mostrou que a redução das distorções geométricas leva ao aumento da sensibilidade da SRD, e a qualidade da imagem subtraída diminui com o aumento da distorção, levando a um aumento progressivo da interferência estrutural, a degradação da imagem foi evidente com apenas um grau de distorção, logo, todo esforço deve ser feito para conseguir um alinhamento e padronização das exposições radiográficas.

No estudo de Wenzel, Swerin ⁷⁸ (1991), em 17 pacientes, três exames radiográficos idênticos foram realizados na região dos pré-molares e molares inferiores. As radiografias foram convertidas em imagem digitais por filmagem de formas diferentes. Foi avaliado o desvio padrão do histograma para averiguar a distribuição dos níveis de cinza nas imagens subtraídas e verificar o nível de interferência na imagem. Concluíram que os dispositivos de gravação usados no estudo produziram radiografias quase idênticas mesmo com intervalos de meses. A homogeneidade das radiografias unidas a um programa de subtração radiográfica pode corrigir problemas geométricos e de densidade, adequando à metodologia da SRD, para uso em estudo clínico.

Davis et al.¹⁴ (1994), encontraram que discrepâncias de 1 grau no ângulo vertical entre pares de radiografias não influenciaram na precisão de diagnóstico das imagens subtraídas, entretanto uma discrepância de 2 graus influenciou acentuadamente a precisão de diagnóstico.

A manutenção dos fatores geométricos na SRD em relação às três diferentes técnicas radiográficas intra orais foi avaliada pelo estudo in vivo de Huh et al.³⁶ (2005). O software utilizado para SRD foi o Emago/Advanced v.3.2., o autor usou a técnica do paralelismo com material de impressão da oclusão individualizado como referência padrão, foi comparado com as outras técnicas. Para a região anterior a técnica do paralelismo convencional, sem material de impressão, teve bons resultados. A técnica da bissetriz deve ser evitada em estudos

clínicos que utilizem SRD, pois não apresenta boa padronização de posicionamento em imagens seqüenciais.

2.1.4 Programas para a subtração digital

O uso das radiografias digitais tem aumentado na radiologia odontológica. Dessa forma, uma grande variedade de programas está disponível no mercado promovendo funções de processamento da imagem radiográfica digital. Entretanto não existe uma padronização que permita ao cirurgião dentista comparar a funcionalidade dos diferentes programas, e apenas poucos programas realizam a SRD⁴⁷.

Até a presente data muitos programas específicos de SRD, que aplicam rotação, translação, escala, perspectiva de distorção e algoritmos baseados em pixels foram produzidos para posicionar pontos de referência. Um desses programas o Emago® foi desenvolvido em 1992 e corrige automaticamente diferenças geométricas ou de contrastes de duas imagens usadas para SRD²⁷.

O programa usado por Wenzel, Swerin⁷⁸ (1991) é baseado no posicionamento de pontos de referência como marcos para a sobreposição de duas imagens. Nesse trabalho, 15 pontos de referência foram fixados, antes da subtração, em cada limite de restaurações de amálgama, ápice dental e junção cimento esmalte e a técnica de SRD foi realizada. O desvio padrão do histograma caracteriza a distribuição dos níveis de cinza na imagem subtraída e foi usado para avaliar a interferência da imagem subtraída.

Um novo programa de SRD foi desenvolvido em 2004, com o objetivo de facilitar a seleção dos pontos de referência e melhorar a correção geométrica do programas de SRD. Sunny[®] foi comparado ao Emago[®] pelo estudo de Lee et al.⁴⁶ (2004). Observadores experientes realizaram SRD de pares de imagens e as imagens subtraídas foram avaliadas. Pelos resultados o novo programa apresentou maior precisão e menor desvio padrão nos tons de cinza do que o Emago[®], mostrando uma imagem mais homogênea.

O estudo de Haiter-Neto, Wenzel³¹ (2005), comparou dois programas de subtração radiográfica o Emago[®] e o X-Poseit[®] digital quanto à interferência em radiografias interproximais. Um programa de subtração radiográfica deve até certo ponto ser capaz de compensar as diferenças que invariavelmente irão ocorrer entre as duas imagens. Programas de subtração permitem a sobreposição manual de duas imagens com a possibilidade de rotação e translação até que a melhor posição seja alcançada. Os programas de subtração atuais se baseiam nos pontos de referência para permitir os ajustes matemáticos entre as duas imagens. Os métodos mais modernos são algoritmos automáticos baseados geometricamente em pixels. Apesar de corrigir as diferenças entre as duas imagens, o programa precisa avaliar o nível de interferência (*Noise*) de uma imagem e definir limites aceitáveis para as mudanças nos tons de cinza. Quanto melhor for o programa de subtração para corrigir as variações entre as duas imagens, mais homogênea será a imagem subtraída. Uma imagem subtraída homogênea consiste em pixels com uma menor variação de tons de

cinza, ou seja: com menor interferência. A interferência pode ser quantificada pelo desvio padrão do histograma, pois esse define a distribuição dos níveis de cinza na imagem subtraída. Quanto maior variação nos tons de cinza maior será o desvio padrão. Vinte e cinco pares de radiografia interproximais foram selecionadas aleatoriamente e submetidas à subtração pelos programas X-Poseit[®] e Emago[®]. Comparando os dois programas os autores consideraram a facilidade de manuseio, o Emago[®] consome menos tempo e os pontos de referência são limitados em quatro. O programa X-Poseit[®] consome mais tempo, pois, exige a que as imagens sejam renomeadas e salvas antes da subtração. O número de pontos de referência é ilimitado o que consome mais tempo, mas, pode ser considerada uma vantagem, pois com um maior número de pontos de referências mais homogênea será a imagem subtraída.

De acordo com o estudo de Aagaard et al.¹(1991) o número de pontos de referência ideal para diminuir a interferência na imagem deve ser entre 10 e 15 pontos. Para uma subtração ideal as radiografias devem ser geometricamente idênticas, entretanto alguma distorção pode acontecer em estudos clínicos. A correção computadorizada de diferenças geométricas e de densidades deve ser um benefício de um programa de SRD.

O estudo clínico de Güneri et al.²⁸(2006) comparou a eficácia de um novo programa para subtração radiográfica digital em imagens digitalizadas. Nesse estudo o novo programa que preconizava o

alinhamento a partir de no mínimo 4 pontos de referência, foi comparado ao Emago[®], Photoshop[®] 8.0, PaintshopTMPro[®]9, mostrando que o Emago[®] e novo software apresentaram resultados clínicos superiores. Primeiramente um algoritmo foi realizado para corrigir automaticamente o contraste, o posicionamento vertical e horizontal e angulação. O programa teve as funções de suavização do histograma e distorção da imagem para a normalização da densidade radiográfica, contraste e alinhamento geométrico das imagens usando um mínimo de quatro pontos de referência. O estudo mostrou que os resultados obtidos com programas não idealizados primariamente para SRD como o Photoshop[®] 8.0 e PaintshopTMPro[®]9 foram inferiores aos obtidos com os programas específicos para SRD, os autores desaconselharam o uso desses programas na prática odontológica.

Num estudo subsequente Güneri et al.²⁷ (2007) mostrou uma eficácia superior do novo *software* de subtração radiográfica digital na correção de erros de angulação quando comparado ao Emago[®].

O estudo de Mahl, Fontanella⁵⁰ (2008) mostrou que o método da SRD, com o uso do programa Adobe Photoshop CS[®], foi capaz de detectar mudança na densidade óssea de mandíbulas de ratas induzida pelo uso de glicocorticóides e bisfosfonatos.

Dentre as maiores dificuldades no uso dos programas de subtração radiográfica está a seleção manual dos pontos de referência nas duas imagens a serem subtraídas. O trabalho de Markari et al.⁵¹ (2009) utilizou um novo algoritmo capaz de selecionar automaticamente

os pontos de referência na segunda imagem. O algoritmo foi aplicado em 113 pares de imagens dentais in vitro e in vivo e mostrou a precisão da técnica em relação às outras técnicas já utilizadas, o que representa um grande avanço no uso dos programas de SRD.

2.1.5 SRD no diagnóstico da doença periodontal

Avaliação radiográfica da condição periodontal é dificultada devido às limitações inerentes a este exame e a falta de especificidade da imagem para diferentes tipos de defeitos ósseos. De acordo com Gomes-Filho et al. (2007)²⁰ as ferramentas disponíveis na imagem digital facilitam o diagnóstico de lesões periodontais. Foi demonstrado que a redução da interferência das estruturas anatômicas por meio da técnica de subtração radiográfica digital aumentou o desempenho do diagnóstico de pequenas lesões periodontais em radiografias seqüenciais²³.

O trabalho de Okano et al.⁵⁹ (1990) determinou o efeito da terapia periodontal na remineralização da crista óssea com o uso da SRD. Quinze sítios em cinco pacientes foram aleatoriamente selecionados e radiografados numa visita inicial, após a instrução de higiene oral, e 1, 3 e 6 meses após o tratamento. Os resultados indicaram que a SRD pode ser um método reproduzível para a avaliação da terapia periodontal.

O estudo de Christgau et al.¹² (1998) demonstrou uma alta correlação entre as mudanças no osso alveolar e a análise por SRD. Várias fatias de osso cortical e medular com aumento gradativo de 50 µm foram presos a 4 secções de mandíbulas de porco cobrindo áreas de

“defeitos” em regiões vestibulares e interproximais. Radiografias padronizadas foram avaliadas quanto a mudanças de densidade com o uso de SRD. Posteriormente, todas as radiografias foram avaliadas por 10 clínicos. Foi observada uma alta correlação linear entre a espessura das fatias ósseas e as mudanças radiográficas de densidade. Um pequeno aumento na espessura óssea levou a um aumento 3x maior de densidade para osso cortical do que para osso medular. Os limites de detecção para SRD foram de 200 μ m, para osso cortical e 500 μ m para osso medular, para a técnica convencional foi de 600 μ m para osso cortical e 2850 μ m para osso medular.

No estudo de Hwang et al.³⁷ (2008) a SRD foi utilizada para analisar as mudanças que ocorreram nos tecidos duros periodontais após a raspagem e alisamento radicular. Foram incluídos no estudo 13 pacientes com 39 sítios com mais de 3mm de perda óssea vertical. O exame clínico e radiográfico foi realizado antes do tratamento e 6 meses após a raspagem e alisamento radicular. A análise radiográfica foi realizada com o programa Sunny[®]. Três regiões de interesse foram definidas (ROI) na região coronal, média e apical de cada defeito. Uma quarta região foi definida como controle numa área distante da área de interesse. A análise estatística foi realizada avaliando as mudanças nos níveis médios de cinza nas regiões de interesse de cada defeito. Mostrou que raspagem e alisamento radicular em bolsas periodontais, podem aumentar significativamente a densidade óssea alveolar como demonstrada pelo uso da SRD.

A detecção de variações mínimas de densidade dos tecidos mineralizados pode ser aferida por SRD. O estudo de Morea et al.⁵⁶ (2010) avaliou por SRD a densidade óssea num segmento de mandíbula humana no qual foi criado um defeito periodontal na região mesial de um molar. Um segmento ósseo foi confeccionado para encaixar no defeito e imagens sucessivas com diferentes tempos de exposição foram realizadas. A análise mostrou que a SRD é uma ferramenta sensível e confiável que permite a análise de pequenas variações na densidade óssea.

Mudanças sutis no osso alveolar como a resposta ao tratamento periodontal pelo uso de um agente terapêutico podem ser avaliadas usando a técnica de SRD em radiografias seqüenciais. O estudo piloto de Goren et al.²¹ (2008) avaliou a aplicação prática da metodologia de SRD na resposta alveolar a doxiciclina. Radiografias periapicais selecionadas foram adquiridas com projeções padronizadas de pacientes com perda óssea alveolar. Os pacientes foram tratados durante 6 meses com a dose sub antimicrobiana de doxiciclina, havia grupo placebo, as radiografias padronizadas das mesmas regiões alveolares foram realizadas após 3 e 6 meses e subtraídas da radiografia inicial. A análise por SRD mostrou ganho em 3 dos 6 pacientes do grupo tratado. Os resultados sugerem que a SRD corrigida geometricamente concorda com os indicadores clínicos de severidade de perda óssea. O algoritmo de subtração foi capaz de compensar as pequenas discrepâncias na geometria da imagem, portanto os autores

sugerem a SRD como uma técnica clínica para a avaliação das mudanças no osso alveolar.

Da mesma forma, o estudo piloto de Lai et al.⁴⁵ (2009) avaliou por meio de parâmetros clínicos e por SRD o efeito adicional da terapia com Laser He-Ne no tratamento não cirúrgico da doença periodontal moderada e avançada. Mostrou que o uso do Laser He-Ne associado ao tratamento não cirúrgico não promoveu benefícios clínicos adicionais.

A avaliação de fatores de risco da doença periodontal foi realizada pela metodologia da SRD aliada à avaliação dos parâmetros clínicos. Dessa forma, Rosa et al.⁶³ (2008) avaliaram o efeito do fumo nos parâmetros clínicos periodontais e no osso alveolar pela metodologia da SRD, mostraram que o fumo é um potencial fator de risco na doença periodontal.

2.1.6 SRD na avaliação de tratamentos: regenerativos e com implantes osseointegráveis

O tratamento com regeneração tecidual guiada de defeitos infra ósseos em pacientes com doença periodontal tratada foi analisado clinicamente e pelo método da SRD com o programa Image Tool[®]. Mostrou que houve aumento de densidade óssea e ganho de nível clínico de inserção estável após 5 anos em 47 dos 50 defeitos tratados¹⁷. A precisão de métodos radiográficos na avaliação da terapia periodontal regenerativa foi avaliada por Toback et al.⁷³ (1999) mostrou que o

método de SRD apresentou melhores resultados dentre os métodos testados.

O trabalho de Cristgau et al.¹³ (2006) investigou a influência do concentrado rico em plaquetas autógeno na cicatrização e resultado da regeneração tecidual guiada avaliando parâmetros clínicos e usando a técnica de subtração radiográfica digital. Em 25 pacientes dois defeitos contra laterais foram tratados com β -TCP e membrana reabsorvível. Metade dos defeitos foi tratada adicionalmente com concentrado rico em plaqueta autógeno. Após 3, 6, e 12 meses os resultados de cicatrização foram avaliados por parâmetros clínicos e SRD. O uso do concentrado rico em plaquetas parece ter reduzido a exposição das membranas e acelerou o ganho de densidade óssea.

A estabilidade biológica de *abutments* de alumina-zircônia após 1 ano em função instalados em 37 implantes hexágono externo foram avaliados pela metodologia da SRD mostrando que não houve reabsorção óssea ao redor dos *abutments* de cerâmica⁴.

O estudo realizado em coelhos por Sakakura et al.⁶⁷ (2007) avaliou a influência da ciclosporina A na qualidade do osso ao redor de implantes osseointegráveis com a metodologia da SRD, usando o programa X-Poseit[®]. O efeito do diabetes mellitus e da insulina nos implantes osseointegrados em ratos foi aferido por meio da SRD⁵⁴. Outro estudo em ratos usando a metodologia da SRD mostrou que o uso de confrey aumentou a densidade óssea ao redor dos implantes osseointegráveis no início da cicatrização óssea⁶⁸.

De acordo com Wakoh et al.⁷⁷ (2006) a SRD é uma técnica confiável para a avaliação longitudinal das mudanças no osso ao redor dos implantes osseointegráveis. A SRD tem evoluído a tal ponto que Deserno et al.¹⁵ (2009) demonstrou a possibilidade de ser realizada SRD na imagem panorâmica para avaliação de implantes osseointegráveis.

2.2 *Simuladores de Tecidos Moles*

Um fator a ser considerado na formação da imagem radiográfica é o fenômeno de atenuação, segundo Pietrobelli⁶¹ 1996 este ocorre quando um feixe de fótons atravessa um meio, com o qual sofre interações atômicas, causando a absorção e atenuação desses fótons.

Dessa forma, quando um feixe de raios X atravessa os tecidos moles, previamente à mandíbula, parte desses fótons são absorvidos pelos tecidos e parte tem sua trajetória alterada, levando ao espalhamento desses feixes, modificando a sensibilização do sensor ou filme radiográfico e conseqüentemente, da densidade óssea. O fenômeno da atenuação depende de interações atômicas, portanto materiais com diferentes composições podem levar a diferentes graus de atenuações, descrito como coeficiente linear de atenuação⁶¹.

Com o objetivo de diminuir a exposição à radiação o controle automático do tempo de exposição foi desenvolvido. O estudo de Benchimol et al.⁵ (2009) avaliou esse novo dispositivo nas tomadas radiográficas de mandíbulas humanas maceradas com placas de acrílico em diferentes espessuras como simuladores de tecido mole. As

exposições foram realizadas sem placas, com uma placa de 12mm e duas placas de 12mm de espessura. Houve boa correlação entre os tempos de exposição determinados pelo dispositivo e a espessura das placas de acrílico.

Estudos realizados por Kang et al.^{40,41} (1996) avaliaram a detecção radiográfica de lesões cariosas interproximais, utilizando acrílico na espessura de 1,8 cm para reproduzir os tecidos moles. O estudo in vitro de Dove et al.¹⁶.(2000) também utilizou o acrílico na espessura de 1,8cm como simulador de tecidos moles. Outros estudos utilizaram o material acrílico em diferentes espessuras como simulador de tecido mole^{10,29,30,35,39,42,48,62,66,70,80}.

Entretanto nos estudos in vitro em mandíbulas humanas que iniciaram a utilização da SRD de Grondahl et al.^{23,25,26} não relataram o uso de simuladores de tecidos moles nas exposições radiográficas. O que também foi observado em outros estudos^{27,44}.

Outro estudo in vitro avaliou a concordância intra-observador e precisão da interpretação da imagem radiográficas digitais com diferentes ampliações utilizando madeira 20mm como simulador de tecidos moles. Foram criados defeitos periodontais em 60 hemi mandíbulas de porco com brocas em baixa rotação com diâmetros de 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm, 2.0mm e 3mm, 180 radiografias digitais padronizadas foram realizadas com sensor schick e avaliadas com ampliação de 100%, 200% e 400%. Foi observada uma moderada concordância intra-observador na classificação dos defeitos periodontais, e as imagens amplificadas apresentaram resultados

similares na detecção dos mesmos⁵⁵. Outro estudo avaliou defeitos periodontais em mandíbula de suínos utilizando madeira como simulador de tecido mole⁶⁹.

A cera também foi utilizada como simulador de tecidos moles, o estudo in vitro de Ulusu et al.⁷⁵ (2010) comparou o uso de radiografias digitais e convencionais no diagnóstico de cáries interproximais, utilizando cera com 14mm de espessura como simulador de tecido mole. O estudo de Mora et al.⁵³ (2007) comparou a precisão do exame tomográfico com o radiográfico periapical, na precisão do diagnóstico de fraturas longitudinais em dentes inseridos em mandíbulas humanas maceradas cobertas com cera para simular os tecidos moles.

No estudo de Kullendorff et al.⁴³(1996), o sensor DDR Visualix e o filme E-speed foram comparados quanto à detecção de lesões periapicais, o sistema radiográfico digital direto foi semelhante ao filme. Utilizou uma caixa de acrílico preenchida com água para simular os tecidos moles com parede de 1mm de espessura e distância entre as paredes de 30mm. Da mesma forma outros estudos utilizaram recipientes com água como simuladores de tecido mole^{7,33}.

Souza et al.⁷² (2004) analisaram a influência dos tecidos moles nos níveis de cinza da região retromolar mandibular, utilizando amostras de gordura animal e cera utilidade. Os resultados mostraram que os tecidos influenciaram diretamente a mensuração dos níveis de cinza em radiografias digitais e conseqüentemente a avaliação da densidade óssea.

O estudo de Braga et al.⁸ (2006), utilizou cera, músculo bovino, parafina e resina acrílica como simuladores de tecido mole, mostrou que a cera obteve densidade óssea semelhante ao músculo bovino e evidenciou a necessidade do uso de simuladores de tecido mole em estudos que avaliem a densidade óssea da mandíbula.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste estudo foi avaliar a influência dos simuladores de tecidos moles na imagem radiográfica digital.

Foram objetivos específicos avaliar se:

- Existe diferença no ganho de densidade óssea e da estrutura dental (esmalte e dentina) entre os cinco materiais simuladores de tecido mole pelo método da subtração radiográfica digital e pela análise de intensidade de pixel entre os materiais e sem material.
- Existe diferença no ganho de densidade óssea e da estrutura dental entre as três espessuras dos materiais testadas pelo método da subtração radiográfica digital e pela análise de intensidade de pixel.
- A profundidade de bit (8 e 16 bits) interfere na intensidade de pixel das diferentes áreas avaliadas, osso e estrutura dental.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 *Material*

Para esse estudo foram selecionadas 30 regiões posteriores, compreendendo a região do segundo pré-molar e primeiro molar, de mandíbulas humanas maceradas parcialmente edêntulas, com características morfométricas semelhantes, com pelo menos um dente na região selecionada, pertencentes ao acervo da disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP. Após aprovação comitê de ética em pesquisa (59/08, em Anexo).

4.1.1 Simuladores de Tecidos Moles

A simulação do tecido mole foi realizada utilizando cinco materiais (acrílico, cera, madeira, água e tecido bovino). Foram utilizadas placas de acrílico, cera, madeira nas espessuras de 10, 15 e 20mm com dimensão padronizada de 16x16cm. Para a simulação com água foram confeccionados três recipientes de acrílico com as mesmas dimensões de altura e largura, entretanto com profundidade variável, preenchidos com água, variando assim o espaço ocupado pela água em 10mm, 15mm e 20mm. Foram utilizadas amostras de tecido muscular e gordura bovinas, acondicionados em um invólucro plástico e congelados nas

espessuras de 10mm, 15mm e 20mm em dimensão padronizada de 16x16cm.

4.1.2 Obtenção da imagem

Foi utilizado um dispositivo para padronização das imagens radiográficas, que fixou o cilindro de raios X, o sensor radiográfico, e a mandíbula, interpondo os materiais simuladores de tecidos moles sem a alteração do posicionamento durante a realização do experimento. A mandíbula foi fixada na base do dispositivo com cera utilidade. Desta forma, as mandíbulas foram estabilizadas de modo que o sensor radiográfico permaneceu paralelo à mandíbula, e perpendicular ao feixe central de raios X. Os simuladores de tecido mole foram posicionados por vestibular da área a ser radiografada e foram fixados com cera utilidade.

Cada mandíbula foi radiografada antes da colocação dos simuladores de tecido mole, para obtermos um referencial sem material (SM). Em seguida foi realizada a radiografia com os cinco tipos de materiais simuladores de tecido mole: placas de acrílico, placas de cera, placas de madeira, recipientes com água e amostras de tecido bovino congelado (músculo e gordura) foram posicionadas na região vestibular a área radiografada em três diferentes espessuras, 10mm, 15mm e 20mm (Tabela 1, Figura 1).

Tabela 1 - Designações dos materiais e suas espessuras nas tomadas radiográficas

Nomenclatura	Material
SM	Sem material
A10	Acrílico 10 mm
A15	Acrílico 15 mm
A20	Acrílico 20 mm
C10	Cera 10 mm
C15	Cera 15 mm
C20	Cera 20 mm
M10	Madeira 10 mm
M15	Madeira 15 mm
M20	Madeira 20 mm
H10	Água 10 mm
H15	Água 15 mm
H20	Água 20 mm
TB10	Tecido bovino 10mm
TB15	Tecido bovino 15mm
TB20	Tecido bovino 20mm

Em todas as tomadas radiográficas a padronização dos fatores geométricos foi mantida, desta forma a mandíbula só foi removida do dispositivo após a realização das tomadas radiográficas do experimento.



FIGURA 1 – Padronização da tomada radiográfica: A. Cilindro de raios x. B. Simulador de Tecido Mole/Placas de Acrílico. C. Sensor Visualix D. Mandíbula.

Para obtenção das imagens digitais diretas foi utilizado o sensor Visualix, Gendex. O sensor foi exposto aos raios X usando-se o aparelho de raios X periapical Oralix, modelo 765 DC, Gendex. As imagens foram capturadas com a resolução de 1000 dpi. Os fatores de exposição utilizados foram: 65 kV, 7mA, distância foco-sensor de 30 cm e o tempo de exposição de 0,08s com a utilização da escala de alumínio.

4.2 *Análise radiográfica*

O sensor CCD (charge-coupled device) Visualix eHD Gendex foi diretamente conectado ao computador, logo após a exposição ao feixe de raios X, a imagem radiográfica foi capturada em 12bits pelo sensor e

transferida automaticamente para o programa VixWin Pro. As imagens foram exportadas com 8 bits e 16 bits. As imagens de 8bits foram analisadas por subtração radiográfica digital e com 8 e16 bits foram avaliadas quanto a intensidade de pixel. A profundidade de bit quantifica quantas gradações únicas de cinza estão disponíveis, a imagem de 8 bits apresenta 256 tons de cinza (sendo 0 equivalente a cor preta e 255 equivalente a cor branca), já na imagem de 16bits há 65 536 tons de cinza.

4.2.1 Análise por subtração radiográfica digital

Para análise por subtração radiográfica digital, as imagens de 8 bits foram exportadas para o programa de subtração digital (*X-Poseit*, versão 3.1.17, Image Interpreter System, Denmark).

Duas imagens radiográficas, uma referente à exposição sem material e outra referente à exposição com o material simulador de tecido mole, foram abertas no programa e posicionadas uma ao lado da outra (Figura 2). Dessa forma a imagem inicial foi sempre a imagem sem material (SM) enquanto a imagem final foi à imagem com material (A10, A15, A20...) gerando uma imagem subtraída (SM- A10, SM-A15, SM-A20...).

Em cada imagem foram marcados 14 pontos de referência com magnificação de 200X, em cada limite de junção cimento esmalte, esmalte, dentina, restaurações de amalgama, ápice dental, crista alveolar e escala de alumínio. A distância entre os pontos foi aferida com a ferramenta do programa (Figura 2). Duas áreas de análise foram

definidas, formando as regiões de interesse (ROI). A região 1 envolvendo o osso alveolar próximo a uma raiz dental, formando um retângulo com medidas 99X225pixels (R1), a região 2 consistiu de um quadrado de medida 73X73pixels envolvendo estrutura dental (R2). A área controle (ROC) foi definida como uma grande área englobando todas as duas áreas de interesse selecionadas na imagem.

As áreas de interesse foram determinadas na radiografia inicial e transferidas para a radiografia final automaticamente, impedindo assim variações de posicionamento da área de interesse.

As imagens radiográficas obtidas foram subtraídas a partir da imagem inicial (SM) nas regiões de interesse (osso e estrutura dental), fornecendo diferenças entre os valores dos tons de cinza. A subtração radiográfica foi realizada por um examinador e os dados de ganho de nível de cinza e área de ganho foram avaliados de acordo com a região de interesse.

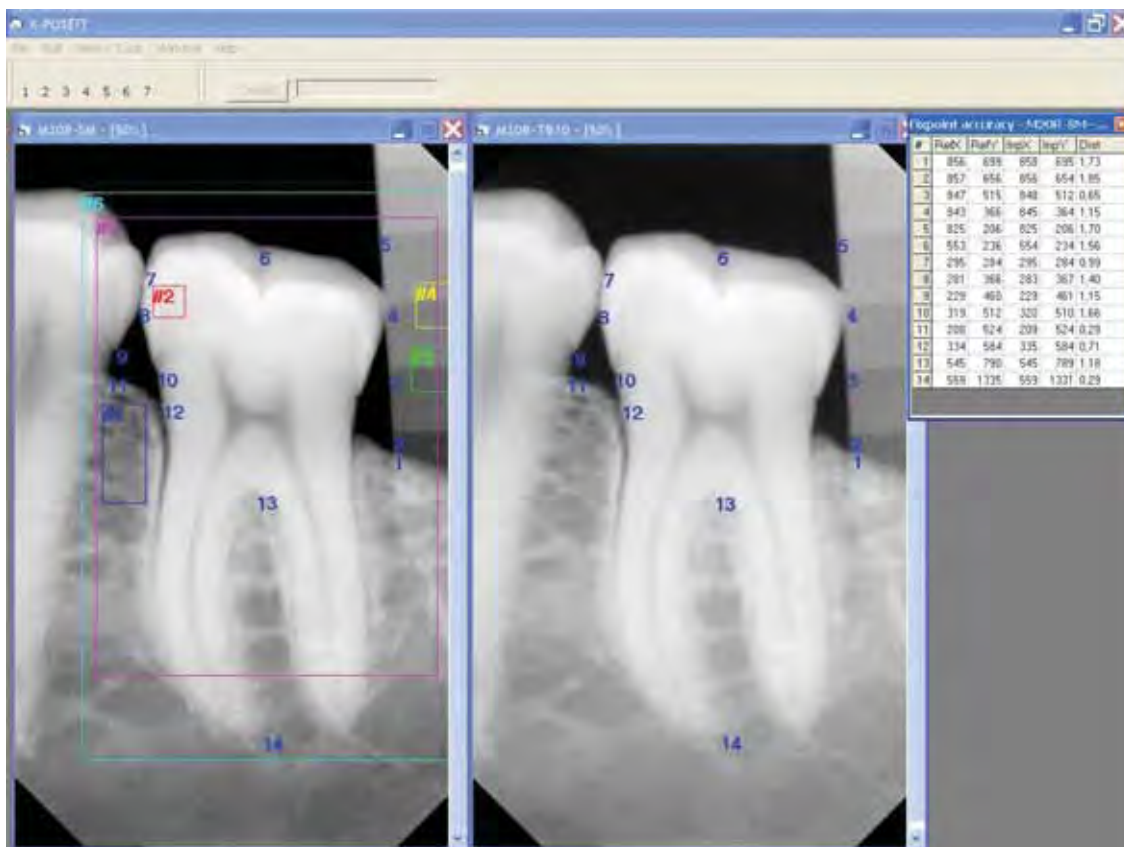


FIGURA 2- Imagens posicionadas lado a lado, com pontos de referência marcados;

#1 = região 1 ; #2 = região 2; #3, #4, #5 áreas testes(usadas somente no estudo piloto)

#6 área controle.

4.2.2 Análise da intensidade de pixel

As imagens obtidas com 8 e 16 bits foram analisadas pelo programa *ImageJ* (version 1.36b / NIH software) desenvolvido pelo *National Intitute of Health* – USA (<http://rsb.info.nih.gov/ij/index.html>) para o cálculo da intensidade de pixel em duas regiões independentes, tecido ósseo e dental. Foi delimitado um quadrado de 100x100 pixels na imagem radiográfica com a ferramenta própria do programa ocupando a área da região de interesse ROI. Para avaliação do tecido ósseo a ROI foi delimitada na região óssea entre duas raízes dentais denominada

Região 1 (Figura 3) Para avaliação do tecido dental a ROI foi delimitada na região da coroa dental hígida englobando esmalte e dentina, denominada Região 2 (Figura 4).

As coordenadas de cada ROI foram registradas, gerando um Macro para cada mandíbula e cada região, que foi repetido em todas as imagens da mesma mandíbula, de modo a garantir que a mesma ROI fosse avaliada em todas as imagens. Os valores dos níveis médios de cinza das áreas de interesse correspondentes foram analisados, tanto para imagens de 8 e 16 bits, nas duas regiões de interesse, para comparar a influência dos simuladores de tecido mole testados no osso e estrutura dental e se a profundidade de bit influência nos resultados de intensidade de pixel.

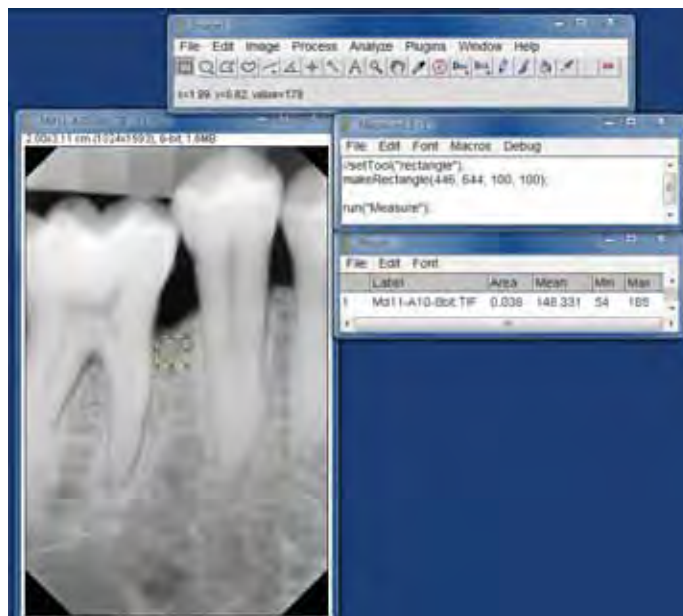


FIGURA 3- Análise de intensidade de pixel com o programa Image J, na região 1 (osso).

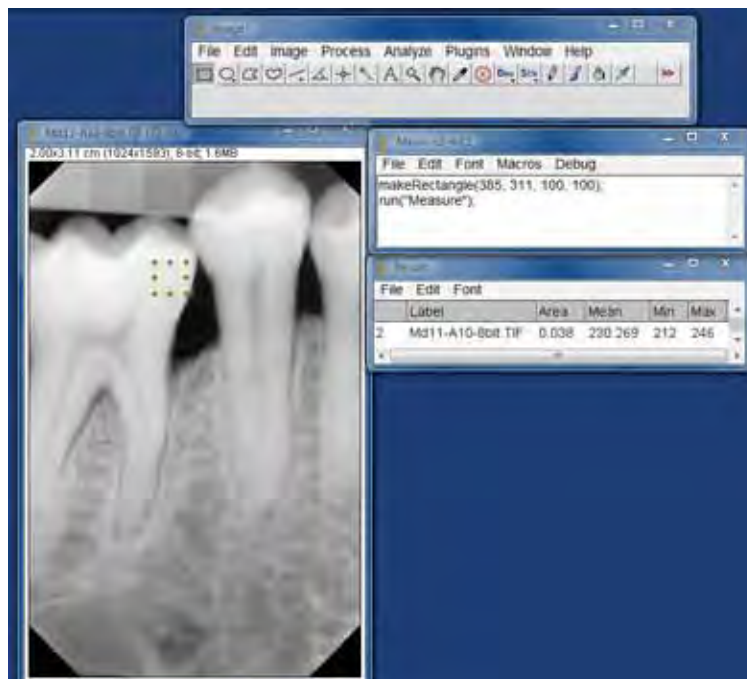


FIGURA 4 – Análise de intensidade de pixel com o programa Image J, na região 2 (estrutura dental=esmalte e dentina).

4.3 Planejamento estatístico

Na subtração radiográfica digital, as imagens radiográficas obtidas foram subtraídas a partir da imagem inicial (SM) nas regiões de interesse (osso e estrutura dental), fornecendo diferenças entre os valores dos tons de cinza. Os dados de ganho de densidade e área de ganho foram avaliados. Foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para averiguar a normalidade.

Os resultados obtidos com as imagens de 8 bits e 16 bits foram avaliados quanto à intensidade de pixel individualmente depois comparados entre si. Em todos os procedimentos, foi adotado um nível de significância de 5% para a tomada de decisão.

5 RESULTADO

5.1 *Subtração Radiográfica Digital*

5.1.1 Região 1 – Osso Alveolar – Área de Ganho

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição não-paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística dos dados de área da região 1 também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição não-paramétrica.

ANÁLISE DA ÁREA DE GANHO – COMPARAÇÃO EMBASADA NO MATERIAL

Nesta fase, todos os materiais utilizados foram comparados entre si, sempre considerando o emprego de uma mesma espessura. Dessa forma, foram utilizados três blocos de comparação, para materiais com espessura de 10, 15 e 20 mm, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05, foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que o tipo de material influenciou na área afetada, área com ganho de densidade (Gráfico 1, Tabela 2, Figura 5).

Tabela 2 – Área de ganho (média) e comparação dos grupos segundo o material utilizado na região 1 (osso)

Espessura	Materiais	Área de ganho	Diferença com os materiais
10 mm	(1) Acrílico	3625	ns
	(2) Cera	4740	ns
	(3) Água	2944	ns
	(4) Madeira	4028	ns
	(5) Tec. bovino	4432	ns
15 mm	(1) Acrílico	3303	ns
	(2) Cera	4077	ns
	(3) Água	2424	ns
	(4) Madeira	3575	ns
	(5) Tec. bovino	3494	ns
20 mm	(1) Acrílico	2932	ns
	(2) Cera	3620	ns
	(3) Água	2141	ns
	(4) Madeira	3108	ns
	(5) Tec. bovino	2628	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

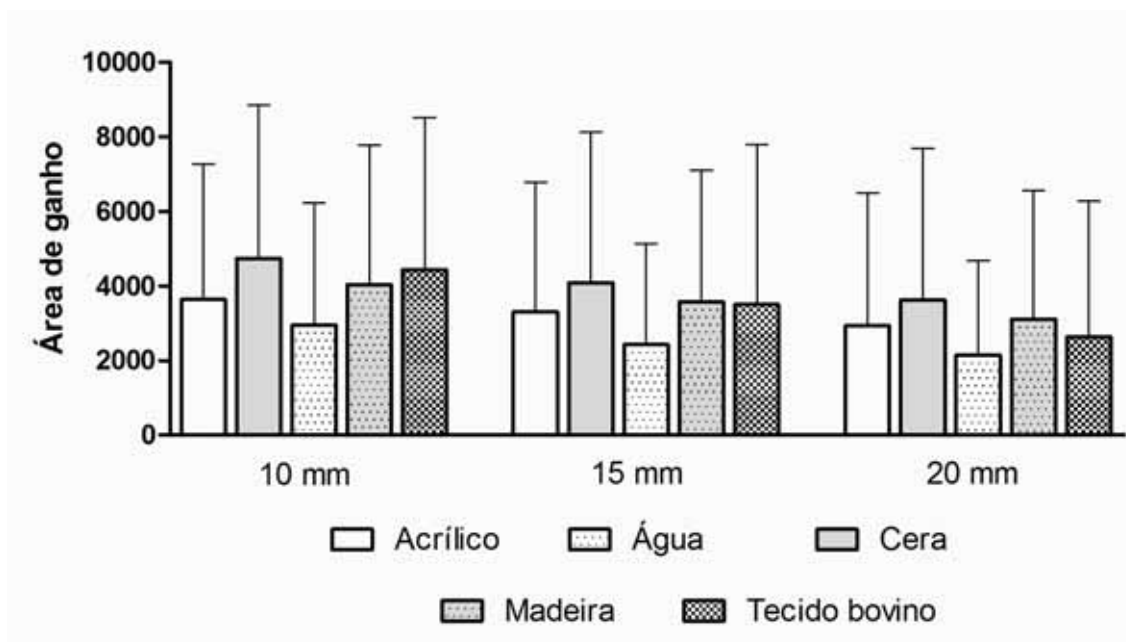


GRÁFICO 1 – Área de ganho de densidade radiográfica (média e desvio padrão superior), e comparação dos grupos segundo o material utilizado, para uma mesma espessura na região 1 (osso).

ANÁLISE DA ÁREA DE GANHO– COMPARAÇÃO EMBASADA NA ESPESSURA

Nesta fase, todas as espessuras dos diferentes materiais utilizados foram comparadas entre si, sempre considerando o emprego de um mesmo material. Dessa forma, foram utilizados cinco blocos de comparação, para os materiais Acrílico, Cera, Madeira, Água e Tecido bovino, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05, foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que a espessura do material influenciou na área de ganho de densidade da imagem(Gráfico 2, Tabela 3, Figura 6).

Tabela 3 – Área de ganho (média) e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado na região 1 (osso)

Material	Espessura	Área de ganho	Diferença com os materiais
Acrílico	(1) 10 mm	3625	ns
	(2) 15 mm	3303	ns
	(3) 20 mm	2932	ns
Cera	(1) 10 mm	4740	ns
	(2) 15 mm	4077	ns
	(3) 20 mm	3620	ns
Água	(1) 10 mm	2944	ns
	(2) 15 mm	2424	ns
	(3) 20 mm	2141	ns
Madeira	(1) 10 mm	4028	ns
	(2) 15 mm	3575	ns
	(3) 20 mm	3108	ns
Tecido bovino	(1) 10 mm	4432	ns
	(2) 15 mm	3494	ns
	(3) 20 mm	2628	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

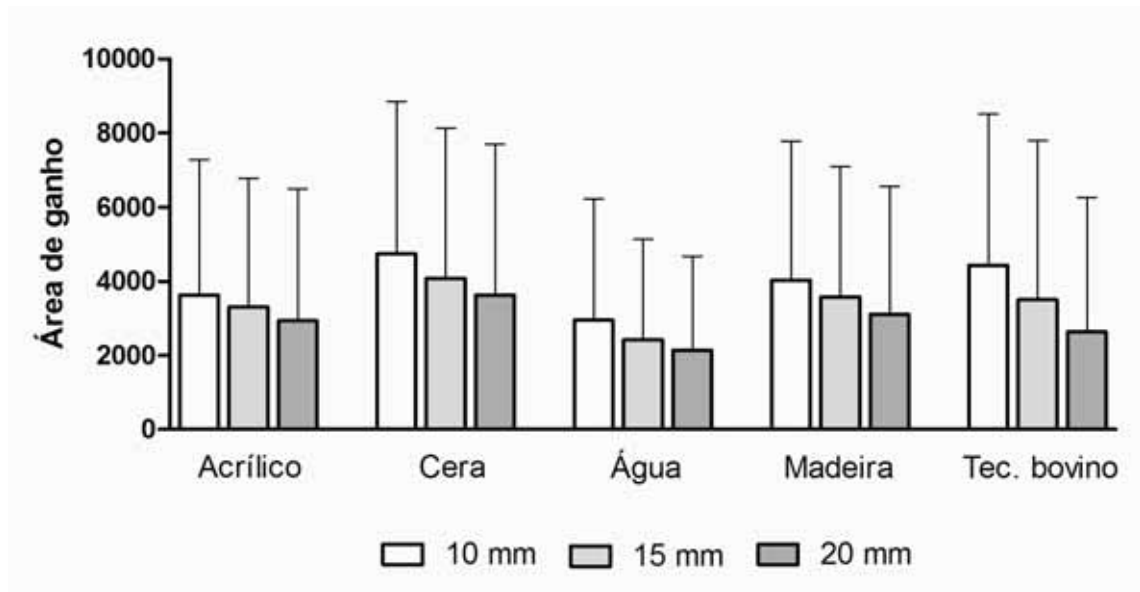


GRÁFICO 2 – Área de ganho de densidade radiográfica (média e desvio padrão superior), e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado, para um mesmo material na região 1 (osso).

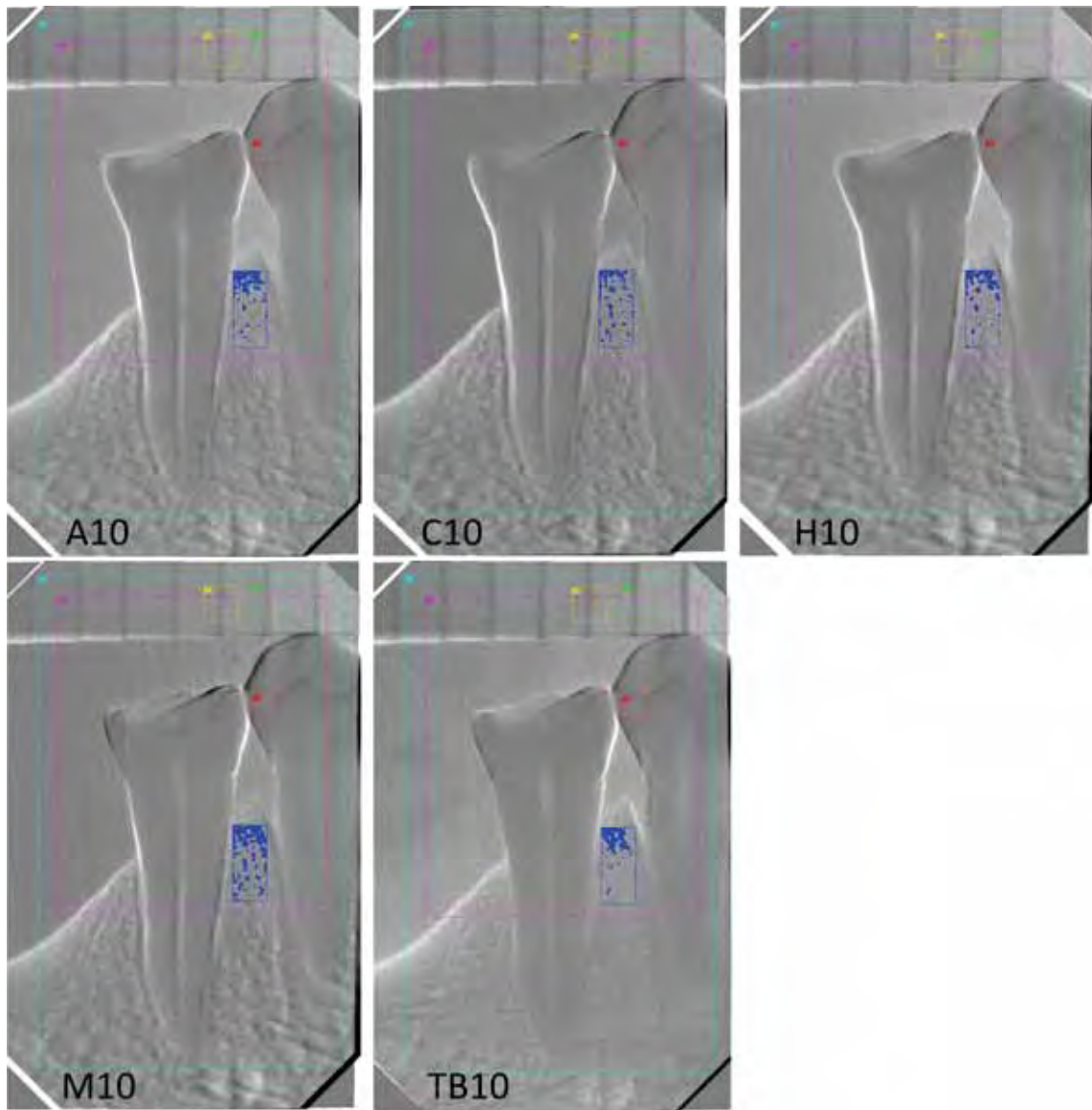


FIGURA 5- Imagens representativas de subtração radiográficas dos materiais testados numa mesma espessura (A10=acrílico 10mm, C10= cera 10mm, H10=água 10mm, M10=madeira 10mm e TB10= tecido bovino 10mm).

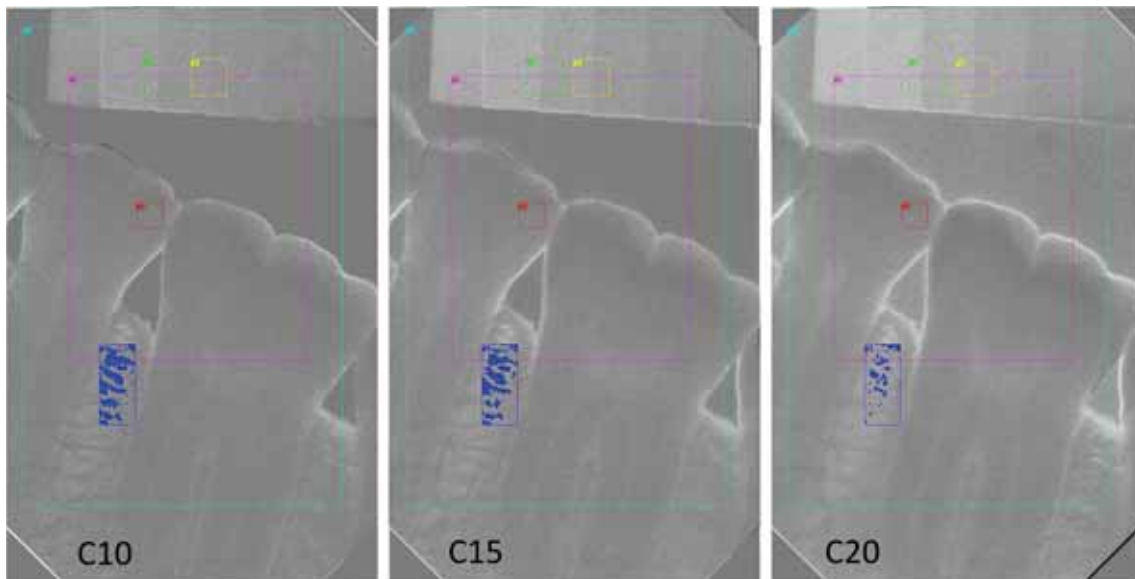


FIGURA 6- Imagens representativas de subtração radiográfica nas três espessuras(10mm, 15mm e 20mm) de Cera(C).

5.1.2 Região 2 – Estrutura Dental –Análise da Área de Ganho

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Todos os dados de densidade obtidos durante a avaliação da região 2 apresentaram distribuição não paramétrica. Tal fator não foi exclusivamente associado aos resultados obtidos, mas principalmente pelo fato de existir diversos valores zerados (ausência de ganho de densidade radiográfica), na região avaliada. Ficou constatado que na maioria dos casos não houve ganho de níveis de cinza na estrutura dental (Tabela 4). Dessa maneira, fica impossível qualquer análise estatística em cima dos dados, pois qualquer comparação dependente dos parâmetros média e desvio padrão seria extremamente contaminada pela grande variação desses parâmetros, para um n que seria limitado

(considerando os dados não zerados, o n dos grupos variaria entre 2 e 6), o que levaria a um baixo poder estatístico.

Tabela 4 – Números absolutos e percentuais dos dados zerados segundo material na região 2 (dente)

Materiais	Ganho	
	Dados zerados	Dados com valores
Acrílico 10 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Acrílico 15 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Acrílico 20 mm	27 (90,0%)	2 (6,7%)
Cera 10 mm	25 (83,3%)	5 (16,7%)
Cera 15 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Cera 20 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Água 10 mm	26 (86,7%)	4 (13,3%)
Água 15 mm	28 (93,3%)	2 (6,7%)
Água 20 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Madeira 10 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Madeira 15 mm	27 (90,0%)	2 (6,7%)
Madeira 20 mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Tecido bovino 10mm	28 (93,3%)	2 (6,7%)
Tecido bovino 15mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)
Tecido bovino 20mm	27 (90,0%)	3 (10,0%)

5.2 Intensidade de Pixel

5.2.1 REGIÃO 1- 8 BITS

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística dos dados de média de intensidade de pixel da Região 1 também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição paramétrica.

COMPARAÇÃO DOS MATERIAIS

Nesta fase, todos os materiais utilizados foram comparados entre si, sempre considerando o emprego de uma mesma espessura. Dessa forma, foram utilizados três blocos de comparação, para materiais com espessura de 10, 15 e 20 mm, respectivamente. O teste utilizado foi o de ANOVA, seguido do teste de comparação múltipla de Tukey. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam o valor de intensidade de pixel obtido de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, evidenciando que o tipo de material influenciou na intensidade de pixel obtida.

Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste t não pareado foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Tabela 5, Gráfico 3).

Tabela 5 – Intensidade de pixel (média) e comparação dos grupos segundo o material utilizado na região 1 (osso) das imagens com 8bits

Espessura	Materiais	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
10 mm	(1) Acrílico	153.5	ns
	(2) Cera	145.5	ns
	(3) Água	151.5	ns
	(4) Madeira	148.9	ns
	(5) Tec. bovino	155.9	ns
15 mm	(1) Acrílico	153.3	ns
	(2) Cera	151.6	ns
	(3) Água	149.9	ns
	(4) Madeira	153.4	ns
	(5) Tec. bovino	158.5	ns
20 mm	(1) Acrílico	152.2	ns
	(2) Cera	155.3	ns
	(3) Água	148.2	ns
	(4) Madeira	153.3	ns
	(5) Tec. bovino	164.7	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey.

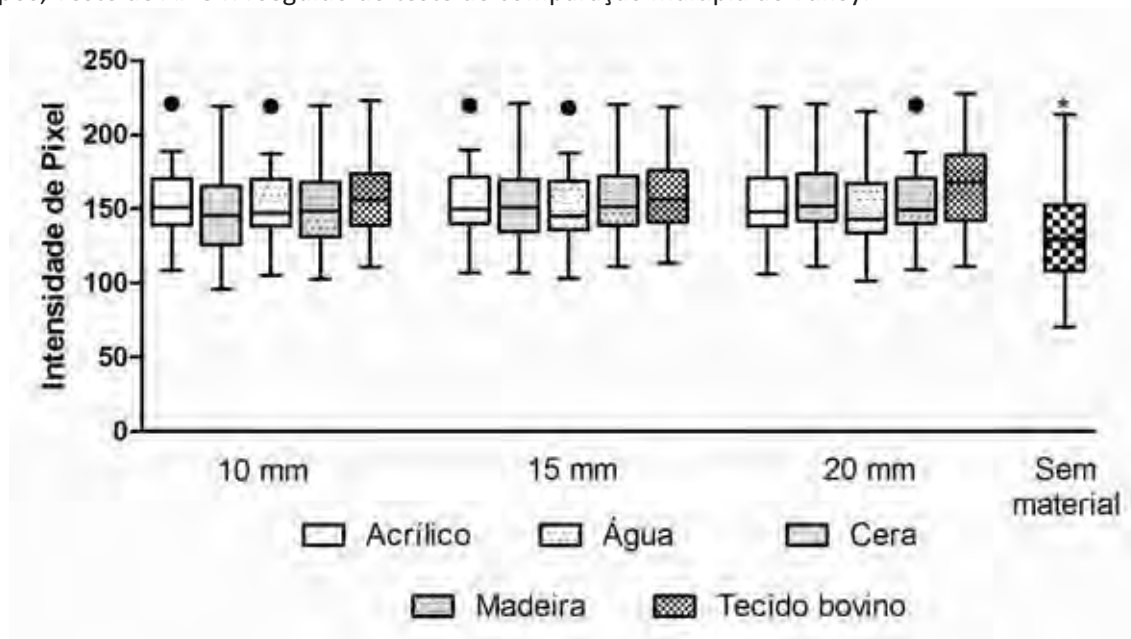


GRÁFICO 3 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (0-255) na região 1 (osso), e comparação dos grupos segundo o material utilizado, para uma mesma espessura. (*) indica diferença entre a área controle (sem material) com todos os demais grupos ($p < 0,05$).

COMPARAÇÃO DAS ESPESSURAS

Nesta fase, todas as espessuras dos diferentes materiais utilizados foram comparadas entre si, sempre considerando o emprego de um mesmo material. Dessa forma, foram utilizados cinco blocos de comparação, para os materiais: Acrílico, Cera, Água, Madeira e Tecido bovino, respectivamente. O teste utilizado foi o de ANOVA, seguido do teste de comparação múltipla de Tukey. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que a espessura do material influenciou no valor de intensidade de pixel obtido. Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste t não pareado foi

utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 4, Tabela 6).

Tabela 6 – Intensidade de pixel média e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado na região 1 (osso) das imagens com 8bits

Material	Espessura	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
Acrílico	(1) 10 mm	153.5	ns
	(2) 15 mm	153.3	ns
	(3) 20 mm	152.2	ns
Cera	(1) 10 mm	145.5	ns
	(2) 15 mm	151.6	ns
	(3) 20 mm	155.3	ns
Água	(1) 10 mm	151.5	ns
	(2) 15 mm	149.9	ns
	(3) 20 mm	148.2	ns
Madeira	(1) 10 mm	148.9	ns
	(2) 15 mm	153.4	ns
	(3) 20 mm	153.3	ns
Tecido bovino	(1) 10 mm	155.9	ns
	(2) 15 mm	158.5	ns
	(3) 20 mm	164.7	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey.

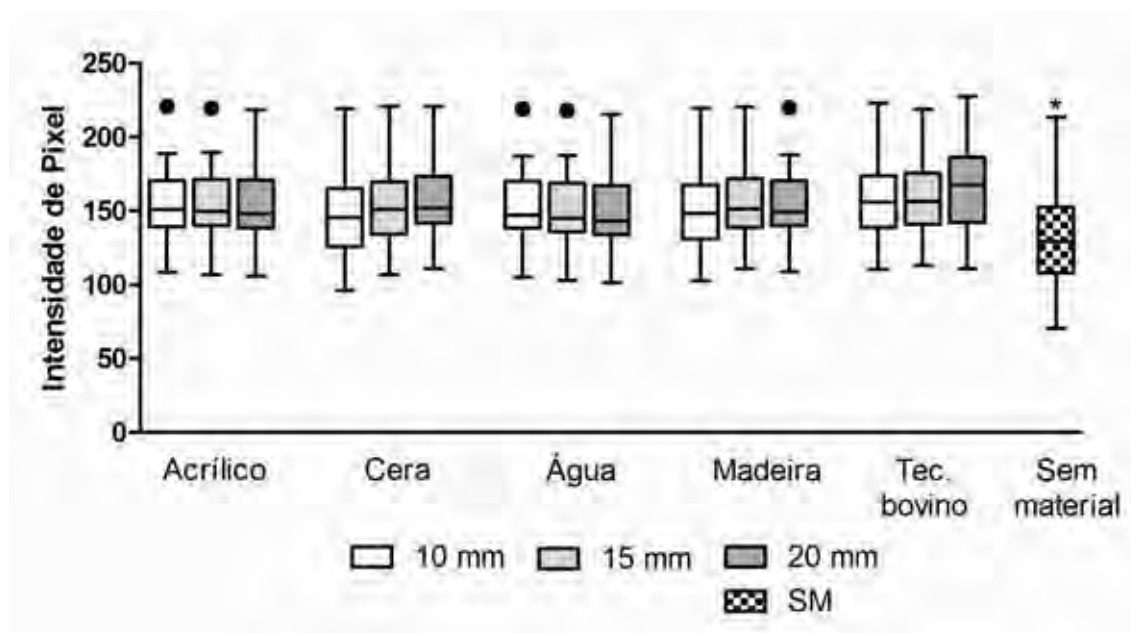


GRÁFICO 4 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (0-255) na região 1 (osso), e comparação dos grupos segundo a espessura do material

utilizado, para um mesmo material. (*) indica diferença entre a área controle (sem material) com todos os demais grupos ($p < 0,05$).

5.2.2 REGIÃO 1- 16 BITS

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística dos dados de média de intensidade de pixel da Região 1 também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição paramétrica.

COMPARAÇÃO DOS MATERIAIS

Nesta fase, todos os materiais utilizados foram comparados entre si, sempre considerando o emprego de uma mesma espessura. Dessa forma, foram utilizados três blocos de comparação, para materiais com espessura de 10, 15 e 20 mm, respectivamente. O teste utilizado foi o de ANOVA, seguido do teste de comparação múltipla de Tukey. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam o valor de intensidade de pixel obtido de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, evidenciando que o tipo de material influenciou na intensidade de pixel obtida.

Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste t não pareado foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 5, Tabela 7).

Tabela 7 – Intensidade de pixel (média) e comparação dos grupos segundo o material utilizado na região 1 (osso) das imagens com 16bits

Espessura	Materiais	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
10 mm	(1) Acrílico	2473	ns
	(2) Cera	2345	ns
	(3) Água	2441	ns
	(4) Madeira	2399	ns
	(5) Tec. bovino	2511	ns
15 mm	(1) Acrílico	2470	ns
	(2) Cera	2443	ns
	(3) Água	2415	ns
	(4) Madeira	2471	ns
	(5) Tec. bovino	2553	ns
20 mm	(1) Acrílico	2452	ns
	(2) Cera	2501	ns
	(3) Água	2388	ns
	(4) Madeira	2469	ns
	(5) Tec. bovino	2653	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey.

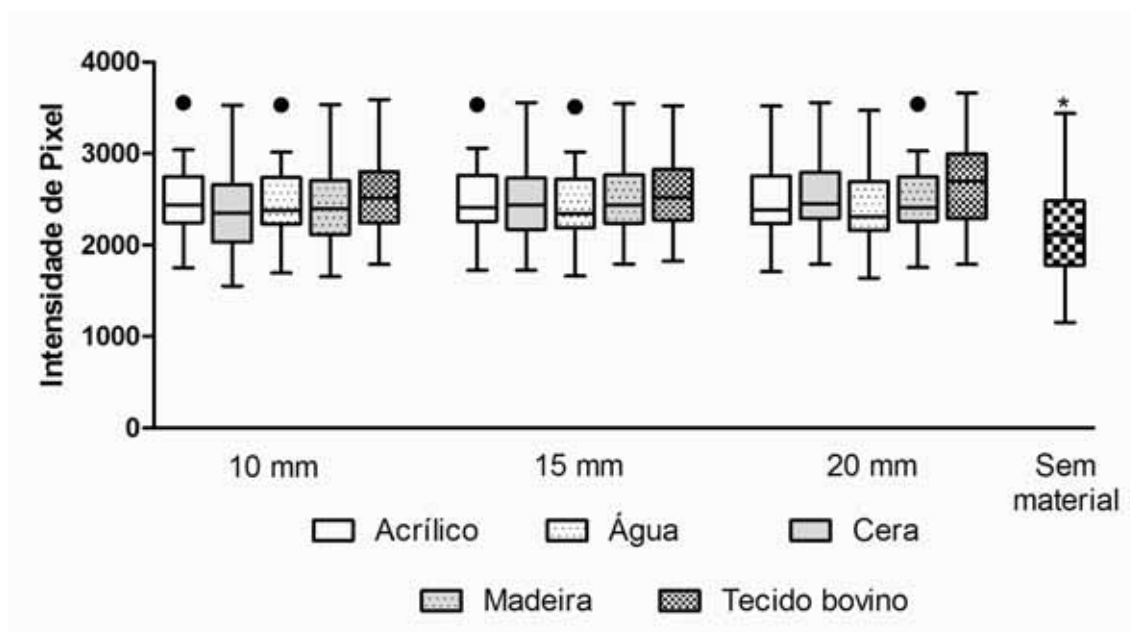


GRÁFICO 5 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 16 bits (0-65535) na região 1 (osso), e comparação dos grupos segundo o material utilizado, para uma mesma espessura. (*) indica diferença entre a área controle (sem material) com todos os demais grupos ($p < 0,05$).

COMPARAÇÃO DAS ESPESSURAS

Nesta fase, todas as espessuras dos diferentes materiais utilizados foram comparadas entre si, sempre considerando o emprego de um mesmo material. Dessa forma, foram utilizados cinco blocos de comparação, para os materiais: Acrílico, Cera, Água, Madeira e Tecido bovino, respectivamente. O teste utilizado foi o de ANOVA, seguido do teste de comparação múltipla de Tukey. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que a espessura do material influenciou no valor de intensidade de pixel obtido. Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste t não pareado foi

utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 6, Tabela 8)

Tabela 8 – Intensidade de pixel média e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado na região 1 (osso) das imagens com 16bits

Material	Espessura	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
Acrílico	(1) 10 mm	2473	ns
	(2) 15 mm	2470	ns
	(3) 20 mm	2452	ns
Cera	(1) 10 mm	2345	ns
	(2) 15 mm	2443	ns
	(3) 20 mm	2501	ns
Água	(1) 10 mm	2441	ns
	(2) 15 mm	2415	ns
	(3) 20 mm	2388	ns
Madeira	(1) 10 mm	2399	ns
	(2) 15 mm	2471	ns
	(3) 20 mm	2469	ns
Tecido bovino	(1) 10 mm	2511	ns
	(2) 15 mm	2553	ns
	(3) 20 mm	2653	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de ANOVA seguido do teste de comparação múltipla de Tukey.

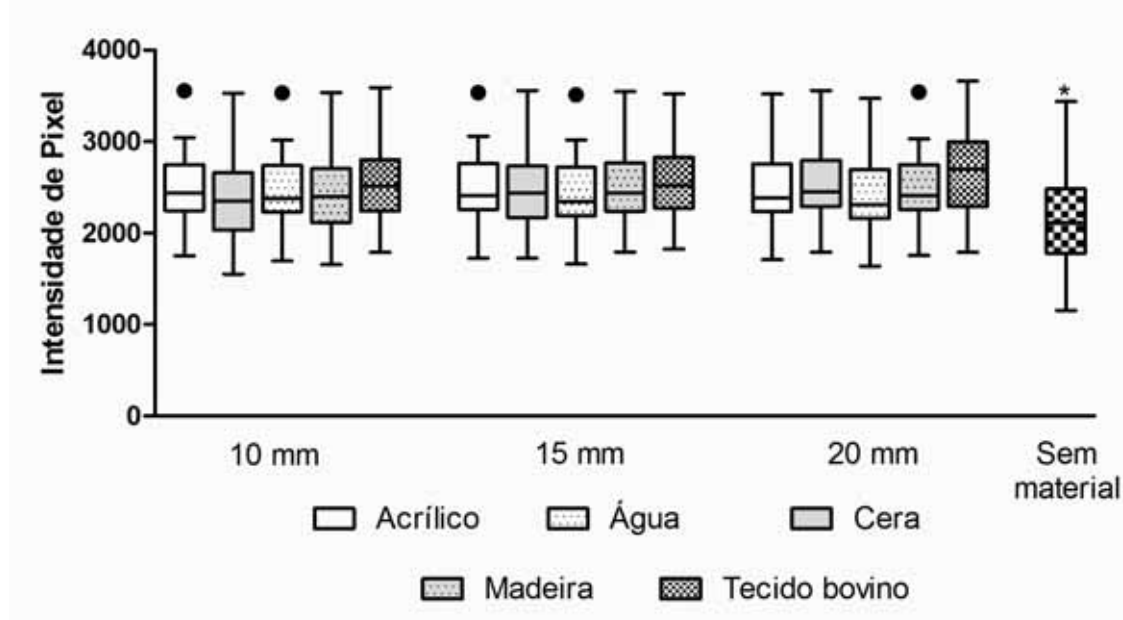


GRÁFICO 6 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 16 bits (0-65535) na região 1 (osso), e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado, para um mesmo material. (*) indica diferença entre a área controle (sem material) com todos os demais grupos ($p < 0,05$).

5.2.3 REGIÃO 2, 8 BITS

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição não-paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística dos dados de média de intensidade de pixel da Região 2 também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição não-paramétrica.

COMPARAÇÃO DOS MATERIAIS

Nesta fase, todos os materiais utilizados foram comparados entre si, sempre considerando o emprego de uma mesma espessura. Dessa forma, foram utilizados três blocos de comparação, para materiais com espessura de 10, 15 e 20 mm, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam o valor de intensidade de pixel obtido de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, evidenciando que o tipo de material influenciou na intensidade de pixel obtida.

Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 7, Tabela 9)

Tabela 9 – Intensidade de pixel (média) e comparação dos grupos segundo o material utilizado na região 2 (dente) das imagens com 8bits

Espessura	Materiais	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
10 mm	(1) Acrílico	219.7	ns
	(2) Cera	218.3	ns
	(3) Água	217.4	ns
	(4) Madeira	218.6	ns
	(5) Tec. bovino	219.1	ns
15 mm	(1) Acrílico	218.4	ns
	(2) Cera	219.5	ns
	(3) Água	215.3	ns
	(4) Madeira	219.2	ns
	(5) Tec. bovino	218.6	ns
20 mm	(1) Acrílico	216.4	ns
	(2) Cera	219.6	ns
	(3) Água	213.4	ns
	(4) Madeira	218.6	ns
	(5) Tec. bovino	219.7	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de Kruskal-Wallis seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

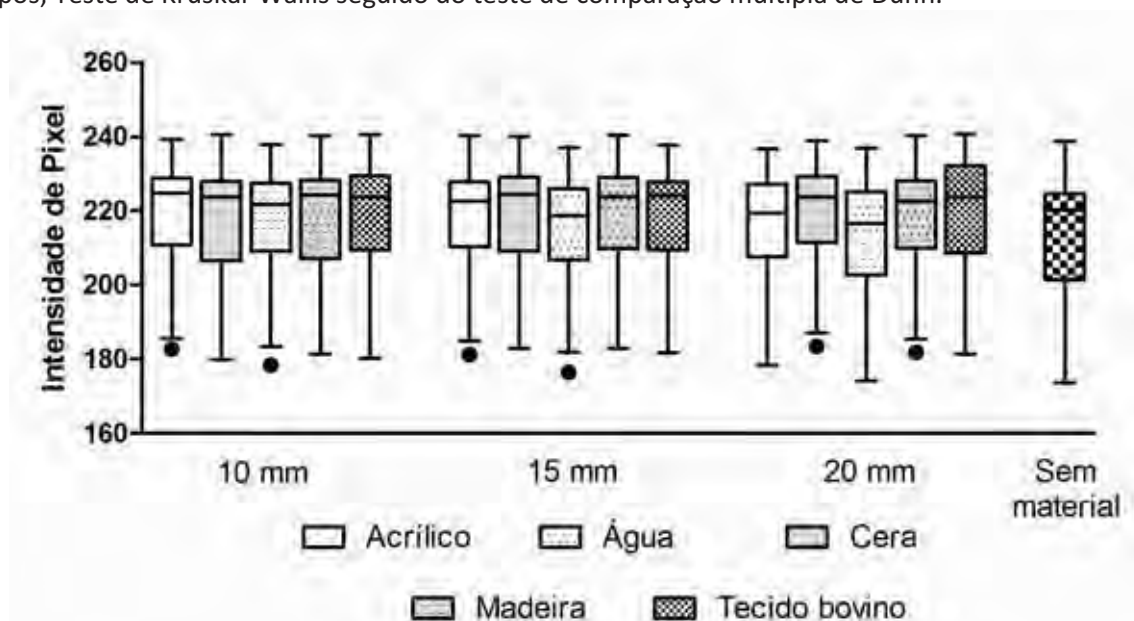


GRÁFICO 7 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (0-255) na região 2 (dente), e comparação dos grupos segundo o material utilizado, para uma mesma espessura.

COMPARAÇÃO DAS ESPESSURAS

Nesta fase, todas as espessuras dos diferentes materiais utilizados foram comparadas entre si, sempre considerando o emprego de um mesmo material. Dessa forma, foram utilizados cinco blocos de comparação, para os materiais: Acrílico, Cera, Água, Madeira e Tecido bovino, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que a espessura do material influenciou no valor de intensidade de pixel obtido. Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 8, Tabela 10)

Tabela 10 – Intensidade de pixel média e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado na região 2 (dente) das imagens com 8bits

Material	Espessura	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
Acrílico	(1) 10 mm	219.7	ns
	(2) 15 mm	218.4	ns
	(3) 20 mm	216.4	ns
Cera	(1) 10 mm	218.3	ns
	(2) 15 mm	219.5	ns
	(3) 20 mm	219.6	ns
Água	(1) 10 mm	217.4	ns
	(2) 15 mm	215.3	ns
	(3) 20 mm	213.4	ns
Madeira	(1) 10 mm	218.6	ns
	(2) 15 mm	219.2	ns
	(3) 20 mm	218.6	ns
Tecido bovino	(1) 10 mm	219.1	ns
	(2) 15 mm	218.6	ns
	(3) 20 mm	219.7	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de Kruskal-Walis seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

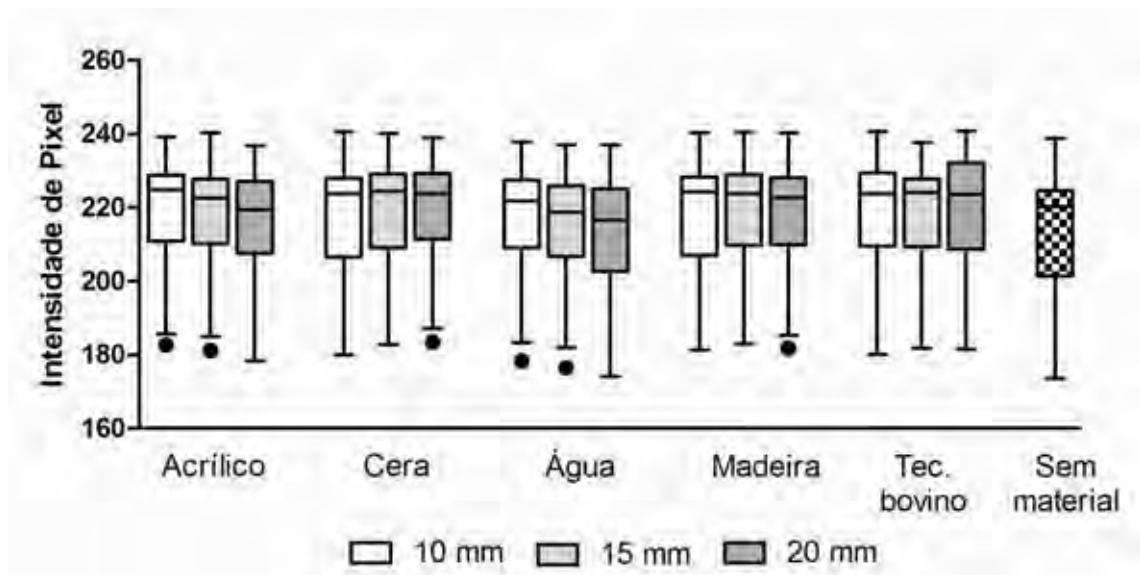


GRÁFICO 8 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (0-255) na região 2 (dente), e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado, para um mesmo material.

5.2.4 REGIÃO 2, 16 BITS

ANÁLISE DA NORMALIDADE

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição não-paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística dos dados de média de intensidade de pixel da Região 2 também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição não-paramétrica.

COMPARAÇÃO DOS MATERIAIS

Nesta fase, todos os materiais utilizados foram comparados entre si, sempre considerando o emprego de uma mesma espessura. Dessa forma, foram utilizados três blocos de comparação, para materiais com espessura de 10, 15 e 20 mm, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam o valor de intensidade de pixel obtido de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, evidenciando que o tipo de material influenciou na intensidade de pixel obtida.

Comparação também foi feita entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle (Gráfico 9, Tabela 11).

Tabela 11 – Intensidade de pixel (média) e comparação dos grupos segundo o material utilizado na região 2 (dente) das imagens com 16bits

Espessura	Materiais	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
10 mm	(1) Acrílico	3536	ns
	(2) Cera	3513	ns
	(3) Água	3499	ns
	(4) Madeira	3518	ns
	(5) Tec. bovino	3525	ns
15 mm	(1) Acrílico	3515	ns
	(2) Cera	3532	ns
	(3) Água	3465	ns
	(4) Madeira	3528	ns
	(5) Tec. bovino	3517	ns
20 mm	(1) Acrílico	3482	ns
	(2) Cera	3534	ns
	(3) Água	3434	ns
	(4) Madeira	3517	ns
	(5) Tec. bovino	3539	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de Kruskal-Wallis seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

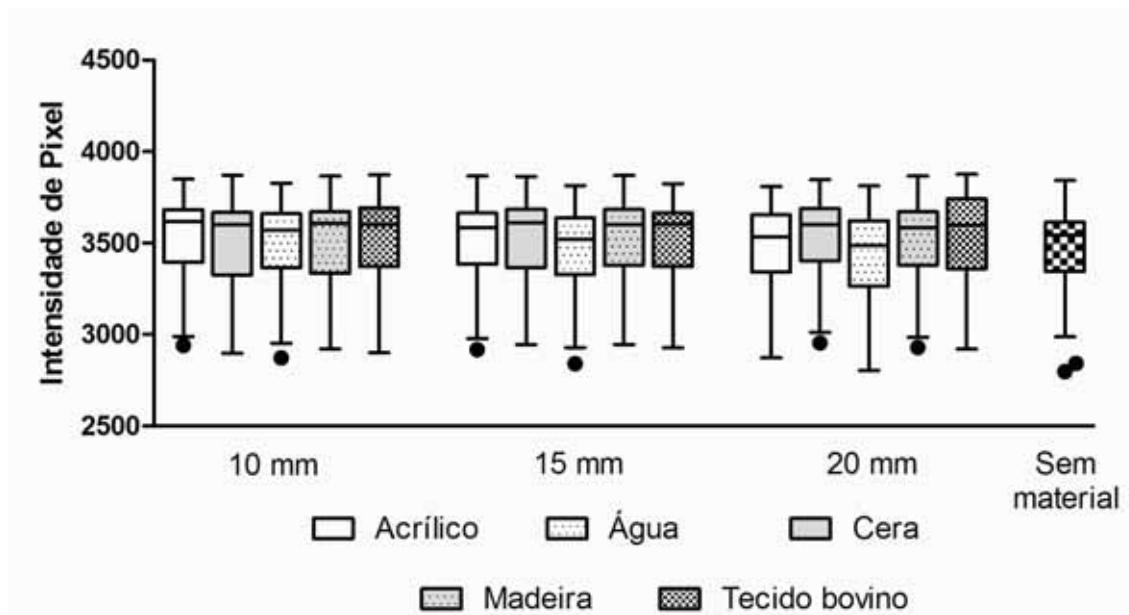


GRÁFICO 9 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 16 bits (0-65535) na região 2 (dente), e comparação dos grupos segundo o material utilizado, para uma mesma espessura.

COMPARAÇÃO DAS ESPESSURAS

Nesta fase, todas as espessuras dos diferentes materiais utilizados foram comparadas entre si, sempre considerando o emprego de um mesmo material. Dessa forma, foram utilizados cinco blocos de comparação, para os materiais: Acrílico, Cera, Água, Madeira e Tecido bovino, respectivamente. O teste utilizado foi o de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparação múltipla de Dunn. A hipótese testada foi aquela na qual todos os materiais testados influenciariam a imagem de maneira similar. Valores de p menores do que 0,05 foram indicativos de rejeição da hipótese, indicando que a espessura do material influenciou no valor de intensidade de pixel obtido. Comparação também foi feita

entre uma área controle, sem nenhum material. Para tal, o teste de Mann-Whitney foi utilizado para comparações dois a dois entre a área testada e a área controle.(Gráfico 10, Tabela 12)

Tabela 12 – Intensidade de pixel média e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado na região 2(dente) das imagens com 16bits

Material	Espessura	Intensidade de pixel	Diferença com os materiais
Acrílico	(1) 10 mm	3536	ns
	(2) 15 mm	3515	ns
	(3) 20 mm	3482	ns
Cera	(1) 10 mm	3513	ns
	(2) 15 mm	3532	ns
	(3) 20 mm	3534	ns
Água	(1) 10 mm	3499	ns
	(2) 15 mm	3465	ns
	(3) 20 mm	3434	ns
Madeira	(1) 10 mm	3518	ns
	(2) 15 mm	3528	ns
	(3) 20 mm	3517	ns
Tecido bovino	(1) 10 mm	3525	ns
	(2) 15 mm	3517	ns
	(3) 20 mm	3539	ns

(ns) indica ausência de diferença estatística quando comparado a qualquer um dos demais grupos; Teste de Kruskal-Walis seguido do teste de comparação múltipla de Dunn.

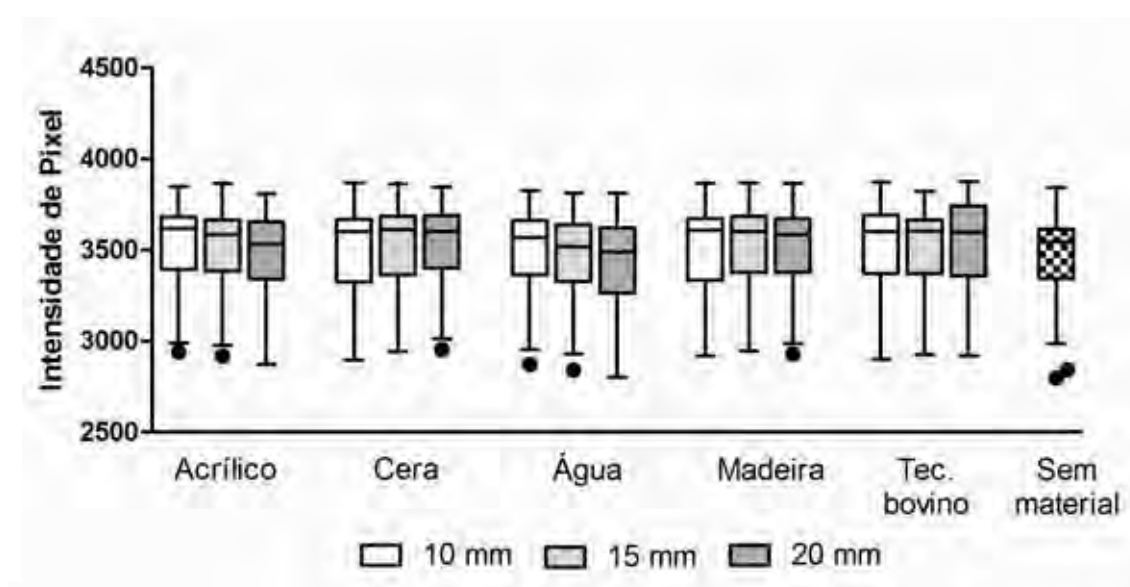


GRÁFICO 10 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) 16 bits (0-65535) na região 2 (dente), e comparação dos grupos segundo a espessura do material utilizado, para um mesmo material.

5.2.5 Comparação entre 8 e 16 bits, região 1 e 2

ANÁLISE DA NORMALIDADE

É importante salientar que para essa comparação os dados obtidos foram relativizados à sua escala, para que fosse feita uma comparação baseada em grandezas semelhantes. Nesse sentido, e com a aplicação de regras de três simples, os dados obtidos para 8 bits foram convertidos em porcentagem baseada em uma escala que oscilava entre 0 e 255, e os dados obtidos para 16 bits foram convertidos em porcentagem baseada em uma escala que oscilava entre 0 e 65535. As porcentagens obtidas foram utilizadas para a representação estatística da amostra.

Com base na utilização do teste de Shapiro-Wilk, todos os grupos de dados avaliados apresentaram distribuição não-paramétrica. Sendo assim, os testes escolhidos para que fosse feita a avaliação estatística comparativa, nas diferentes regiões, entre as intensidades de pixel obtidas com 8 e com 16 bits também foram aqueles voltados para análise de dados com distribuição não-paramétrica.

ANÁLISE DA INTENSIDADE DOS PIXELS – COMPARAÇÃO ENTRE 8 E 16 BITS

Nesta fase, para que a apresentação dos dados fosse feita de forma mais didática, as comparações foram feitas em bloco de acordo com a espessura do material utilizado, região por região, em um total de 6 blocos de comparação (Região 1 – 10mm, Região 1 – 15mm, Região 1 – 20mm, Região 2 – 10mm, Região 2 – 15mm, Região 2 – 20mm). O teste utilizado, para cada comparação 8 versus 16 bits, para cada material

utilizado dentro de cada espessura foi o teste de Mann-Whitney. Para todos os casos testados, houve diferença estatística muito significativa ($p < 0,001$) entre os dados de 8 e 16 bits (Gráfico 11 e 12).

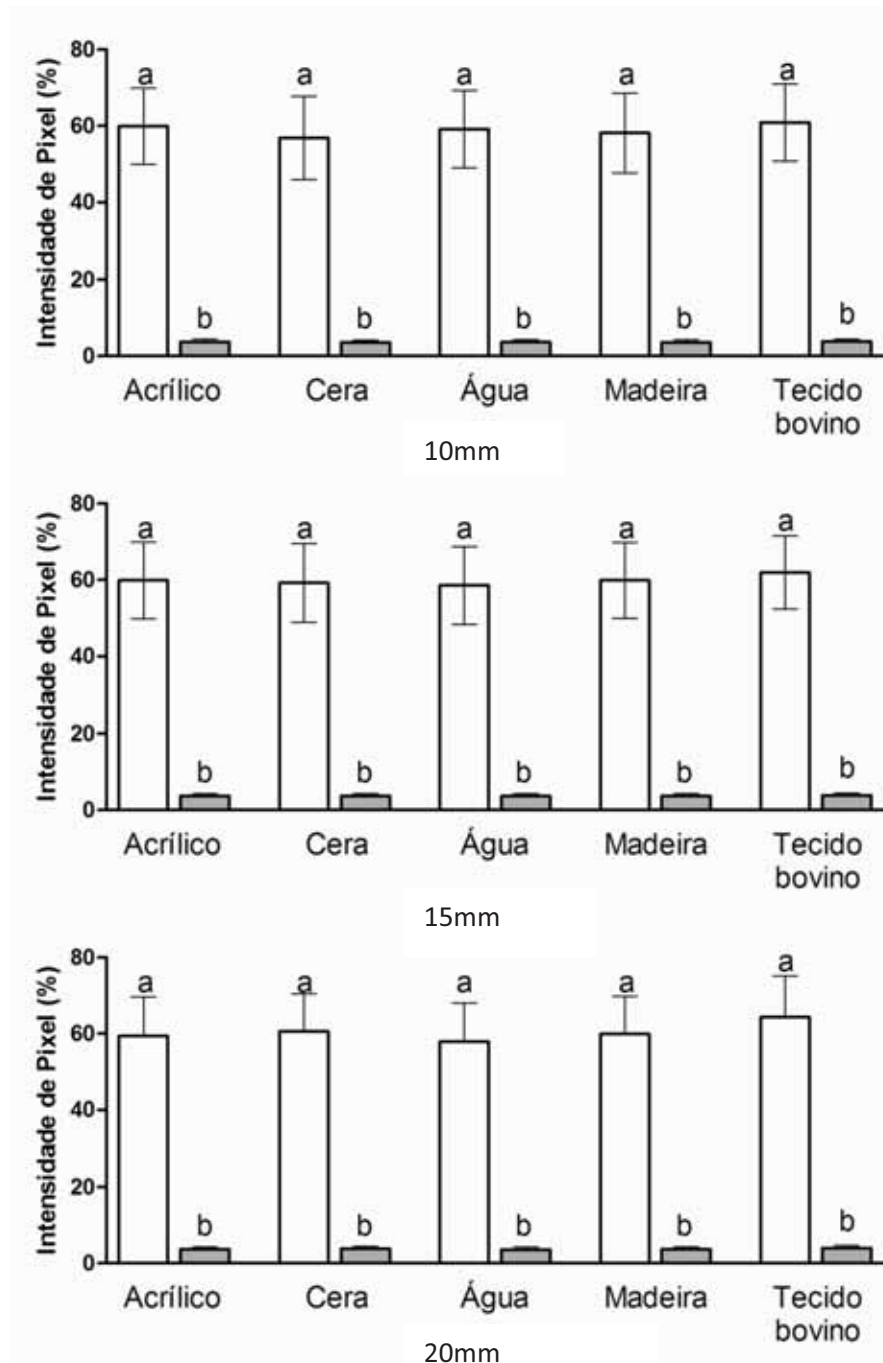


GRÁFICO 11 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (barras brancas) e 16 bits (barras cinza), na região 1, e sua comparação. Letras iguais indicam igualdade estatística.

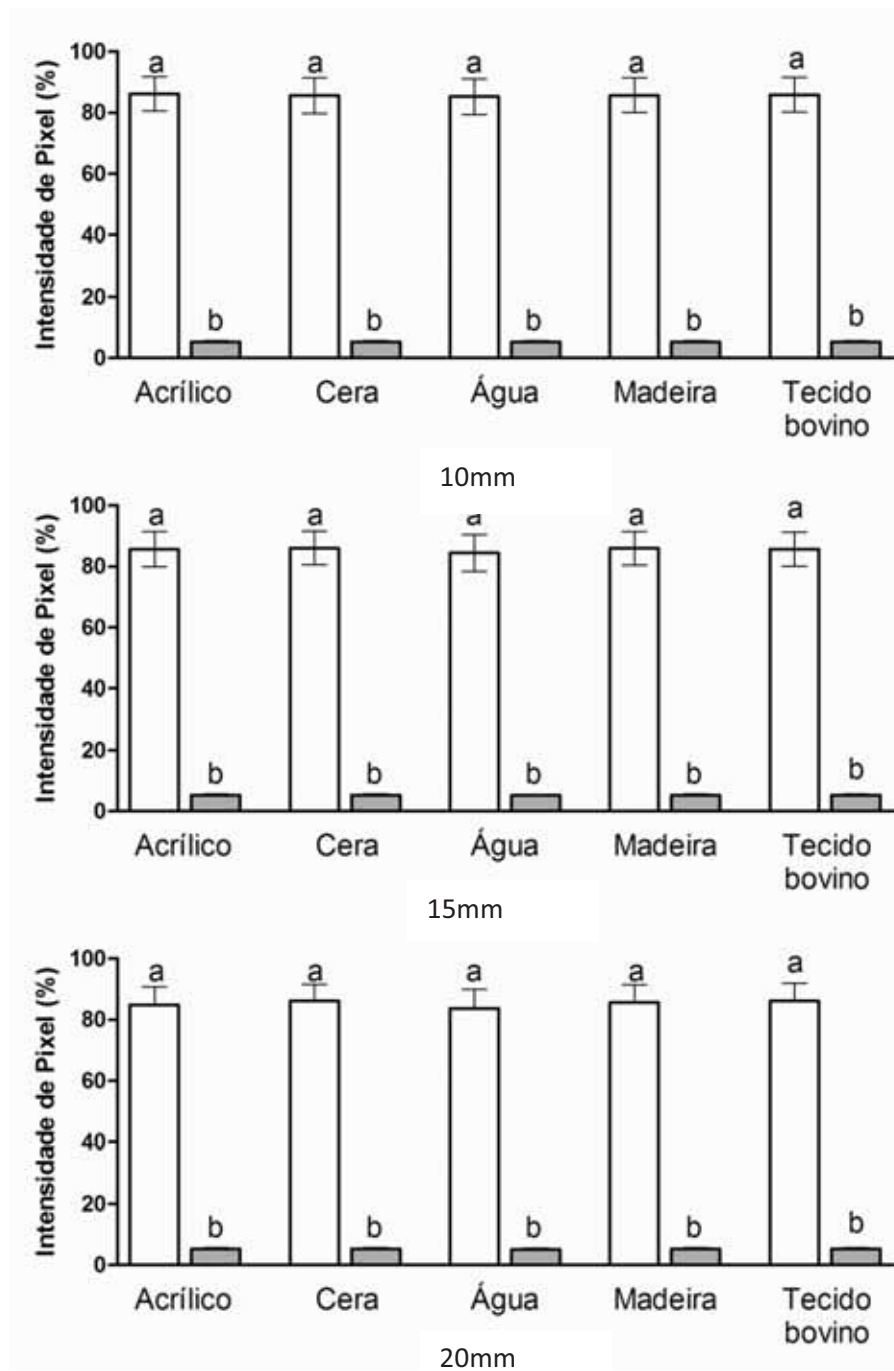


GRÁFICO 12 – Intensidade de pixel (média e desvio padrão) em 8 bits (barras brancas) e 16 bits (barras cinza), na região 2, e sua comparação. Letras iguais indicam igualdade estatística.

6 DISCUSSÃO

A falta de padronização quanto à natureza e espessura dos simuladores de tecido mole está presente nos estudos in vitro. Na literatura encontramos trabalhos que utilizam diferentes materiais, como: acrílico, cera, água, madeira em diferentes espessuras^{10,38-41,66, 69, 70, 80}. A influência dos simuladores de tecido mole foi avaliada em apenas em dois estudos, que mostraram que os materiais e espessuras utilizados influenciaram os valores de densidade óssea^{8,72}.

Nesse estudo utilizamos dois tipos de metodologia para avaliar a densidade óssea e dentária: a subtração radiográfica digital e a intensidade de pixel. A SR é indicada para a detecção de mudanças mínimas na imagem radiográfica, na qual a manutenção dos fatores geométricos é fundamental para o emprego correto da metodologia^{9,11,12,13,37,46,62,67,69,71,80}. O sensor (CCD) Visualix eHD Gendex foi escolhido por ser um sistema radiográfico digital direto, que não precisa ser removido da posição, após a exposição ao feixe de raios X, permitindo assim uma melhor manutenção dos fatores geométricos no experimento. Um dispositivo que posicionava a mandíbula, o sensor radiográfico e o cilindro de raios X foi desenvolvido para garantir a reprodutibilidade dos fatores geométricos, desta forma, somente os materiais simuladores de tecido mole foram posicionados para a realização das tomadas sequencialmente. Outro aspecto importante desse tipo de sistema

digital, em comparação com os que utilizam placas de fósforo é que este último possui uma latitude de exposição bem maior que o sensor e o filme radiográfico¹⁸, fato que poderia levar à utilização de tempos de exposição maiores ou menores do que os necessários, além de ter mostrado em estudo piloto, realizado previamente, a inversão dos resultados de densidade cuja provável explicação foi que o sistema digital com placa de fósforo que utiliza um leitor a laser corrigiria a densidade.

A intensidade de pixel é uma metodologia mais simples de ser realizada do que a subtração radiográfica, com eficácia comprovada^{34,72,74} cuja vantagem em relação à subtração digital é a possibilidade de analisar imagens com pequenas diferenças na padronização geométrica e quanto à variabilidade relativa ao grau de escurecimento.

Quando o feixe de raios X passa através dos tecidos moles alguns desses fótons são absorvidos pelos tecidos e outros atenuados modificando assim a formação da imagem no filme ou sensor radiográfico, e conseqüentemente a densidade óssea, se compararmos com tomadas radiográficas onde não existe tecido mole, como em estudos experimentais que utilizam, por exemplo, mandíbula macerada ou dente extraído. O fenômeno da atenuação depende de interações atômicas, portanto materiais com diferentes composições devem levar a diferentes graus de atenuação⁶¹.

A escassez de estudos pertinentes na literatura que venham a embasar o uso dos simuladores de tecido mole dificulta a discussão

dos resultados obtidos nesse estudo. Os estudos de Braga et al.⁸ (2006) e Souza et al.⁷² (2004) mostraram que materiais diferentes com uma mesma espessura apresentaram diferentes densidades ópticas na região óssea mandibular, entretanto nesses estudos foram utilizadas metodologias diferentes da adotada no nosso estudo, dificultando a comparação dos resultados.

Os resultados referentes à análise da região 1(osso), tanto pela análise da área de ganho por subtração radiográfica quanto pela avaliação da intensidade de pixel mostrou que os diferentes simuladores de tecido mole e espessuras utilizados não influenciaram a densidade radiográfica dessa região. Portanto na análise por subtração radiográfica digital não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais e espessuras testados (Gráficos 1 e 2, Tabelas 2 e 3), tanto nas imagens com 8 bits (Gráficos 3 e 4) quanto nas imagens com 16 bits (Gráficos 5 e 6). Não foi observada diferença entre a média de intensidade de pixel dos diferentes materiais testados, entretanto houve diferença entre a média da intensidade de pixel obtida com a exposição sem material e com os materiais testados. Este resultado mostra que os materiais utilizados interferiram na atenuação dos raios X, fato que não ocorreu quando não se utilizou nenhum tipo de material.

O tecido ósseo apresenta espaços medulares e esses na imagem radiográfica apresentam-se radiolúcidos, ou seja, com menor densidade radiográfica. Portanto, nessas regiões a atenuação promovida pela interposição dos simuladores de tecido mole é mais

perceptível do que no esmalte e dentina. Ao analisar a figura 5 e 6 podemos observar que o ganho representado pela cor azul, provavelmente segue a forma do trabeculado ósseo, confirmando essa afirmação.

Nossos resultados mostraram que na análise por subtração radiográfica digital da região 2 (estrutura dental), os materiais e espessuras testados não mostraram área de ganho de densidade (Tabela 4). Da mesma forma, na avaliação da intensidade de pixel da região 2 (estrutura dental) não foi observada diferença entre os materiais simuladores de tecido mole e sem material, tanto nas imagens com 8 bits (Gráficos 7 e 8) quanto nas imagens com 16 bits (Gráficos 9 e 10). Portanto em estudos in vitro que avaliam a estrutura dental pelo método da subtração radiográfica, não há necessidade de se utilizar os simuladores de tecido mole em dentes hígidos. Esse achado pode estar relacionado à alta densidade (imagens mais claras) observada nas imagens radiográficas da estrutura dental, principalmente do esmalte, entretanto a atenuação dos feixes de raios x pelos materiais simuladores de tecido mole podem interferir na imagem de estruturas de menor densidade, como o osso.

Alguns estudos sobre diagnóstico de cárie avaliaram cavitações e processos de desmineralização^{3,9,10,32,33,35,40,41,49,79,80,82} portanto existe a perda de estrutura dental. Assim, os simuladores de tecido mole podem levar a uma redução no contraste da imagem radiográfica, dificultando o diagnóstico, fato que representa o que

ocorre in vivo, mas a estrutura dental hígida não será alterada pelo uso dos simuladores.

Para comparar os resultados de intensidade de pixel obtidos com imagens de 8 e 16bits, os dados foram convertidos em escala de acordo com o valor máximo expresso e a análise estatística apresentadas nos Gráficos 11 e 12 mostrou que houve diferença entre as grandezas encontradas, entretanto essa diferença não mudou os resultados, visto que todos os simuladores apresentaram igualdade estatística tanto para as imagens com 8 bits quanto as imagens com 16 bits.

Comparando os dados de 8 e 16 bits dois a dois, mesmo com o uso de uma escala na tentativa de aproximar as grandezas, eles foram sempre numericamente diferentes, porém, para as comparações feitas entre os materiais e regiões, dentro de um mesmo numero de bits, os resultados obtidos foram os mesmos. Semelhantemente a outros estudos da literatura, nos quais não encontraram diferença na profundidade de bit e na detecção de lesões cariosas⁸¹ e lesões periodontais⁶⁰.

A análise dos dados de área de ganho por subtração radiográfica mostrou que não houve diferença entre os diferentes materiais simuladores de tecido mole e espessuras. Considerando que a análise da área de ganho representa cientificamente um modelo eficaz de análise. Destacamos os resultados obtidos nos quais não houve diferença estatisticamente significativa entre os

materiais e as espessuras, resultados concordes com a análise de intensidade de pixel.

Apesar de a subtração radiográfica digital apontar apenas as mudanças ocorridas na imagem, eliminando o substrato semelhante nas duas imagens, e a análise da intensidade de pixel se referir a média dos níveis de cinza, os dois tipos de análise avaliam intensidade de pixel. Portanto nesse modelo experimental não foram constatadas diferenças entre os materiais e espessuras testados pela análise da área de ganho por subtração radiográfica digital e essas não foram observadas pela análise por intensidade de pixel.

Esses resultados podem ser justificados pelo fato de ter sido utilizado um sensor CCD com uma latitude de exposição maior que o filme radiográfico, argumento baseado no trabalho de Farman et al.¹⁸ (2005) que mostrou que o sensor CCD apresenta diferentes latitudes de exposição, dependendo do equipamento utilizado, maiores do que o filme radiográfico e menores do que no sistema de placa de fósforo.

Provavelmente as diferenças não encontradas nesse estudo possam ser avaliadas em modelo experimental que utilize o filme radiográfico. Como foi utilizado nos estudos de Braga et al.⁸(2006) e Souza et al.⁷² (2004) nos quais as imagens foram obtidas com filme radiográfico e posteriormente digitalizadas. Provavelmente essa diferença na metodologia pode ter ocasionado as divergências entre os resultados encontrados.

Outro aspecto a ser considerado é que apesar da hipótese do filme radiográfico convencional poder apresentar diferenças

estatisticamente significantes, entre a utilização ou não de materiais simuladores de tecido mole, a utilização do sistema radiográfico digital direto tem aumentado nesses últimos anos, sendo necessário conhecer as diferenças que ocorrem entre os sistemas de captura de imagens radiográficas.

Considerando os resultados encontrados nesse estudo quanto ao uso das metodologias de subtração radiográfica digital e intensidade de pixel na prática clínica, podemos afirmar que os dois métodos levaram a um mesmo resultado.

6 CONCLUSÃO

De acordo com os limites desse estudo podemos concluir que:

- Pela análise por subtração radiográfica digital e intensidade de pixel os materiais testados influenciaram significativamente o ganho de densidade na região óssea e dental, entretanto não foi observada diferenças entre eles.
- Pela análise por subtração radiográfica digital e intensidade de pixel a espessura dos materiais testados também não influenciou significativamente o ganho de densidade na região óssea e dental.
- Na análise de intensidade de pixel a profundidade de bit (8bit e 16bit) não influenciou nos resultados, tanto no tecido ósseo quanto dental.

8 REFERÊNCIAS*

1. Aagaard E, Donslund C, Wenzel A, Sewerin I. Performance for obtaining maximal gain from a program for digital subtraction radiography. *Scand J Dent Res.* 1991;99:166-72.
2. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155-70.
3. Alves LS, Fontanella V, Damo AC, Ferreira de Oliveira E, Maltz M. Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:135-41.
4. Bae KH, Han JS, Seol YJ, Butz F, Caton J, Rhyu IC. The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital subtraction radiographic evaluation. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28:137-43.
5. Benchimol D, Näsström K, Shi X. Evaluation of automatic exposure control in a direct digital intraoral system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38:407-12.
6. Benfica e Silva J, Leles CR, Alencar AH, Nunes CA, Mendonça EF.. Digital subtraction radiography evaluation of the bone repair process of chronic apical periodontitis after root canal treatment. *Int Endod J.* 2010;43:673-80
7. Borg E, Gröndahl HG. Endodontic measurements in digital radiographs acquired by a photostimulable, storage phosphor system. *Endod Dent Traumatol.* 1996;12:20-4.

*De acordo com o estilo Vancouver.

Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

8. Braga CPA, Gegler A, Fontanella V. Avaliação da influência da espessura e da posição relativa de materiais simuladores de tecidos moles na densidade óptica de radiografias periapicais da região posterior da mandíbula. *Cienc Odontol Bras.* 2006; 9: 52-8.
9. Carneiro LS, Nunes CA, Silva MA, Leles CR, Mendonça EF. In vivo study of pixel grey-measurement in digital subtraction radiography for monitoring caries remineralization. *Dentomaxillofacial Radio.* 2009; 38: 73–8.
10. Castro VM, Katz JO, Hardman PK, Glaros AG, Spencer P. In vitro comparison of conventional film and direct digital imaging in the detection of approximal caries. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36: 138-42.
11. Corbet EF, Ho DK, Lai SM. Radiographs in periodontal disease diagnosis and management. *Aust Dent J.* 2009;54 Suppl 1:S27-43
12. Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. Quantitative digital subtraction radiography for the determination of small changes in bone thickness: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998; 85: 462–72.
13. Christgau M, Moder D, Wagner J, Gläss M, Hiller K-A, Wenzel A, et al. Influence of autologous platelet concentrate on healing in intra-bony defects following guided tissue regeneration therapy: a randomized prospective clinical split-mouth study. *J Clin Periodontol.* 2006; 33: 908–21.
14. Davis M, Allen KM, Hausmann E. Effects of small angle discrepancies on interpretations of subtraction images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;78:397-400.

15. Deserno TM, Rangarajan JR, Hoffmann J, Brägger U, Mericske-Stern R, Enkling N. A posteriori registration and subtraction of panoramic compared with intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:e39-45.
16. Dove SB, McDavid WD, Hamilton KE. Analysis of sensitivity and specificity of a new digital subtraction system: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89:771-6.
17. Eickholz P, Krigar DM, Kim TS, Reitmeir P, Rawlinson A. Stability of clinical and radiographic results after guided tissue regeneration in infrabony defects. *J Periodontol.* 2007;78:37-46.
18. Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;99:485-9.
19. Geraets WG, Verheij JG, van der Stelt PF, Horner K, Lindh C, Nicopoulou-Karayianni K, et al. Selecting regions of interest on intraoral radiographs for the prediction of bone mineral density. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37:375-9.
20. Gomes-Filho IS, Sarmiento VA, de Castro MS, da Costa NP, da Cruz SS, Trindade SC, et al. Radiographic features of periodontal bone defects: evaluation of digitized images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36, 256–62.
21. Goren AD, Dunn SM, Wolff M, van der Stelt PF, Colosi DC, Golub LM. Pilot study: digital subtraction radiography as a tool to assess alveolar bone changes in periodontitis patients under treatment with subantimicrobial doses of doxycycline. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106:e40-5.

22. Griffith JF, Engelke K, Genant HK. Looking beyond bone mineral density: Imaging assessment of bone quality. *Ann NY Acad Sci.* 2010; 1192:45-56.
23. Gröndahl HG, Gröndahl K. Subtraction radiography for the diagnosis of periodontal bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983;55:208-13.
24. Gröndahl HG, Gröndahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983;55:96-102.
25. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Digital subtraction radiography for diagnosis of periodontal bone lesions with simulated high-speed systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983;55:313-8.
26. Gröndahl K, Gröndahl HG, Webber RL. Influence of variations in projection geometry on the detectability of periodontal bone lesions. A comparison between subtraction radiography and conventional radiographic technique. *J Clin Periodontol.* 1984;11:411-20.
27. Güneri P, Gögüş S, Tuğsel Z, Boyacıoğlu H. Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36:484-9.
28. Güneri P, Gögüş S, Tuğsel Z, Ozturk A, Gungor C, Boyacıoğlu H. Clinical efficacy of a new software developed for dental digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35:417-21.
29. Haiter-Neto F, Casanova MS, Frydenberg M, Wenzel A. Task-specific enhancement filters in storage phosphor images from the Vistascan system for detection of proximal caries lesions of known size. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:116-121.

30. Haiter-Neto F, dos Anjos Pontual A, Frydenberg M, Wenzel A. A comparison of older and newer versions of intraoral digital radiography systems: diagnosing noncavitated proximal carious lesions. *J Am Dent Assoc.* 2007;138:1353-9; quiz 1382-3.
31. Haiter-Neto F, Wenzel A. Noise in subtraction images made from pairs of bitewing radiographs: a comparison between two subtraction programs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005;34:357-61.
32. Halse A, White SC, Espelid I, Tveit AB. Visualization of stannous fluoride treatment of carious lesions by subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;69:378-81.
33. Halse A, Espelid I, Tveit AB, White SC. Detection of mineral loss in approximal enamel by subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77:177-82.
34. Hedström L, Baigi A, Bergh H. The relation between bone mineral density in the heel and pixel intensity in the mandibular jaw bone among elderly women. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39:409-13.
35. Hellén-Halme K. Effect of two X-ray tube voltages on detection of approximal caries in digital radiographs. An in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2011; 15:209-13.
36. Huh KH, Lee SS, Jeon IS, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. Quantitative analysis of errors in alveolar crest level caused by discrepant projection geometry in digital subtraction radiography: an in vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005;100:750-5.

37. Hwang YJ, Fien MJ, Lee SS, Kim TI, Seol YJ, Lee YM, et al. Effect of scaling and root planing on alveolar bone as measured by subtraction radiography. *J Periodontol.* 2008;79:1663-9.
38. Kaffe I, Littner MM. Influence of soft tissue on density and relative contrast between gutta-percha and dentin images. An in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 1995; 24:13-6.
39. Kamburoglu K, Senel B, Yüksel SP, Ozen T. A comparison of the diagnostic accuracy of in vivo and in vitro photostimulable phosphor digital images in the detection of occlusal caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 17–22.
40. Kang BC, Farman AG, Scarfe WC, Goldsmith LJ. Observer differentiation of proximal enamel mechanical defects versus natural proximal dental caries with Computed Dental Radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996; 82: 459-65.
41. Kang BC, Farman AG, Scarfe WC, Goldsmith LJ. Mechanical defects in dental enamel vs. natural dental caries: observer differentiation using Ektaspeed plus film. *Caries Res.* 1996; 30: 156-62.
42. Katsarsky JW, Levine MS, Allen KM, Hausmann E. Detection of experimentally induced lesions in subtraction images of cancellous alveolar bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77:674-7
43. Kullendorff B, Nilsson M, Rohlin M. Diagnostic accuracy of direct digital dental radiography for the detection of periapical bone lesions: overall comparison between conventional and direct digital radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;82:344-50.

44. Kullendorff B, Gröndahl K, Rohlin M, Henrikson CO. Subtraction radiography for the diagnosis of periapical bone lesions. *Endod Dent Traumatol.* 1988;4:253-9.
45. Lai SM, Zee KY, Lai MK, Corbet EF. Clinical and radiographic investigation of the adjunctive effects of a low-power He-Ne laser in the treatment of moderate to advanced periodontal disease: a pilot study. *Photomed Laser Surg.* 2009;27:287-93.
46. Lee SS, Huh YJ, Kim KY, Heo MS, Choi SC, Koak JY, et al. Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 98: 471–5.
47. Lehmann TM, Troeltsch E, Spitzer K. Image processing and enhancement provided by commercial dental software programs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31:264-72.
48. Li G, Qu XM, Chen Y, Zhang J, Zhang ZY, Ma XC. Diagnostic accuracy of proximal caries by digital radiographs: an in vivo and in vitro comparative study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:463-7.
49. Licks R, Licks V, Ourique F, Radke Bittencourt H, Fontanella V. Development of a prediction tool for low bone mass based on clinical data and periapical radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 224-30.
50. Mahl CR, Fontanella V. Evaluation by digital subtraction radiography of induced changes in the bone density of the female rat mandible. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37:438-44.

51. Markaki VE, Asvestas PA, Matsopoulos GK. An iterative point correspondence algorithm for automatic image registration: an application to dental subtraction radiography. *Comput Methods Programs Biomed.* 2009;93:61-72.
52. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 6: 23-31.
53. Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103:825-9.
54. de Morais JA, Trindade-Suedam IK, Pepato MT, Marcantonio E Jr, Wenzel A, Scaf G. Effect of diabetes mellitus and insulin therapy on bone density around osseointegrated dental implants: a digital subtraction radiography study in rats. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:796-801.
55. de Morais JA, Sakakura CE, Loffredo LC, Scaf G. Accuracy of zoomed digital image in the detection of periodontal bone defect: study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35: 139–42.
56. Morea C, Dominguez GC, Coutinho A, Chilvarquer I. Quantitative analysis of bone density in direct digital radiographs evaluated by means of computerized analysis of digital images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39:356-61.
57. Nackaerts O, Jacobs R, Devlin H, Pavitt S, Bleyen E, Yan B, et al. Osteoporosis detection using intraoral densitometry. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37: 282-7.

58. Nicopoulou-Karayianni K, Brägger U, Bürgin W, Nielsen PM, Lang NP. Diagnosis of alveolar bone changes with digital subtraction images and conventional radiographs. An in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991;72:251-6.
59. Okano T, Mera T, Ohki M, Ishikawa I, Yamada N. Digital subtraction of radiograph in evaluating alveolar bone changes after initial periodontal therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990;69:258-62.
60. Pass B, Furkart AJ, Dove B, McDavid WD, Gregson PH. 6-bit and 8-bit digital radiography for detecting simulated periodontal lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994;77:406-11
61. Pietrobelli A, Formica C, Wang Z, Heymsfield SB. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts. *Am J Physiol.* 1996; 271: 941-51.
62. Ricketts DN, Ekstrand KR, Martignon S, Ellwood R, Alatsaris M, Nugent Z. Accuracy and reproducibility of conventional radiographic assessment and subtraction radiography in detecting demineralization in occlusal surfaces. *Caries Res.* 2007;41:121-8.
63. Rosa GM, Lucas GQ, Lucas ON. Cigarette smoking and alveolar bone in young adults: a study using digitized radiographs. *J Periodontol.* 2008 Feb;79:232-44
64. Rudolph DJ, White SC, Mankovich NJ. Influence of geometric distortion and exposure parameters on sensitivity of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987;64:631-7.

65. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1986; 21:486-95.
66. Sanden E, Koob A, Hassfeld S, Staehle HJ, Eickholz P. Reliability of digital radiography of interproximal dental caries. *Am J Dent.* 2003; 16: 170-6.
67. Sakakura CE, Marcantonio E Jr, Wenzel A, Scaf G. Influence of cyclosporin A on quality of bone around integrated dental implants: a radiographic study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:34-9.
68. Sakakura CE, Neto RS, Bellucci M, Wenzel A, Scaf G, Marcantonio E Jr. Influence of homeopathic treatment with comfrey on bone density around titanium implants: a digital subtraction radiography study in rats. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:624-8.
69. Scaf G, Sakakura CE, Kalil PFD, Dearo de Morais JAN, Loffredo LCM, Wenzel A. Comparison of simulated periodontal bone defect depth measured in digital radiographs in dedicated and non-dedicated software systems. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35: 422-5.
70. Schulze RK, Nackat D, D'hoedt B. In vitro carious lesion detection on D-, E-, and F-speed radiographic films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 97: 529-34.
71. Shi XQ, Eklund I, Tronje G, Welander U, Stamatakis HC, Engstroem PE, et al. Comparison of observer reliability in assessing alveolar bone changes from color-coded with subtraction radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28: 31-6.
72. Souza PCH, Costa NP, Veeck EB. Influence of soft tissues on mandibular gray scale levels. *Braz Oral Res.* 2004; 18: 40-4.

73. Toback GA, Brunsvold MA, Nummikoski PV, Masters LB, Mellonig JT, Cochran DL. The accuracy of radiographic methods in assessing the outcome of periodontal regenerative therapy. *J Periodontol.* 1999;70:1479-89.
74. Tosoni GM, Lurie AG, Cowan AE, Burleson JA. Pixel intensity and fractal analyses: detecting osteoporosis in perimenopausal and postmenopausal women by using digital panoramic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:235-41.
75. Ulusu T, Bodur H, Odabas ME. In vitro comparison of digital and conventional bitewing radiographs for the detection of approximal caries in primary teeth exposed and viewed by a new wireless handheld unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 91–4.
76. Yang J, Pham SM, Crabbe DL. Effects of oestrogen deficiency on rat mandibular and tibial microarchitecture. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32: 247-51.
77. Wakoh M, Nishikawa K, Otonari T, Yamamoto M, Harada T, Sano T, et al. Digital subtraction technique for evaluation of peri-implant bone change in digital dental imaging. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2006;47:57-64.
78. Wenzel A, Sewerin I. Sources of noise in digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1991;71:503-8.
79. Wenzel A, Halse A. Digital subtraction radiography after stannous fluoride treatment for occlusal caries diagnosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;74:824-8.

80. Wenzel A, Anthonisen PN, Juul MB. Reproducibility in the assessment of caries lesion behaviour: a comparison between conventional film and subtraction radiography. *Caries Res* 2000;34: 214–218.
81. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103: 418-22.
82. Wenzel A, Pitts N, Verdonschot EH, Kalsbeek H. Developments in radiographic caries diagnosis. *J Dent.* 1993;21:131-40.
83. White SC. Oral radiographic predictors of osteoporosis. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31:84-92.
84. Ziedses des Plantes BG. The application of the subtraction method to cerebral angiography. *Prog Brain Res.* 1968;30:181-8.

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

Comitê de Ética em Pesquisa



Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DOS **TECIDOS MOLES SOBRE A DENSIDADE ÓSSEA MANDIBULAR**", sob o protocolo nº 59/08, de responsabilidade do Pesquisador (a) **GULNARA SCATF**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr, com validade de 01 (um) ano, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

Certify that the research project titled "**INFLUENCE OF SOFT TISSUES ON MANDIBULAR BONE DENSITY**", protocol number 59/08, under Dr. **GULNARA SCATF**, responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP. Approval is granted for 01 (one) year when the final review of this study will occur.

Araraquara, 06 de fevereiro de 2009.

Mirian Aparecida Onofre
Coordenadora

Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 02 de dezembro de 2011

ROBERTA GRASELLI BATITUCCI