

EDUARDO FIALHO DE ALMEIDA BRAGA

**UTILIZAÇÃO DA RADIOGRAFIA DIGITAL NA AVALIAÇÃO DE DOIS
BIOMATERIAIS EM MOLARES INFERIORES COM DEFEITO ÓSSEO DE FURCA
CLASSE II**

CAMPO GRANDE

2015

EDUARDO FIALHO DE ALMEIDA BRAGA

**UTILIZAÇÃO DA RADIOGRAFIA DIGITAL NA AVALIAÇÃO DE DOIS
BIOMATERIAIS EM MOLARES INFERIORES COM DEFEITO ÓSSEO DE FURCA
CLASSE II**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

**CAMPO GRANDE
2015**

FOLHA DE APROVAÇÃO

EDUARDO FIALHO DE ALMEIDA BRAGA

UTILIZAÇÃO DA RADIOGRAFIA DIGITAL NA AVALIAÇÃO DE DOIS BIOMATERIAIS EM MOLARES INFERIORES COM DEFEITO ÓSSEO DE FURCA CLASSE II

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Aprovada em _____ de _____ de _____, pela Comissão Examinadora.

Prof. Dr. Pedro Gregol da Silva

Instituição: FAODO-UFMS

Prof. Dr. Anísio Lima da Silva

Instituição: FAODO-UFMS

Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo

Instituição: FAODO-UFMS

Profa. Dra. Nara Rejane Santos Pereira

Instituição: FAODO-UFMS

Prof. Dr. Walter Leonardo Siqueira Zaia

Instituição: UNIRP-SP

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **Arnaud de Almeida Braga e Arilda Corrêa Fialho Braga**, pelo muito que representam na minha vida, pelo apoio, pelo amor, pelo carinho, me ajudando alcançar essa vitória.

Ao meu irmão **João Arnaud Fialho Braga**, pela confiança e saudável amizade em que vivemos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu amigo Prof. Dr. **José Peixoto Ferrão Júnior**, grande responsável pelo incentivo de eu estar realizando este trabalho, pela lealdade e confiança em mim depositada. Sem seu apoio hoje com certeza eu não estaria concluindo essa tese.

Ao Prof. Dr. **Pedro Gregol da Silva**, meu orientador, por seu grande trabalho na odontologia. Agradeço a dedicação, o bom humor, a paciência e constante disponibilidade, sempre incentivando e colaborando para realização deste trabalho, minha eterna amizade e gratidão.

Ao Prof. Dr. **Albert Schiaveto de Souza** que me ajudou na parte de análise estatística, que sem este seria impossível concluir este trabalho.

Ao Prof. Dr. **Ricardo Dutra Aydos**, Coordenador da Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da FAMED/UFMS, por sua dedicação e abnegação na realização deste nobre empreendimento.

Aos cirurgiões-dentistas proprietários do Centro Radiológico de Campo Grande e Ponta Porã (CROOP), **Fernando Roberto Ferreira Valente** e **Felipe Ferreira Valente**, que durante o tempo em que estive envolvido com a minha tese, me deram total apoio para que fosse possível a realização dessa pesquisa, muito obrigado pelas orientações.

Aos colegas e amigos Prof. Dr. **José Luiz Guimarães de Figueiredo** e Prof. Mestre **Antonio Eduardo Pagliusso Ascencio**, pelo apoio, pelas orientações, conselhos, sugestões e principalmente sua disponibilidade sem a qual não seria possível a realização desta pesquisa.

Aos amigos e Professores Mestre **Achilles Parma Neto**, Prof. Doutor **Alan Kalife Augusto Coelho** e Mestrando **Diego Peres** e demais Professores pelo auxílio durante minhas ausências em que estive envolvido com esta pós-graduação.

A duas pessoas, um agradecimento especial, que são elas o Prof. Mestre **Eduardo Meirelles Marcon** e a graduanda **Renata Silva de Souza**, que não mediram esforços para a ajuda em todos os momentos que precisei no auxílio com as cirurgias realizadas nesta pesquisa.

A cirurgiã dentista **Isabella Miotello Ferrão**, que participou no envolvimento da tese.

A **CAPES** que me ajudou com o apoio na liberação de uma bolsa estudantil, sendo muito importante para o auxílio das despesas para conclusão de minha Tese.

A todos os **Professores** das áreas conexas pela dedicação e transmissão de seus conhecimentos.

Às secretárias **Edna Faria Oshiro, Vera Nascimento Silva, Áurea Soares Gobi, Osvalda Vera e Silvana Macedo**.

A todos os **pacientes**, que não só colaboraram mais se tornaram novos amigos.

Amizade é quando você encontra uma pessoa que olha na mesma direção que você, compartilha a vida contigo e te respeita como você é!

Renato Russo

RESUMO

BRAGA, EFB. **Utilização da radiografia digital na avaliação de dois biomateriais em molares inferiores com defeito ósseo de furca classe II.** Campo Grande;2015. [Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Objetivo: Analisar os defeitos ósseos periodontais (lesão de furca classe II) através dos dados das imagens digitais obtidas através da técnica periapical do paralelismo e da técnica interproximal, comparando-as, na angulação de 0°, utilizando as ferramentas do Digora[®] Optime da Soredex. **Materiais e Métodos:** Para obtenção das imagens foi utilizado um aparelho de raios X da marca Dabi Atlante, onde o exame radiográfico foi padronizado para a obtenção da imagem digital com o maior detalhe, mínimo de distorção, usando o posicionador do tipo Rinn[®] e uma moldagem de resina das superfícies oclusais dos dentes a serem radiografados, na incidência radiográfica de 0°. O contraste e a densidade foram padronizados com o emprego do software no sistema digital Digora[®], que utiliza para a captura da imagem radiográfica o sensor tipo Placa de Fósforo Fotoestimuláveis e leitora a laser. As imagens digitais foram observadas e analisadas em um monitor de computador com o software do Digora[®], usando a ferramenta de densidade, após a realização da técnica cirúrgica e o preenchimento na região de furca classe II com dois tipos de biomateriais, foi feito acompanhamento do reparo ósseo através da imagem digital, inicial, 30, 60, 90, e 120 dias, para avaliarmos a qualidade da formação óssea presente na região de furca classe II, dos pacientes envolvidos na pesquisa e elaborar um melhor planejamento, utilizando, ou até mesmo indicando com base no melhor resultado. **Resultados:** Após o resultado estatístico, obtivemos tanto na incidência periapical e interproximal, não foi observado efeito significativo do biomaterial, nem a interação entre os fatores do biomaterial. **Conclusão:** Concluiu-se que na radiografia digital não ocorreram diferenças estatísticas da quantificação dos biomateriais no processo de regeneração óssea em tratamento de furca classe II.

Palavras Chave: Radiografia dentária, densidade óssea, regeneração, defeitos da furca.

ABSTRACT

BRAGA, EFB. **Use of digital radiography in the evaluation of two biomaterials in mandibular molars with bone defect by furcation class II.** Campo Grande; 2015.[Doctorate thesis submitted to the Graduate Program in Health and Development in the Midwest Region of the Federal University of the Mato Grosso do Sul].

Objective: To analyze the periodontal bone defects (injury furca class II) through the data obtained the periapical technique of parallelism and interproximal technique, comparing them, the angle of 0 °, using the Digora[®], Optime the Soredex tools. **Materials and Methods:** To obtain the images was used an apparatus of X-ray mark Dabi where the radiographic examination was standardized for obtaining a digital image with greater detail, minimal distortion, using the positioner type and a Rinn[®] resin molding of the occlusal surfaces of the teeth to be x-rayed, aiming to reproduce the distances of 40 cm focus/film and the object/film parallelism in radiographic 0 °. The contrast and density were standardized with the software employment in Digora[®], digital system, which it uses to capture the radiographic image sensor type photostimulable phosphor plate and laser reader. The digital images were observed and analyzed on a computer monitor with the Digora[®] software, using the density tool, that after performing the surgical technique, the padding in the region of class II furcation with two types of biomaterials was made tracking the bone healing through digital imaging, initial, 30, 60, 90, and 120 days to assess accurately the quality of bone formation in this region furcation class II patients involved in the research can develop a better planning, using, or even indicating based on the best result. **Results:** After the statistical result, we obtained both in periapical and interproximal incidence, which was no significant effect of the biomaterial or the interaction between biomaterial factors. **Conclusion:** We conclude that in digital radiography showed no statistical differences in quantification of biomaterials bone regeneration process in treating class II furcation.

Keywords: Dental radiography, bone density, regeneration of furcation defects.

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Resultados referentes à densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss® ou Lumina-Bone Porous® nos raios X com incidência periapical.....47
- Tabela 2 - Resultados referentes à análise multivariada das variáveis dependentes onde as mensurações foram feitas nos quatro momentos de análise, na incidência periapical.....48
- Tabela 3 - Resultados referentes à densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss® ou Lumina-Bone Porous® nos raios X com incidência interproximal.....51
- Tabela 4 - Resultados referentes à análise multivariada das variáveis dependentes onde as mensurações foram feitas nos quatro momentos de análise, na incidência interproximal.....52

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 - Apresentando a densidade da intensidade dos tons de cinza cor (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....48
- Gráfico 2 - Apresentando o mínimo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....49
- Gráfico 3 - Apresentando o máximo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....49
- Gráfico 4 - Apresentando a média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....50
- Gráfico 5 - Apresentando o desvio padrão da média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....50
- Gráfico 6 - Apresentando a densidade da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....52
- Gráfico 7 - Apresentando o mínimo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....53
- Gráfico 8 - Apresentando o máximo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....53
- Gráfico 9 - Apresentando a média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....54

Gráfico 10 - Apresentando o desvio padrão da média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.....54

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Posicionadores de radiografias do tipo Rinn®	38
Figura 2 - Posicionador montado para tomadas radiográficas da região de molares e pré-molares, mostrando o paralelismo do local do dente com o filme e o direcionamento perpendicular a ambos do feixe central de raios X.....	38
Figura 3 - Posicionador de resina sendo confeccionado para obter a forma da superfície oclusal dos dentes.....	38
Figura 4 - Registro sendo realizado dos posicionadores de radiografia e resina em oclusão, para manter o paralelismo dente/filme e distância foco/filme	39
Figura 5 - Paciente posicionado para a tomada radiográfica.....	39
Figura 6 - Vista frontal da direção da incidência dos raios X para obtenção da tomada radiográfica.....	39
Figura 7 - Marcas de caneta hidrográfica no posicionador de resina e na haste do posicionador Rinn® com referência fixa.....	40
Figura 8 - Marca no goniômetro para o ângulo vertical de 0 grau.....	40
Figura 9 - Leitor a laser de placa de fósforo fotoativado Digora® Optime da Soredex.....	40
Figura 10 - Armazenamento das radiografias digitais no programa do próprio Digora®	41
Figura 11 - Radiografias digitais periapical e interproximal.....	41
Figura 12 - Medição da densidade óssea da radiografia periapical.....	42
Figura 13 - Medição da densidade óssea da radiografia interproximal.....	42
Figura 14 - Radiografia digital interproximal inicial.....	43
Figura 15 - Radiografia digital interproximal final.....	43
Figura 16 - Radiografia digital periapical inicial.....	43
Figura 17 - Radiografia digital periapical final.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RTG	- Regeneração Tecidual Guiada
UMO	- Unidade Multicelular de Osso
PTFE	- Politetrafluoretileno
ANVISA	- Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ANOVA	- Análise de Variância
PSP	- Placa de fósforo foto-ativada
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
SIGPROJ	- Sistema de Informação e Gestão de Projetos

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem
mg	miligrama
ml	mililitro
mm	milímetro
mA	miliamperagem
nm	nanomêtro
kVp	quilovoltagem
μm	micromêtro
°	grau
<	menor
>	maior
=	igual
±	mais ou menos
-	menos
+	mais
®	marca registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 Regeneração Tecidual Guiada - RTG	19
2.1.1 Membrana absorvível.....	20
2.2 Furca.....	21
2.3 Biomateriais.....	22
2.3.1 Bio-Oss®	23
2.3.2 Lumina-Bone Porous®	25
2.4 Reparação Óssea.....	26
2.5 Radiografia Digital.....	27
3 OBJETIVOS.....	33
3.1 Objetivo Geral.....	33
3.2 Objetivo Específico.....	33
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	34
4.1 Materiais.....	34
4.2 Pacientes.....	35
4.3 Método.....	36
4.4 Análise Estatística.....	44
5 RESULTADOS.....	45
6 DISCUSSÃO.....	55
7 CONCLUSÃO.....	61
REFERÊNCIAS.....	62
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	68
APÊNDICE B – Declaração do Pesquisador.....	69
ANEXO 1 – Parecer Consubstanciado do CEP.....	70

1 INTRODUÇÃO

A doença periodontal é uma das maiores causas de perda de elementos dentários em todo o mundo. Essa perda do dente é causada pela reabsorção contínua e progressiva do osso alveolar, juntamente com a inserção das fibras que mantêm a estabilidade dental.

Alguns anos após a descoberta dos raios X, em novembro de 1895, por Wilhelm Conrad Röntgen, a destruição óssea periodontal tem sido avaliada observando as radiografias das regiões interdentárias, superfícies interproximais e das lesões de furca.

A perda óssea na região de furca dificulta o controle da placa bacteriana e o tratamento periodontal. O desenvolvimento da lesão de furca tem sido associado principalmente com a anatomia particular da localização anatômica, que ocorre após a exposição do fórnix e com a adesão específica de determinados microorganismos. Com a progressão da infecção ocorre um aumento da dificuldade de higienização, levando à infecção do espaço interradicular e, conseqüentemente, ao desenvolvimento da lesão óssea (PAPAPANOU; TONETTI, 2000). Para solucionar esse problema, um dos tratamentos possíveis é a Regeneração Tecidual Guiada (RTG), que consiste na seleção celular para o processo de reparação.

Os procedimentos de RTG têm por finalidade promover a inserção epitelial em uma posição mais coronária, regenerando parcial ou totalmente os tecidos de sustentação do dente. Este objetivo pode ser alcançado com o uso de membranas que isolam o tecido epitelial e conjuntivo dos demais tecidos periodontais durante o período de cicatrização. O uso de um biomaterial serve como arcabouço para as células no processo de reparo e também como anteparo para as membranas, evitando seu colapso para dentro do defeito (MARCON et al., 2013).

A barreira (membrana) é colocada em contato direto com a superfície óssea circundante, posicionando o periósteo na superfície externa da membrana. Portanto, é importante que a membrana apresente alguns princípios para otimização da neoformação óssea: possuir permeabilidade que permita a difusão de plasma e nutrientes, porém que impeça a passagem de células não osteogênicas; que tenha biocompatibilidade; e que funcione como suporte físico ao tecido mole circundante, prevenindo o colapso no espaço que será preenchido com um coágulo sanguíneo necessário para formação óssea; as barreiras devem estar bem fixas, sem

movimento, já que os micro movimentos poderão influenciar no tecido a ser formado (PEREIRA et al., 2012).

O biomaterial mais usado como arcabouço para sustentação da membrana é o Bio-Oss[®] um osso xenógeno, de origem bovina, que é conhecido como padrão ouro na literatura pelas suas características. O Bio-Oss[®] é uma hidroxiapatita bovina mineral, que apresenta cristalinidade e composição química semelhante ao osso mineral natural e devido as suas propriedades osteocondutoras, atua como um arcabouço permitindo a neoformação de capilares, de tecido perivascular e migração de células oriundas do leito receptor, é biocompatível e não induz resposta imune local ou sistêmica (ARTZI et al., 2002).

Outro biomaterial é o Lumina-Bone Porous[®] que apresenta uma altíssima porosidade e total semelhança com o tecido ósseo humano, possui imensa proliferação de vasos sanguíneos (angiogênese) e a migração de células ósseas devido à alta porosidade do Lumina-Bone Porous[®]. Sua similaridade com o tecido ósseo humano permite que a osteopromoção seja realizada da forma mais natural (SOARES, 2014).

Estudos clínicos demonstraram que a RTG é uma modalidade de tratamento de sucesso para cirurgia periodontal reconstrutiva. A regeneração dos defeitos de Furca Classe II, embora possível, não é considerada totalmente previsível e especialmente em termos de completo preenchimento ósseo (DELIBERADOR et al., 2008).

A imagem digital tem sido utilizada como um importante recurso diagnóstico na Odontologia. Ela contém maior detalhes de informações do que se poderia obter por técnicas radiográficas convencionais. A dificuldade no diagnóstico dos defeitos de furca desperta particular interesse, visto que o tratamento está relacionado à extensão do defeito ósseo. Além da qualidade da imagem, a habilidade do observador é essencial para verificar o crescimento e o potencial regenerativo em defeitos ósseos (TIHANYI et al., 2011).

Um dos grandes desafios em diagnósticos por imagem é detectar pequenas modificações nos tecidos mineralizados, antes que se tornem clinicamente evidentes. A radiografia de subtração digital é um método muito sensível, capaz de revelar alterações de densidade de apenas 5%, envolvendo o tecido ósseo na área pesquisada (LEVIN et al., 2011).

A proposta deste trabalho, foi comparar dois biomateriais no tratamento de lesões de furca classe II, o Bio-Oss[®] conhecido como padrão ouro para enxertia óssea humana e o Lumina-Bone Porous[®] produto lançado no mercado recentemente, que segundo seu fabricante apresenta características semelhantes ao Bio-Oss[®].

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Regeneração Tecidual Guiada - RTG

As técnicas regenerativas visam reproduzir ou reconstituir a parte perdida ou injuriada dos tecidos periodontais pela doença periodontal, por um tecido igual morfológicamente, de tal maneira que a função dessas estruturas seja restabelecida (POLIMENI et al., 2006). Estudos histológicos realizados em animais e humanos demonstraram o potencial regenerativo da técnica da RTG (IVANOVSKI, 2009).

A RTG é baseada no princípio de Melcher (1976), que afirmou que o tipo de cicatrização do defeito periodontal é determinado pelo primeiro tipo de célula que repovoa a superfície radicular (NYMAN et al., 1982). A RTG visa excluir o contato das células dos tecidos epitelial e conjuntivo gengival com a superfície radicular nos estágios iniciais da cicatrização, por essas não possuem a capacidade de regenerar os tecidos perdidos (CORTELLINI; TONETTI, 2000). Essa exclusão é feita através de uma membrana que atua como uma barreira mecânica, colocada internamente entre o retalho gengival e o defeito periodontal, permitindo que as células originárias do ligamento periodontal, células capazes de neoformar cemento e ligamento periodontal, repovoem e proliferem na superfície radicular (VILLAR; COCHRAN, 2010). Essa seleção é necessária devido à diferença de velocidade de divisão e de diferenciação celular dos diferentes tecidos; onde o tecido epitelial e o conjuntivo competem com vantagem no repovoamento celular do sítio cirúrgico em relação aos tecidos ósseo e do ligamento periodontal (cicatrização), impedindo assim a regeneração desses últimos (PARRISH et al., 2009).

Cada tipo de célula que repovoa a superfície radicular resulta num tipo específico de reparo ou regeneração do epitélio gengival (GOTTLOW et al., 2005). Dentre esses modelos de cicatrização, a formação de nova inserção por células do ligamento periodontal junto com neoformação óssea caracterizam o processo de regeneração. Os demais modelos representam o processo de reparação, que é a substituição do tecido perdido por um tecido diferente do original (PRETZL et al., 2008). A cicatrização que ocorre após raspagem sub-gengival ou mesmo cirurgias convencionais baseia-se na formação de um epitélio juncional longo; que, por sua formação, não permite a regeneração dos tecidos de inserção: osso alveolar, ligamento periodontal e cemento radicular (KASAJ et al., 2008).

2.1.1 Membrana absorvível

As membranas devem possuir alguns requisitos indispensáveis para agir como barreira física passiva: biocompatibilidade, propriedades oclusivas, capacidade de criação de espaço, integração tecidual e manuseio clínico (PAOLOANTONIO et al., 2008). As membranas absorvíveis além de possuírem essas propriedades e dispensar um segundo tempo cirúrgico, devem apresentar uma superfície porosa para permitir a invasão de osteoblastos e uma superfície lisa que previne a invasão de tecido fibroso para o interior do defeito ósseo (PRETZL et al., 2008).

As membranas reabsorvíveis foram desenvolvidas com o principal objetivo de evitar uma segunda intervenção cirúrgica, para a remoção da membrana implantada. Diversos materiais biocompatíveis, como o colágeno, ácido poligláctico, poliglactina-910, matriz dérmica acelular, dura-mater, periósteo e sulfato de cálcio foram utilizados. De forma semelhante ao descrito para membranas não-reabsorvíveis, as membranas reabsorvíveis são compatíveis e exercem a sua função de exclusão celular das células do tecido conjuntivo, promovendo o espaço para o crescimento e aderência periodontal (IVANOVSKI, 2009).

A eficácia clínica das membranas reabsorvíveis depende da sua capacidade para manter a integridade estrutural, durante as primeiras seis a oito semanas necessárias para o processo regenerativo e para a sua biodegradação progressiva, após este período (PARRISH et al., 2009).

Devido à presença de colágeno no osso alveolar, assim como no ligamento periodontal, a utilização destas membranas pode funcionar como uma estrutura biomimética para a regeneração destes tecidos. Adicionalmente, o colágeno estimula a proliferação de fibroblastos atuando como barreira para as células epiteliais, promove a hemóstase, favorece a angiogênese e o crescimento tecidual para o interior do defeito, de uma forma eficaz. É facilmente moldável e adaptado à anatomia dos defeitos. Estas membranas são reabsorvidas por via enzimática e pela atividade biológica dos macrófagos e neutrófilos (KASAJ et al., 2008).

As vantagens da utilização deste tipo de membranas incluem a facilidade de manuseamento e manutenção pós-operatória, sem a necessidade de realização de uma segunda intervenção cirúrgica, para a sua remoção. Como desvantagens destacam-se a taxa de degradação variável, não exercendo o efeito desejado, a sua reduzida visibilidade quando molhada, tendência ao colapso em defeitos intraósseos

e possíveis reações alérgicas locais (VILLAR; COCHRAN, 2010).

2.2 Furca

Evans et al. (1996) realizaram uma revisão de literatura sobre a frequência do fechamento de lesões de furca grau II com vários tipos de terapia periodontal regenerativa como enxertos ósseos, retalhos posicionados coronalmente, regeneração tecidual guiada com uso de barreiras e debridamento em campo aberto. Foram avaliados 55 artigos envolvendo 1016 lesões de furca. O fechamento completo das lesões de furca foi reportado em apenas 20% dos casos. A redução clínica de lesões grau II para grau I (preenchimento parcial) foi relatado em 33%. Portanto, uma melhora geral do quadro foi relatada em apenas 50% dos casos. A terapia regenerativa mais eficaz foi a combinação de RTG com enxerto ósseo (91% global). Resultados similares (88%) foram encontrados com o uso de osso liofilizado alógeno em associação com tetraciclina sem uso de barreira. A terapia menos efetiva foi o debridamento em campo aberto (2% fechamento total e 13% parcial). Concluíram que o objetivo primário da terapia regenerativa é o fechamento completo das lesões de furca, este não é comumente atingido.

Araújo et al. (1996) realizaram um estudo experimental em cães com o objetivo de descrever os tecidos formados após terapia com RTG em lesões de furca grau III em molares inferiores de cães e de comparar estes tecidos àqueles de furcas intocadas. O estudo foi realizado em 10 cães, que foram divididos em grupos; A: 6 cães, nos quais lesões de furca foram produzidas nos 3° pré-molares inferiores; e grupo B: 4 cães não tratados como grupo controle. No grupo A, foi realizada cirurgia reconstrutiva de acordo com princípios da RTG. Cinco meses após a cirurgia, todos os animais foram sacrificados, os cortes histológicos foram preparados e analisados por meio de microscopia óptica. Os dados coletados mostram que todos os sítios de lesão de furca do grupo A apresentavam novo cemento na região intra-radicular antes exposta e presença de fibras colágenas investindo neste novo cemento. As lesões não tratadas mostraram um tecido pobre e desorganizado e a formação óssea geralmente incompleta.

Araújo et al. (1999) realizaram um estudo experimental em cães para avaliar a formação de tecido ósseo nas lesões de furca. Foram utilizados 15 cães foxhound (grupo A) e 4 cães sem raça (grupo B). Os segundos e quartos pré-molares

inferiores foram extraídos e 17 dentes terceiros pré-molares foram designados como experimentais. Nestes foram produzidos defeitos de lado a lado com 4mm de altura e 3mm de largura. Cirurgia reconstrutiva foi realizada em seguida no grupo com RTG. A biópsia foi realizada nos tempos de 2 semanas, 1 mês, 2, 4, 5 e 6 meses. Os cães do grupo B representaram saúde, lesões iniciais não tratadas. Os cortes histológicos foram preparados e analisados. No grupo A, foi mensurada a quantidade de osso e medula óssea neoformados. Além disso, foram determinadas as proporções de ósteons primários e secundários e o número de Unidade Multicelular de Osso (UMO/mm²). No grupo B, a análise histológica foi realizada na área correspondente à cicatrização da furca. Os resultados mostraram que o processo de formação óssea em um defeito de furca grande pode ser dividido em 3 fases: I) formação de um tecido conjuntivo provisório; II) desenvolvimento de uma massa de osso primário; III) substituição desta massa por osso lamelar e medula óssea através dos processos de remodelação óssea. As trabéculas ósseas neoformadas foram reforçadas pela deposição de fibras ósseas e osso lamelar, um achado que valida o conceito de que o osso possui pouca capacidade de suportar forças, havendo a necessidade de ser reforçado com um osso mais maduro. A remodelação do osso neoformado resulta na formação de (I) um espaço medular grande no centro da furca e (II) um espaço medular menor na parte mais coronal do defeito. No final do estudo (6 meses), o espaço medular ocupava um espaço muito maior do que nas lesões de furca intocadas. Foi sugerido que o processo de remodelação óssea não estava completo no final deste estudo.

2.3 Biomateriais

Os biomateriais podem ser definidos como uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias, farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que são utilizados para melhorar, aumentar ou substituir parcial ou integralmente tecidos e órgãos (WENZ et al., 2001).

Segundo Artzi et al., (2002), os biomateriais devem ser caracterizados considerando algumas propriedades, como: composição química, morfologia, cristalinidade, área superficial específica e expectativa de degradação. Baseado nas propriedades acima descritas, os autores sugeriram que o biomaterial utilizado como enxerto deva demonstrar: biocompatibilidade, osteocondutividade, área superficial

suficiente a fim de permitir uma adequada revascularização para o sítio ósseo do hospedeiro, alta porosidade para ser completamente incorporado ao novo osso e moderada reabsorção, permitindo ao longo do tempo a remodelação óssea. Os biomateriais de origem bovina têm sido estudados desde a década de 60 (SCOPP et al., 1996). Sua resistência biomecânica é similar ao osso humano e tratamentos adequados para a sua obtenção podem evitar respostas imunológicas ou inflamatórias adversas (SU-GWAN et al., 2001). Os xenoenxertos podem ser produzidos a partir de osso bovino cortical ou medular. Uma das limitações associada a utilização dos enxertos xenógenos está relacionada a aspectos culturais e religiosos, além da possibilidade de transmissão de doenças. Porém, em contradição, foi demonstrada ausência de proteína no biomaterial por Benke et al. (2001) tornando-o seguro para a utilização em humanos.

2.3.1 Bio-Oss®

Segundo Su-Gwan et al. (2001), o Bio-Oss® é uma hidroxiapatita bovina mineral, que apresenta cristalinidade e composição química semelhante ao osso mineral natural e devido as suas propriedades osteocondutoras, atua como um arcabouço permitindo a neoformação de capilares, de tecido perivascular e migração de células oriundas do leito receptor. É biocompatível e não induz resposta imune local ou sistêmica (RICHARDSON et al., 1999).

A grande área de superfície interna similar ao osso humano facilita a absorção de proteínas endógenas e fatores de crescimento, assim como a composição química análoga ao osso humano com poucas hidroxilas e mais agrupamentos carbonatos do que outros materiais sintéticos (STEPHAN et al., 1999).

A produção do Bio-Oss® é um procedimento especial que consiste na completa eliminação das proteínas do osso bovino realizada por um processo de esterilização física e por procedimentos químicos. De acordo com o fabricante, esse material é uma matriz óssea mineral porosa, natural e não antigênica. Encontra-se disponível em blocos e também em grânulos cortical ou esponjoso. Apresenta uma variação granulométrica de 250µm a 1.000µm, sendo indicado para o tratamento de aumento ou reconstrução do rebordo alveolar, preenchimento de defeitos intra-ósseos e de alvéolos dentários, visando preservação do rebordo alveolar, elevação

do seio maxilar, preenchimento de defeitos periodontais associados à regeneração óssea guiada e preenchimento de defeitos periimplantares. Em relação aos poros presentes, o Bio-Oss[®] pode apresentar as seguintes formas: macro poros-poros com dimensão entre 300µm e 1500µm; micro poros-típicos canais haversianos e pequenos canais vasculares medulares dentro da estrutura óssea e espaços intercristais - pequenos poros, com dimensão entre 3nm e 26nm. Estas apresentações resultam em um percentual de porosidade entre 70% e 75%. Isto significa que quando o Bio-Oss[®] é colocado no interior de um defeito ósseo o material de enxertia só deverá ocupar entre 25% e 30% do defeito, permitindo que 75% do espaço sejam regenerados por novo tecido ósseo (WENZ et al., 2001).

O comportamento histomorfométrico e histoquímico do Bio-Oss[®] em alvéolos humanos mostrou um consistente padrão de neoformação óssea, reabsorção de perda do material, havendo uma intensa interação do material com o tecido, considerando-o biocompatível, biodegradável e osteocondutor (ARTZI et al., 2001).

O tamanho dos cristais comparável ao osso humano pode facilitar a sua absorção, e a sua especial arquitetura porosa natural e comum trabeculado muito semelhante ao osso humano promove uma melhor revascularização e, ainda, mantém um arcabouço para a osteocondutividade, aumentando a estabilização do coágulo e absorção sanguínea natural entre os micros e macros poros (RICHARDSON et al., 1999; ARTZI et al., 2000; WENZ et al., 2001).

As propriedades físico-químicas dos biomateriais deverão ser consideradas de acordo com o tipo de reparo desejado, morfologia e extensão do defeito ósseo. As propriedades físicas são específicas a área de superfície ou formato (bloco e partícula), porosidade (denso, macro ou micro poroso) e cristalinidade (cristalino ou amorfo) do produto. As propriedades químicas referem-se à razão molar cálcio/fosfato, composição química, grau de impureza elementar e substituição iônica na estrutura atômica (BENKE et al., 2001).

Piatelli et al. (1999) utilizaram Bio-Oss[®] como material de enxerto para elevação de seio maxilar e relataram a preservação na avaliação histológica de 20 casos em humanos, considerando-o um excelente substituto ósseo para elevação de seio maxilar, propiciando um bom volume para a instalação de implante, no entanto, partículas do material foram observadas após quatro meses da sua colocação.

Carvalho et al. (2002) avaliaram histologicamente o potencial de reparação óssea e osteocondução do Bio-Oss[®] e Bio-Gran[®] em cavidades preparadas em tíbias de ratos. Seus resultados permitiram concluir que o Bio-Oss[®] e o Bio-Gran[®] promoveram reparo integral das cavidades ósseas e que os materiais não foram reabsorvidos, mostrando um íntimo contato entre o tecido ósseo neoformado com as partículas, tanto do Bio-Oss[®] quanto do Bio-Gran[®].

2.3.2 Lumina-Bone Porous[®]

Lumina-Bone Porous[®] é um biomaterial de origem xenógena com altíssima porosidade e total semelhança com o tecido ósseo humano. É imensa a proliferação de vasos sanguíneos (angiogênese) e a migração de células ósseas devido à alta porosidade do Lumina-Bone Porous[®]. Sua similaridade com o tecido ósseo humano permite que a osteopromoção, seja realizada da forma mais natural. Seu processo de fabricação é atual e inovador. Basicamente a esterilização completa e a eliminação das proteínas do osso bovino por meios químicos isentam de processamento térmico, preservando totalmente os componentes desejáveis do tecido ósseo bovino e o baixíssimo teor de cristalinidade. Contém macro poros – poros com dimensão entre 70µm e 240µm – características típicas de canais haversianos, pequenos canais vasculares medulares internos do osso. Essa característica resulta de um percentual de porosidade entre 79% e 85% por grânulo, algo que favorece na absorção de proteínas endógenas, fatores do crescimento e considerável estabilização do coágulo, pelo fato do alto acesso das superfícies internas dos grânulos (SOARES, 2014).

O Lumina-Bone Porous[®] é um material que exerce função osteocondutora, contribuindo na formação de tecido ósseo e no crescimento de vasos sanguíneos; apresenta composição química de CaO 58%; P₂O₅ 40%; MgO 1% e Na₂O 1%. Sua biocompatibilidade está relacionada ao pH fisiológico (pH = 6). Além disso, a esterilização por radiação gama 25kGy e o processo de fabricação determinam um perfil cristalográfico de hidroxiapatita (GOULART; MORAES, 2014).

2.4 Reparação Óssea

Os mecanismos envolvidos nessas três fases podem ser resumidos em: lesão tecidual óssea e formação do coágulo (tampão hemostático temporário), alteração no fluxo e calibre dos vasos, aumento da permeabilidade vascular, aumento do número de células do tecido conjuntivo, neoformação de capilares, fagocitose do tecido necrótico (fornecendo suporte estrutural durante a fase inicial de cicatrização), desaparecimento dos macrófagos e leucócitos, promoção de osso imaturo (deposição do fundo da ferida para o centro), retorno da micro circulação, reorganização do trabeculado ósseo e substituição do osso imaturo por osso maduro (GREGORI, 1996).

A modelagem anabólica, aposição e reabsorção, da superfície óssea é a primeira resposta de cicatrização óssea, após a implantação de um dispositivo biocompatível no osso cortical. Da mesma forma que ocorre a cicatrização de uma fratura, forma-se um calo em ponte nas superfícies endóstea e perióstea, que se formam após a substituição do calo fibroso previamente formado. Em condições otimizadas (trauma e comprometimento vascular mínimo), o calo se origina a alguns milímetros da margem do local da implantação (MISCH, 2000).

A reconstrução funcional do calo ósseo é um processo lento, que pode durar meses e até anos. Durante este tempo o calo ósseo é completamente removido, quando as trabéculas ósseas e o osso compacto tornam-se funcionalmente orientados (WIKESJO et al., 2004).

O osso um tecido dinâmico que está em constante processo de reabsorção e remodelação, os eventos que ocorrem durante estes processos incluem várias etapas e têm os osteoblastos e osteoclastos como células responsáveis. Os osteoblastos derivam de três fontes: periósteo, endósteo e células mesenquimais indiferenciadas. Algumas destas células durante o processo de reparo são induzidas a transformar-se em osteócitos, que serão mineralizados, iniciando a deposição óssea (ERSANLI et al., 2004).

Os osteoclastos não se originam de células mesenquimais, mas sim do sistema hematopoiético, fazendo parte do grupo de células gigantes que fagocitam corpos estranhos. Sua função é de reabsorver osso necrótico e o que tenha necessidade de remodelação, ou seja, o osso mais mineralizado (FUGAZZOTTO, 2005).

Sempre que o osso é cortado, há um trauma mecânico e um térmico, sendo que o aumento da temperatura é o maior causador de prejuízo ao osso, no entanto não se podem esquecer outros fatores que estão associados à necrose do tecido ósseo. A reparação óssea pode ser dividida em três fases: inflamatória, reparadora e remodeladora. Na fase inflamatória, o sangue extravasado proporciona um aumento de volume e de temperatura da área, distensão dos tecidos moles próximos e alteração da pele, o hematoma. A fase reparadora apóia-se no coágulo que serve de ponte para o agrupamento de células reparadoras entre as extremidades ósseas fraturadas. Esta fase completa-se pela reabsorção dos tecidos desnecessários e ineficazes e o calo ósseo definitivo começa a formar-se sob linhas de tensão; a fase de remodelação conduz a área lesionada a suas condições morfofuncionais anteriores (FUJIHARA et al., 2005).

Os processos para reparação dos enxertos e biomateriais podem ser classificados de quatro formas: a osteogênese a qual promove o crescimento ósseo pela transferência de osteoblastos com o enxerto; a osteoindução a qual promove formação óssea a partir de células osteoprogenitoras, derivadas de células mesenquimais indiferenciadas do sítio receptor, sob o estímulo de uma ou mais substâncias indutoras liberadas pela matriz óssea do enxerto, como as proteínas morfogenéticas do osso; a osteocondução que proporciona crescimento ósseo a partir de células osteoprogenitoras que migraram do tecido circunjacente pela superfície do material enxertado, dando origem a osteoblastos e a osteopromoção que ocorre na presença de barreiras físicas, como membranas, que isolam o defeito da invasão das células de tecidos competidores com alta taxa de proliferação, limitando ou mesmo impedindo a formação de fibroses (DUNN et al., 2005).

2.5 Radiografia Digital

Schei et al., em 1959, foram os pioneiros na realização de métodos para determinar a porcentagem de osso alveolar nas áreas interproximais dos dentes. Utilizaram uma régua transparente para avaliar a perda óssea alveolar em radiografias, considerando 1mm como distância normal entre o limite amelocementário e a crista óssea alveolar, com isto foi criado um método de avaliação comparando radiograficamente o que seria o normal e o que seria o patológico em termos de reabsorção da crista óssea alveolar.

Com o avanço da radiografia digital, em 1994 foi introduzido no mercado o sistema Digora[®] 1.5 for Windows da Soredex, como uma maneira diferente de aquisição de imagens radiográficas intrabucais digitais, que tem importante papel na avaliação das perdas ósseas na periodontia e também na avaliação dos resultados nos tratamentos (SONODA,1983).

Na opinião de Schwartz et al. (1995), a discussão do uso de radiografias na determinação do tipo e severidade da doença periodontal, deve começar com ênfase no fato de que a radiografia é uma imagem de um objeto bidimensional em uma superfície tridimensional, estando em consequência sujeita à distorção da imagem radiográfica. Para minimizar tais distorções os autores recomendaram o uso de filmes periapicais na técnica do paralelismo, ou então, que sejam utilizadas radiografias interproximais, pois, segundo os mesmos, promovem mínima distorção, devido ao filme ser posicionado paralelamente ao longo eixo do dente e perpendicularmente ao feixe de raios X.

Diante das limitações da radiografia convencional, métodos recentes na obtenção de imagem digital podem ser indicados na avaliação de lesões ósseas periodontais. A manipulação destas imagens são recursos disponíveis no sistema digital, oferecendo novas informações, sendo desnecessárias exposições radiográficas adicionais, com a possibilidade de aumentar a eficácia diagnóstica em função do tipo de lesão. Para a sua manipulação, podem-se utilizar os programas específicos que promovem uma alteração de brilho e contraste, magnificação, texturização, subtração, inversão e colorização e também permitem determinar mensurações lineares e mostram a distribuição dos níveis de cinza (EICKHOLZ, 1999; WHITE, 1999) o que justificou a utilização da imagem digital em termos de manipulação, dentro deste trabalho, em relação ao tipo de radiografias.

As imagens digitais obtidas pelo sistema Digora[®]1.5, para análise subjetiva da densidade óssea após implantes de polímero de mamona em rádio de coelhos, ofereceram melhores condições de visualização, objetividade e precisão para realização da interpretação radiográfica da evolução do reparo ósseo tanto nos grupos controle como experimental (TAVANO et al., 1999).

Puppin (2000) relatou que a Orion Corporation Soredex (Finlândia) lançou comercialmente o Digora[®] que é um sistema de escaneamento e arquivamento de radiografias intrabucais. O sistema Digora[®] utiliza um scanner de mesmo nome, para ler radiografias a partir de placas de imagens reutilizáveis, criando um prontuário

radiográfico eletrônico que é armazenado no computador. O Digora[®] apresenta as seguintes vantagens em relação aos sistemas tradicionais de radiografias: 1) diminui o tempo requerido para obtenção da imagem na tela do computador, visto que a leitura através de um scanner, envolve menos de meio minuto; 2) não requer processamento do filme radiográfico; 3) a percentagem de imagens bem sucedidas é alta; 4) economiza tempo e esforço com o arquivamento e disponibilidade das imagens; 5) pode-se trabalhar a imagem aperfeiçoando-a por ajustes de brilho e contraste, bem como por vários outros tipos de comandos de aprimoramento (magnificar, girar, imagem em negativo, imagem em 3D, entre outros); 6) pode fazer cópias em papel se uma impressora estiver conectada ao sistema; 7) permite reduzir a dose de exposição aos raios X, pois as placas de imagem são muito mais sensíveis do que os filmes radiográficos, isto significa que a dose do paciente pode ser até 80% menor que a requerida em um filme convencional; 8) a alta taxa de sucesso nas imagens obtidas reduz a necessidade de expor novamente o paciente à radiação; 9) um controle de exposição automático assegura uma faixa de alcance dinâmico (tons de cinza) diminuindo substancialmente casos de sub e sobre-exposição; 10) não há necessidade de se substituir o aparelho de raios X do consultório, somente fazer os ajustes necessários na calibração do scanner Digora[®]; 11) os custos operacionais do Digora[®] são baixos, pois as placas de imagem apresentam preços atrativos e são reutilizáveis; 12) não requer câmara escura, equipamentos e produtos químicos para o processamento das imagens; 13) o Digora[®] é fácil de aprender e manipular.

A utilização de medidas de densidade óssea ou valores de pixel em imagens digitais mostra-se uma técnica eficiente para detectar o ganho de minerais durante o reparo ósseo (KHOCHT et al., 2003).

Martins et al. (2006) avaliaram objetiva e subjetivamente os efeitos de diferentes condições de armazenamento para avaliação após 4 horas das imagens serem capturadas usando placas de fósforo fotoestimulável do programa Digora[®]. As imagens foram obtidas de mandíbulas secas usando placas de fósforo do sistema Digora[®] (Soredex). Doze placas foram expostas e a leitura foi feita imediatamente após a captação. As placas foram novamente expostas e armazenadas combinando três tipos de armazenamento: a) temperatura ambiente; b) refrigeração; c) baixa umidade. As leituras foram feitas após 10 minutos, 30 minutos, 1 hora, 2 horas, 3 horas e 4 horas. A análise objetiva foi realizada por medidas de densidades dos

pixels e os dados analisados usando a estatística da análise de variância. A análise subjetiva foi realizada por três radiologistas e os resultados foram analisados usando o Mann Whitney U - test. Os autores concluíram que há uma perda de densidade da imagem após 4 horas de exposição que não pode ser detectada clinicamente, mas poderia comprometer a análise final.

A imagem digital tem sido utilizada como um importante recurso diagnóstico na Odontologia. A dificuldade no diagnóstico dos defeitos de furca desperta particular interesse, visto que o tratamento está relacionado à extensão do defeito ósseo. Além da qualidade da imagem, a habilidade do observador é essencial para o diagnóstico. Recurso técnico como a densidade poderia auxiliar na análise comparativa das imagens do mesmo defeito, entre os períodos de observação. O objetivo deste estudo foi avaliar a densidade radiográfica como auxiliar na determinação da extensão de defeitos de furca. Foram criados 24 defeitos de furca em dente birradicular mandibular de suínos, com profundidade crescente, numa sequência de remoção óssea simulando envolvimento de furca grau I, II e III sendo obtidas imagens digitais a cada passo. Determinaram a média de densidade dos defeitos inicial, grau I, grau II e grau III, num total de 96 imagens. Com os valores obtidos foi realizada análise de variância e teste de Tukey para comparação entre os graus de envolvimento de furca. Houve diferença significativa ($p < 0,001$) entre os defeitos: inicial e grau I, II e III; grau II e III. Não houve diferença significativa apenas entre os defeitos grau I e II ($p > 0,05$). A média de densidade para os grupos foi: inicial (-126,98), grau I (-112,52), grau II (-106,22) e grau III (-80,63). Concluiu-se que a densidade radiográfica pode auxiliar na quantificação de defeito de furca, constituindo recurso adicional à habilidade do observador (GIOVANINI et al., 2007).

Em 2009, Ferrão Júnior et al. realizaram um estudo tendo como objetivo apresentar sugestões para a padronização da medição das cristas ósseas interdentárias utilizando o sistema de radiografia digital Digora® (Soredex). Foi usado para as seis medições das alturas das cristas ósseas alveolares pelo exame clínico, de sondas milimetradas marca Hu-friedry, com o auxílio de uma marcação horizontal com as sondas que une as junções amelo-cementárias. A partir desta linha horizontal foram medidas as alturas das cristas alveolares nas posições mesial, central e distal, por vestibular e por lingual, entre dois dentes contíguos. O exame radiográfico foi padronizado para obter uma imagem digital com o maior detalhe, mínimo de distorção, usando o suporte e posicionador do tipo Rinn® e uma

moldagem de resina das superfícies oclusais dos dentes a serem radiografados, visando reproduzir as distâncias de 40cm foco/película e o paralelismo objeto/filme, nas cinco incidências radiográficas utilizadas (0°, +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda). O contraste e a densidade foram padronizados com o emprego do sistema digital Digora[®] que usa para a captura da imagem radiográfica o sensor tipo Placa de Fósforo Foto-ativada (PSP) e leitora a laser (FMX), além de exposições aos raios X adequadas a cada região. As imagens foram observadas e analisadas em um monitor de computador com o software do Digora[®] (DFW 2.5.1), usando a ferramenta de medição de distância, na mesma sequência usada no exame clínico, nos formatos de imagens padrão, 3D e negativa. Após o resultado estatístico descritivo, obtiveram o coeficiente de variação que se mostrou apenas regular, pois foi acima de 20%. A análise de variância múltipla (ANOVA) indicou que as medidas obtidas clinicamente são consideradas as mais exatas e comparáveis. Quando o tipo de tratamento da imagem pelo Digora[®] (DFW 2.5.1) mostrou a radiografia padrão teve resultados semelhantes ao exame clínico, a imagem radiográfica 3D variações para menos e as imagens negativas para mais. Tendo como conclusão, a padronização usada na pesquisa para o exame radiográfico mostrou que sempre existe uma pequena ampliação da imagem em relação às medidas clínicas; que a mais confiável para a observação e medição das cristas ósseas interdentárias é a imagem padrão, seguida pela imagem 3D e finalmente a negativa, do sistema Digora[®] de radiografia digital. A melhor incidência dos raios X usando o posicionador tipo Rinn[®] é a de 0°, depois +10°, -10° e 10° à direita; a incidência de 10° à esquerda é a que apresenta maior variação.

Martins et al. (2010) realizaram estudos seguindo os princípios de Regeneração Tecidual Guiada (RTG), utilizando biomembranas com avaliações macroscópicas e radiográficas com o objetivo de verificar o crescimento e o potencial regenerativo em defeitos ósseos. Utilizaram 27 coelhos que foram divididos em 3 grupos experimentais de acordo com o tratamento: Controle (A), Látex (B) e PTFE - Politetrafluoretileno (C) e subdivididos em 3 grupos para análise de neoformação periódica: 15 (I); 30 (II) e 60 dias (III). As cobaias foram submetidas à cirurgia para confecção de defeitos ósseos críticos em calvária e tratamento específico de cada grupo. Após os períodos as peças anatômicas obtidas foram radiografadas pelo método Digora[®] e realizadas fotografias digitais. As análises macroscópicas permitiram observar crescimento ósseo e áreas radiopacas

sugestivas de tecido ósseo. No período de 15 dias a densidade óssea nos grupos experimentais no defeito foi semelhante. Contudo, aos 60 dias, verificaram formação óssea homogênea para Látex e vários níveis de radiopacidade para PTFE e controle. Concluíram que biomembranas são bem indicadas em processos cirúrgicos para regeneração óssea.

Braga et al. (2011) realizaram estudos com o objetivo de analisar os defeitos ósseos periodontais, comparando-os através das imagens digitais, utilizando as ferramentas do Digora[®] fmx 2.5, com as convencionais na angulação de -10, 0 e +10°, pela análise de três observadores. As imagens foram obtidas utilizando-se aparelho de raios X convencionais, com padronização da tomada radiográfica através do posicionador de filmes tipo Rinn[®] e mantidos pela moldagem de resina das superfícies oclusais dos dentes. As radiografias convencionais foram realizadas com películas do tipo Insight da Kodak[®] e as imagens digitais através da placa de fósforo ativado, analisadas por meio do software do Digora[®] 2.5, utilizando a ferramenta para as alterações das imagens (padrão, 3D e negativa) e as convencionais observadas em negatoscópio apropriado. O resultado estatístico demonstrou diferença significativa na análise entre os observadores, quanto às imagens obtidas, as digitais produziram imagens consideradas de qualidade inferior sem alterações das ferramentas em comparação à radiografia convencional e quando da alteração da imagem digital (brilho, contraste, 3D), a qualidade aumentava significativamente, sendo comparável à produzida pela película convencional. Quanto ao direcionamento do feixe dos raios X, não foram detectadas diferenças entre os mesmos. Concluíram que os métodos radiográficos convencionais e digitais não demonstraram diferenças estatísticas na efetividade da quantificação dos defeitos ósseos periodontais.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

- Avaliar a neoformação de tecido ósseo em regiões de furca classe II após o preenchimento com biomateriais, através de imagens digitais.

3.2. Objetivo Específico

- Comparar a densidade óssea do tecido neoformado após preenchimento com dois biomateriais diferentes, através da radiografia digital.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

- Aparelho de raios X (Dabi-Atlante modelo Spectro 70 X, Classe I, Tipo B, corrente tubo 8 mA, voltagem tubo 70 kVp com número de série 000146);
- Digora[®] Optime (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia);
- Placas de fósforo fotoestimuláveis (Digora[®] Optime da Soredex);
- Computador (Intel-Core i5)
- Posicionadores de radiografias intra-orais periapicais na técnica do paralelismo Rinn[®] da XCP[®] Instruments Dentsply;
- Resina acrílica autopolimerizável pó e líquido da marca Vip Flash, Vip Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos;
- Vaselina sólida da marca Chemco;
- Clorexidina 2% (Instituto Bioquímico, Campo Grande, Mato Grosso do Sul, Brasil);
- Clorexidina 0,12% (Instituto Bioquímico, Campo Grande, Mato Grosso do Sul, Brasil);
- Mepivacaína com epinefrina 1:100.000 (Mepiadre[®], DFL Indústria e Comércio, Rio de Janeiro, Brasil);
- Luva de procedimentos clínicos (Embramac[®], Itapira, São Paulo, Brasil);
- Lâmina de bisturi 15c (Swann-Morton[®], Sheffield England);
- Cabo de bisturi (Quinelato[®], Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, São Paulo, Brasil);
- Descolador (Maximus, Instrumentos Hospitalares Ltda, Contagem, Minas Gerais, Brasil);
- Curetas de Gracey, 7-8, 11-12, 13-14 (Hu – Friedy[®], Hu – Friedy, Chicago, Illinois, Estados Unidos);
- Compressas de gaze hidrofílica (Cremer[®], Cremer SA., Blumenau, Santa Catarina, Brasil);
- Pedra de afiar (Hu – Friedy[®], Hu – Friedy, Chicago, Illinois, Estados Unidos);
- Agulha para anestesia (Injecta[®], Cremer SA., Blumenau, Santa Catarina, Brasil);

- Seringa hipodérmica de 10ml com agulha 30 x 7 (Injex[®], Cremer SA., Blumenau, Santa Catarina, Brasil);
- Cloridrato de tetraciclina 500mg (Tetracilin[®], Laboratório Teuto Brasileiro, Goiânia, Goiás, Brasil);
- Seringa carpule (Quinelato[®], Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, São Paulo, Brasil);
- Solução de água destilada para injeção (Equiplex[®], Equiplex Indústria Farmacêutica, Aparecida de Goiânia, Goiás, Brasil);
- Cuba de inox cirúrgica (Quinelato[®], Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, São Paulo, Brasil);
- Bolinhas de algodão estéreis (Cremer[®], Cremer SA., Blumenau, Santa Catarina, Brasil);
- Soro fisiológico (Sanobiol, Laboratório SanobiolLtda, Pouso Alegre, Minas Gerais, Brasil);
- Membrana GenDerm[®] (Baumer S.A , Mogi Mirim, São Paulo, Brasil);
- Lumina-Bone Porous[®] (Critéria, São Carlos, São Paulo, Brasil);
- Bio-Oss[®] (Geistlich Pharma AG Suíça);
- Porta agulha castroviejo (Maximus, Instrumentos Hospitalares Ltda, Contagem, Minas Gerais, Brasil);
- Fio de sutura 5-0 de mononaylon (Shalon[®], São Luís de Montes Belos, Goiânia, Brasil).

4.2 Pacientes

Após o encaminhamento do projeto ao SIGPROJ e à Plataforma Brasil com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) de número 17352413.1.0000.0021, foram selecionados 10 pacientes para a pesquisa (Anexo).

Os critérios de inclusão foram:

- Dentes com comprometimento de furca classe II, comprovada clinicamente e radiograficamente;
- Pacientes com primeiro e segundo molares inferiores, podendo ser um dos dentes do lado direito ou do lado esquerdo.

Os critérios de exclusão foram:

- Uso de antimicrobianos e/ou anti-inflamatórios até seis meses antes dos procedimentos;
- Alterações sistêmicas;
- Indivíduos fumantes.

4.3 Método

Dentre os pacientes que se apresentaram para triagem na Clínica de Periodontia da Faculdade de Odontologia “Albino Coimbra Filho” da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, foram selecionados dez pacientes dentro dos critérios da avaliação para a pesquisa, os que clinicamente através da sondagem com a sonda de Nabers e radiograficamente sugere a presença de doenças periodontais com comprometimento de furca classe II. Estes pacientes portadores do primeiro ou o segundo molar inferior, foram examinados na região de furca com auxílio da sonda de Nabers, podendo ser um dos dentes do lado direito ou do lado esquerdo da mandíbula ou ambos do mesmo lado.

Após a seleção dos dentes, foi realizada uma primeira radiografia digital com o Digora[®] Optime da Soredex para posterior controle e comparação do defeito ósseo da região a ser avaliada. Os pacientes selecionados foram submetidos primeiramente à terapia básica periodontal (orientação de higienização, raspagem e aplainamento radicular) realizados na forma clássica. Após 30 dias foram realizadas as cirurgias com anti-sepsia extra-oral com clorexidina 2% e a anti-sepsia intra-oral com bochecho de 1 minuto de clorexidina a 0,12%. A anestesia realizada foi por meio de bloqueio dos nervos alveolar inferior, bucal e lingual com cloridrato de mepivacaína com epinefrina 1:100.000.

Os molares selecionados foram acessados por meios de retalhos de espessura total, realizados com lâmina de bisturi 15c. Os retalhos foram afastados além da junção mucogengival, com auxílio de um descolador, podendo ou não ser feitas incisões relaxantes distantes do leito exposto, não só para permitir um melhor deslocamento coronário do retalho, mas também para melhorar o acesso, buscando completa cobertura da membrana. As regiões foram raspadas, curetadas e as superfícies radiculares receberam o tratamento de condicionamento com solução de tetraciclina ácida a 10%, aplicadas com 6 bolinhas de algodão estéreis, em intervalos de 30 segundos, totalizando 3 minutos, seguidas de irrigação abundante

de soro fisiológico. Após a adequação do meio, selecionamos a membrana reabsorvível de colágeno GenDerm[®] produzida pela Baumer S.A. em Mogi Mirim - SP, fazendo-se um recorte da membrana através de um molde de papel estéril. Os defeitos foram preenchidos com dois tipos de biomateriais embebidos em sangue, por toda a lesão, sendo no primeiro grupo (I) Lumina-Bone Porous[®] produzido pela Crítéria em São Carlos - SP, registrado na Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) nº 80522420001 e no segundo grupo (II) Bio-Oss[®] produzido pela Geistlich Pharma AG Suíça, representada pela Geistlich Pharma do Brasil em São Paulo – SP, total de 10 pacientes em 20 regiões no primeiro e/ou segundo molar dos defeitos ósseos, sendo concluída a estabilização da membrana por meio de suturas interdentárias com fio de sutura 5-0 de mononylon. No pós-operatório, os pacientes fizeram o uso sistêmico de amoxicilina 500mg, de 8 em 8 horas, durante 10 dias, ibuprofeno 600mg, de 12 em 12 horas, durante 4 dias, metronidazol 250mg, de 8 em 8 horas, durante 10 dias, dipirona gotas de 6 em 6 horas, quando houvesse dor e controle da microbiota local com bochechos de clorexidina a 0,12%, de 12 em 12 horas, por 30 dias. Os pontos foram retirados após 10 dias.

Após estes procedimentos realizamos as tomadas radiográficas digitais utilizando o Digora[®] Optime da Soredex com acompanhamento nas áreas das intervenções em inicial, 30, 60, 90 e 120 dias, num total de 200 imagens radiográficas. Para a obtenção das radiografias digitais utilizamos a técnica radiográfica periapical do paralelismo através dos posicionadores do filme da marca Rinn[®] da Dentsply, com ângulo de incidência do feixe de raios X de 0° (Figuras 1 e 2), conforme trabalho realizado por Braga et al. (2011), e a técnica radiográfica interproximal utilizando posicionadores do filme da marca Rinn[®] da Dentsply. As radiografias foram obtidas com um tempo de exposição de 0,2 segundos. Estas imagens foram identificadas com número para cada dente, tipo do biomaterial utilizado, quanto ao lado radiografado e a data de avaliação da imagem digital, identificada no arquivo de cada paciente.

Foram realizadas as comparações das imagens radiográficas digitais e seus tons de cinza, utilizando o programa Digora[®] Optime da Soredex, na ferramenta de densidade, delimitando a área na região de furca e anotando seus escores de acordo com as observações realizadas.



Figura 1 - Posicionadores de radiografias do tipo Rinn®

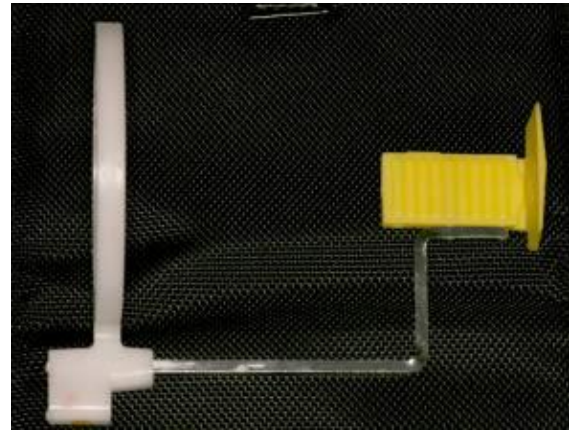


Figura 2 – Posicionador montado para tomadas radiográficas da região de molares e pré-molares, mostrando o paralelismo do local do dente com o filme e o direcionamento perpendicular a ambos do feixe central de raios X.

Em cada área foi confeccionado um posicionador com resina autopolimerizável (Figura 3), vaselinadas as coroas dos dentes superiores e inferiores para que não houvesse retenção do material.



Figura 3 - Posicionador de resina sendo confeccionado para obter a forma da superfície oclusal dos dentes.

Com a resina interposta entre os dentes de ambas as arcadas, foi inserido o posicionador de radiografias na posição (Figura 4) que seria posteriormente colocado para a confecção das radiografias e com a resina na fase borrachóide os pacientes realizavam a oclusão dos dentes sobre a resina e o posicionador

interposto, dando uma referência fixa (Figura 5) tanto pelos pontos demarcados pelas oclusais dos dentes na resina quanto pela marca da haste do posicionador.



Figura 4 - Registro sendo realizado dos posicionadores de radiografia e resina em oclusão, para manter o paralelismo dente/filme e distância foco/filme.

Este posicionador apresenta em sua superfície de oclusão ranhuras, o que facilita seu posicionamento e após obter as marcas foi retirado e aguardado sua polimerização final tendo então uma referência fixa para todas as tomadas radiográficas.



Figura 5 - Paciente posicionado para a tomada radiográfica.

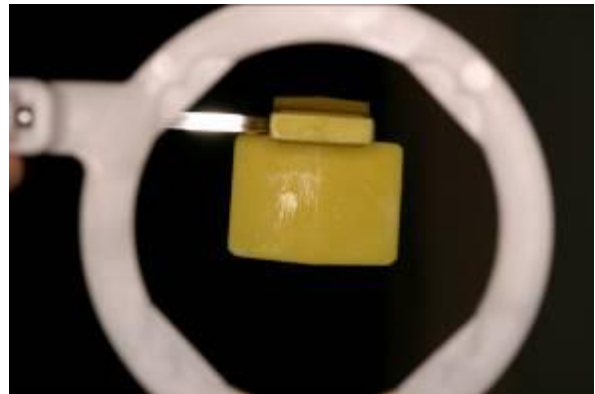


Figura 6 - Vista frontal da direção da incidência dos raios X para obtenção da tomada radiográfica.

Foram feitas tomadas radiográficas com as placas de fósforo e depois foram posicionadas no posicionador Rinn® no ângulo vertical de 0°.



Figura 7 - Marcas de caneta hidrográfica no posicionador de resina e na haste do posicionador Rinn® com referência fixa.

Para a realização destas tomadas os pacientes foram colocados na cadeira odontológica e com os posicionadores ajustados (Figura 5) foram realizadas duas marcas com caneta hidrográfica, uma na haste do Rinn® e outra no posicionador para que houvesse uma padronização da posição dos instrumentos de orientação.

A variação do ângulo vertical de 0° foi obtido no sentido vertical pela marcação existente de fábrica no goniômetro da junção da haste do aparelho com o cabeçote (Figura 7).



Figura 8 - Marca no goniômetro para o ângulo vertical de 0 grau.

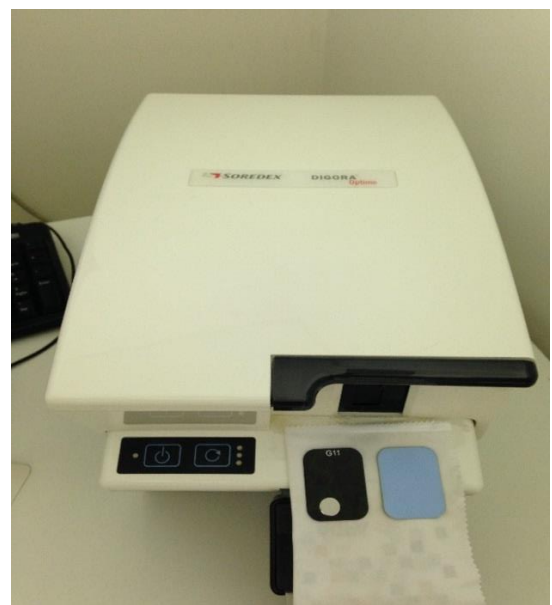


Figura 9 - Leitor a laser de placa de fósforo fotoativado Digora® Optime da Soredex.

As tomadas radiográficas seguintes seguiram estas orientações demarcadas na haste de acordo com as normas de segurança da Radiologia e os posicionadores com os filmes ajustados para a padronização das imagens. O tempo de exposição aos raios X foi de 0,2 segundo para cada imagem radiográfica digital.

As imagens placas de fósforo fotoativado foram levadas ao leitor a laser (Figura 9) onde foram processadas digitalmente e armazenadas no computador no programa do próprio Digora[®] em arquivos específicos para cada paciente, com a imagem classificada.

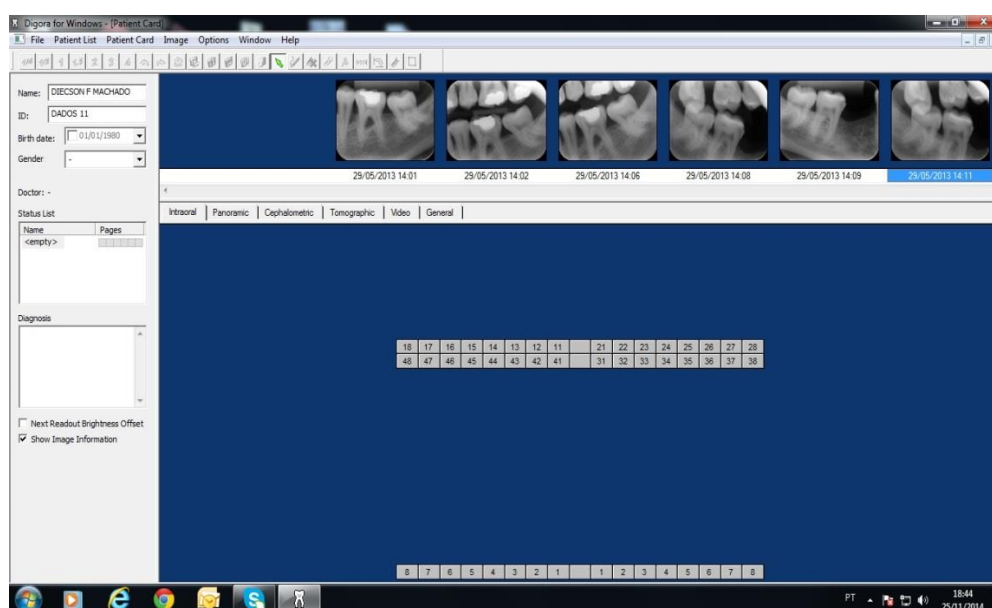


Figura 10 – Armazenamento das radiografias digitais no programa do próprio Digora[®]



Figura 11 – Radiografias digitais periapical e interproximal



Figura 12 – Medição da densidade óssea da radiografia periapical

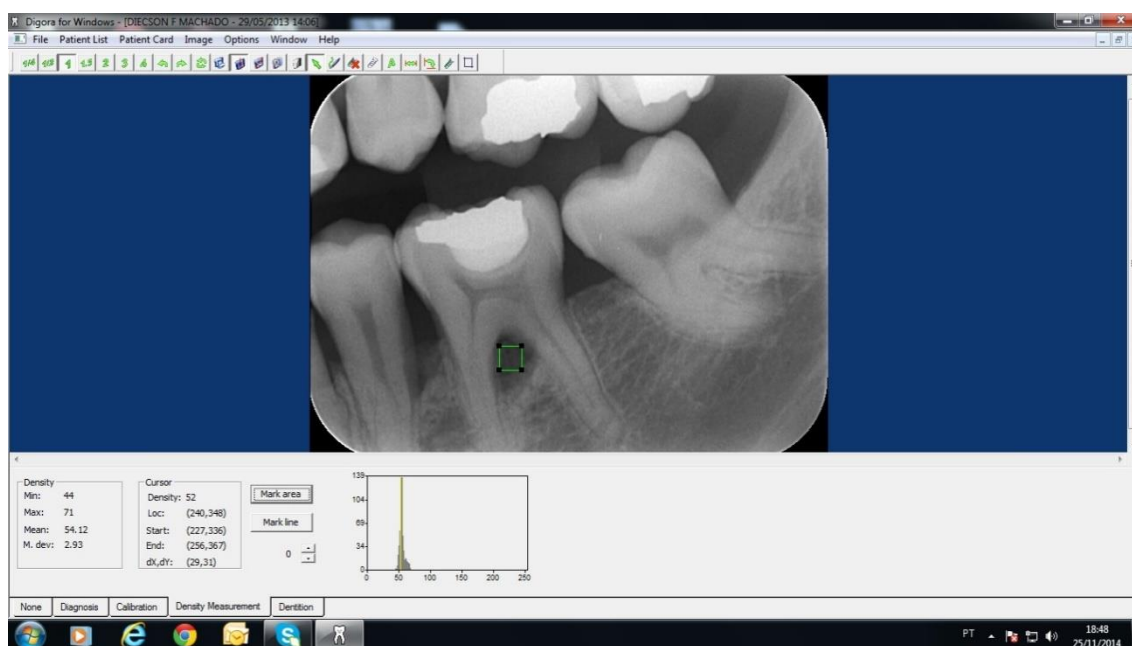


Figura 13 – Medição da densidade óssea da radiografia interproximal

Usando os recursos do programa Digora[®] (Figuras 12 e 13) as imagens foram ajustadas conforme a melhor qualidade conseguida segundo a acuidade visual do examinador treinado, sendo este ajuste apenas na densidade óssea.

As radiografias digitais iniciais interproximal e periapical (Figuras 14 e 16) possuem lesão de furca classe II e as radiografias digitais finais interproximal e periapical (Figuras 15 e 17) após inserção dos biomaterias com 120 dias.



Figura 14 – Radiografia digital interproximal inicial.



Figura 15 – Radiografia digital interproximal final.

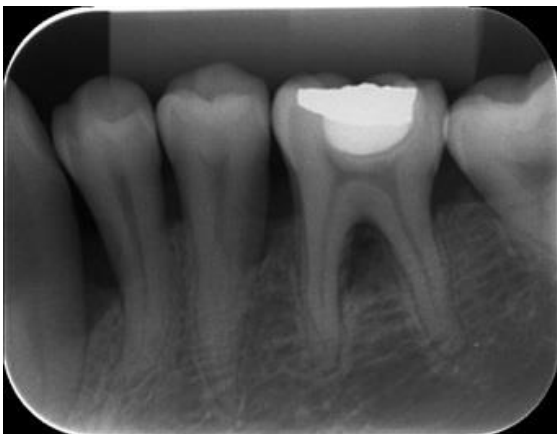


Figura 16 – Radiografia digital periapical inicial.



Figura 17 – Radiografia digital periapical final.

Foram comparadas as imagens radiográficas digitais utilizando a ferramenta (densidade óssea) do programa do Digora[®] na angulação de 0°, em 30, 60, 90 e 120 dias, quanto a melhor imagem para efeitos de qualidade, nitidez e diagnóstico das reabsorções ósseas alveolares (lesão de furca classe II).

Após a obtenção da comparação dos resultados estes foram transferidas para uma tabela confeccionada no programa Microsoft Excel 2007 para avaliação estatística.

4.4 Análise Estatística

A avaliação do efeito do biomaterial (Bio-Oss[®] ou Lumina-Bone Porous[®]), do efeito do momento de análise (inicial, 30, 60, 90 e 120 dias) e da interação entre estes dois fatores, em relação às variáveis densidade, valor mínimo, valor máximo, valor médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza nos raios X, tanto por incidência periapical como por incidência interproximal, foi realizada por meio do teste paramétrico ANOVA (Análise de Variância) de duas vias de medidas repetitivas, seguido pelo pós-teste de Tukey. Os demais resultados das variáveis avaliadas neste estudo foram apresentados na forma de estatística descritiva ou na forma de tabelas e gráficos. A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa estatístico SigmaPlot, versão 12.5, considerando um nível de significância de 5% (SHOTT,1990).

5 RESULTADOS

Neste estudo foram avaliados os raios X digitais de 10 pacientes ao se utilizar os biomateriais Bio-Oss[®] (dente 46) e Lumina-Bone Porous[®] (dente 36) em dentes hígidos. Os resultados referentes à densidade radiográfica, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss[®] ou Lumina-Bone Porous[®] nos raios X com incidência periapical, estão apresentados na Tabela 1.

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados referentes à análise multivariada dos dados, onde não foi observado efeito significativo do biomaterial, nem interação entre os fatores biomaterial e momento de análise, para as variáveis dependentes densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso, nos raios X com incidência periapical (efeito do biomaterial: valor de p variando entre 0,091 e 0,822; interação entre biomaterial e momento: valor de p variando entre 0,612 e 0,974). Por outro lado, com exceção do desvio padrão da intensidade dos tons de cinza ($p=0,890$), houve um efeito significativo do momento para todas as demais variáveis avaliadas ($p<0,001$), sendo que nos momentos inicial, 30, 60, 90 e 120 dias após o enxerto, o valor médio destas variáveis foi significativamente maior do que aquele observado no momento inicial do estudo (pós-teste de Tukey, $p<0,05$). Estes resultados estão ilustrados nos Gráficos 1 a 5, para densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da média, respectivamente.

Em relação à incidência interproximal, os resultados referentes à densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss[®] ou Lumina-Bone Porous[®] nos raios X, estão apresentados na Tabela 3, enquanto que os resultados referentes à análise multivariada dos dados, nesta incidência, estão apresentados na Tabela 4. Como na incidência periapical, na incidência interproximal não foi observado efeito significativo do biomaterial, nem interação entre os fatores biomaterial e momento de análise, para as variáveis dependentes avaliadas neste estudo (efeito do biomaterial: valor de p variando entre 0,340 e 0,703; interação entre biomaterial e momento: valor de p variando entre 0,799 e 0,990). Porém, foi observado um efeito significativo do momento para as variáveis densidade ($p<0,001$), valor mínimo ($p=0,010$) e média da intensidade de cor ($p=0,005$), sendo que a densidade nos momentos 30, 60, 90 e

120 dias após o enxerto, foi maior do que aquela no momento inicial (pós-teste de Tukey, $p < 0,05$). Por outro lado, em relação ao valor mínimo e a média da intensidade dos tons de cinza, esta diferença para o momento inicial foi observada apenas nos momentos 30 e 90 dias ($p < 0,05$). Para o valor máximo e para o desvio da intensidade dos tons de cinza, não foi observado efeito significativo do momento de análise (máximo: $p = 0,090$; desvio: $p = 0,383$). Na incidência interproximal, estes resultados estão ilustrados nos Gráficos 6 a 10, para densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da média, respectivamente.

Tabela 1 - Resultados referentes à densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss® ou Lumina-Bone Porous® nos raios X com incidência periapical.

Variável/ Momento	Biomaterial		Total
	Bio-Oss®	Lumina-Bone Porous®	
Raio X de incidência periapical			
Densidade			
Inicial	31,50±3,77	31,70±3,89	31,60±2,64
30 dias	69,30±6,57	73,90±4,33	71,60±3,87
60 dias	71,20±4,32	75,90±5,73	73,55±3,53
90 dias	72,20±3,86	75,70±3,99	73,95±2,73
120 dias	69,20±6,02	75,90±5,01	72,55±3,89
Mínimo			
Inicial	27,60±3,29	27,80±3,43	27,70±2,31
30 dias	56,30±7,42	56,50±6,38	56,40±4,76
60 dias	55,40±5,87	59,00±5,88	57,20±4,07
90 dias	55,00±4,95	56,10±4,90	55,55±3,39
120 dias	48,30±6,83	57,20±7,41	52,75±5,01
Máximo			
Inicial	79,00±8,96	79,20±8,92	79,10±6,15
30 dias	112,00±7,63	114,50±4,48	113,25±4,32
60 dias	103,20±5,16	106,60±4,81	104,90±3,45
90 dias	109,60±7,79	107,70±5,79	108,65±4,73
120 dias	95,40±6,76	113,80±7,31	104,60±5,28
Média Densidade			
Inicial	43,55±4,65	43,66±4,81	43,60±3,26
30 dias	80,23±7,21	83,35±4,47	81,79±4,14
60 dias	66,92±8,88	82,88±5,13	74,90±5,31
90 dias	79,33±6,48	80,82±4,05	80,08±3,72
120 dias	71,56±6,90	83,33±5,77	77,45±4,58
Desvio			
Inicial	9,87±2,26	9,97±2,38	9,92±1,60
30 dias	9,76±0,81	10,22±1,59	9,99±0,87
60 dias	8,78±1,17	8,36±0,86	8,57±0,71
90 dias	9,83±1,43	8,87±0,82	9,35±0,81
120 dias	8,26±1,05	10,17±2,00	9,22±1,12

Os resultados estão apresentados em média ± erro padrão da média.

Tabela 2 - Resultados referentes à análise multivariada das variáveis dependentes onde as mensurações foram feitas nos quatro momentos de análise, na incidência periapical.

Análise multivariada (ANOVA de duas vias de medidas repetitivas)				
Variável	Efeito do biomaterial	Efeito do momento	Interação biomaterial versus momento	Diferenças (pós-teste de Tukey)
Densidade	0,202	<0,001	0,974	30, 60, 90,120 >inicial
Mínimo	0,448	<0,001	0,937	30, 60, 90,120 >inicial
Máximo	0,306	<0,001	0,614	30, 60, 90,120 >inicial
Média	0,091	<0,001	0,612	30, 60, 90,120 >inicial
Desvio padrão	0,822	0,890	0,910	-

Os resultados estão apresentados em valores de p no teste ANOVA de duas vias de medidas repetitivas, seguido pelo pós-teste de Tukey.

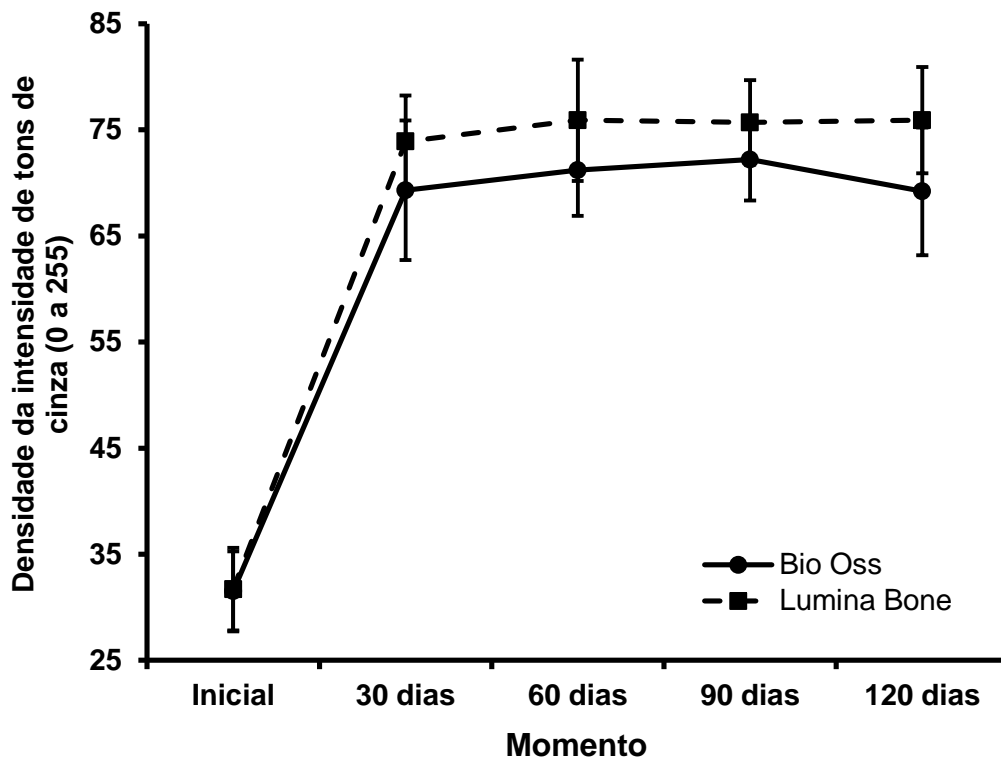


Gráfico 1 - Apresentando a densidade da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

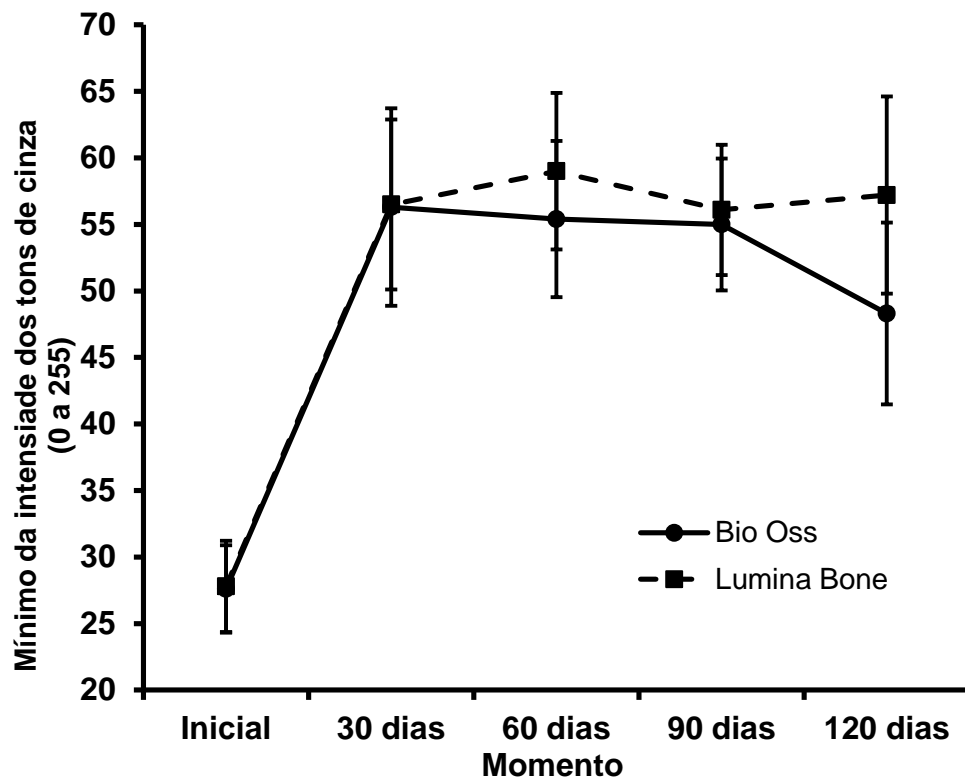


Gráfico 2 - Apresentando o mínimo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

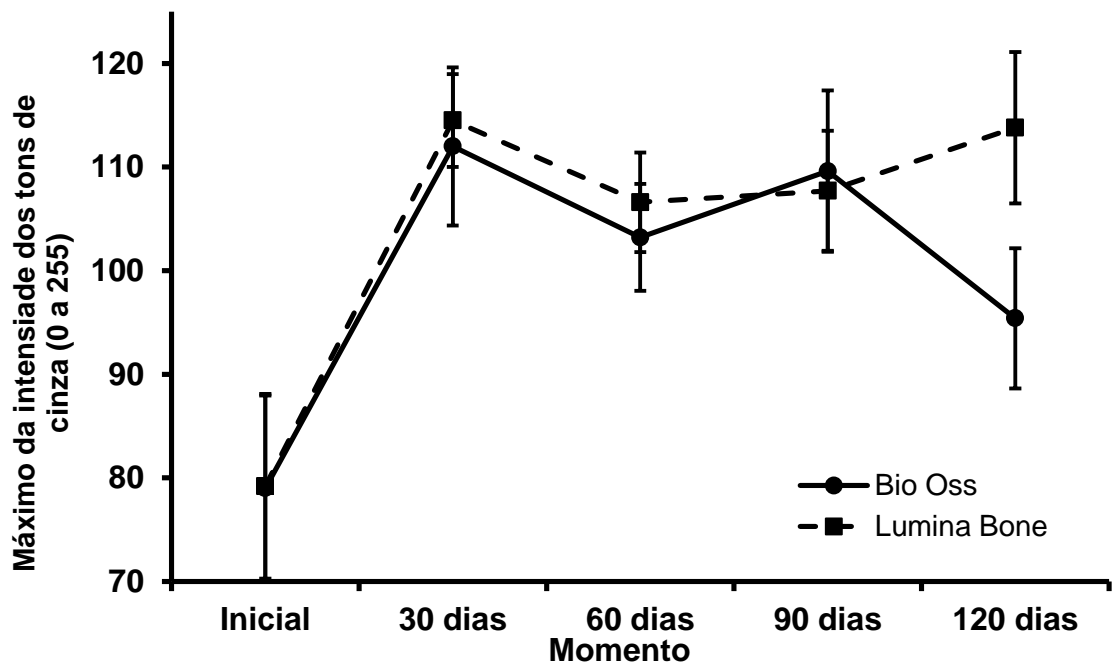


Gráfico 3 - Apresentando o máximo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

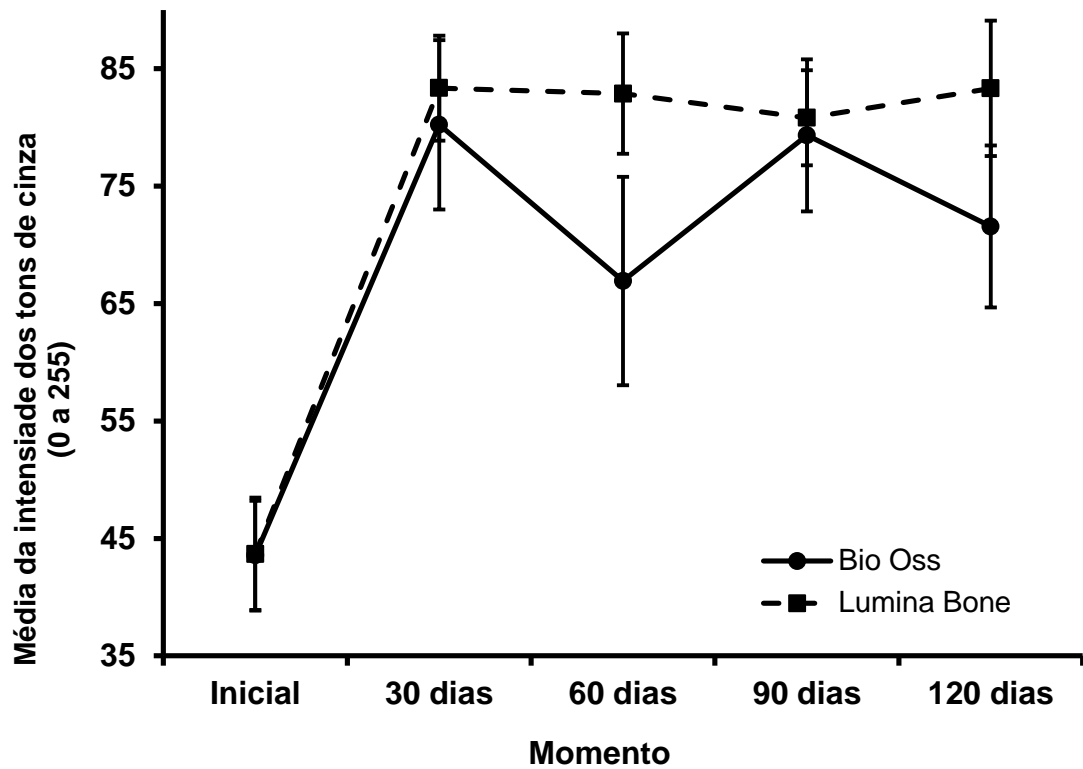


Gráfico 4 - Apresentando a média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

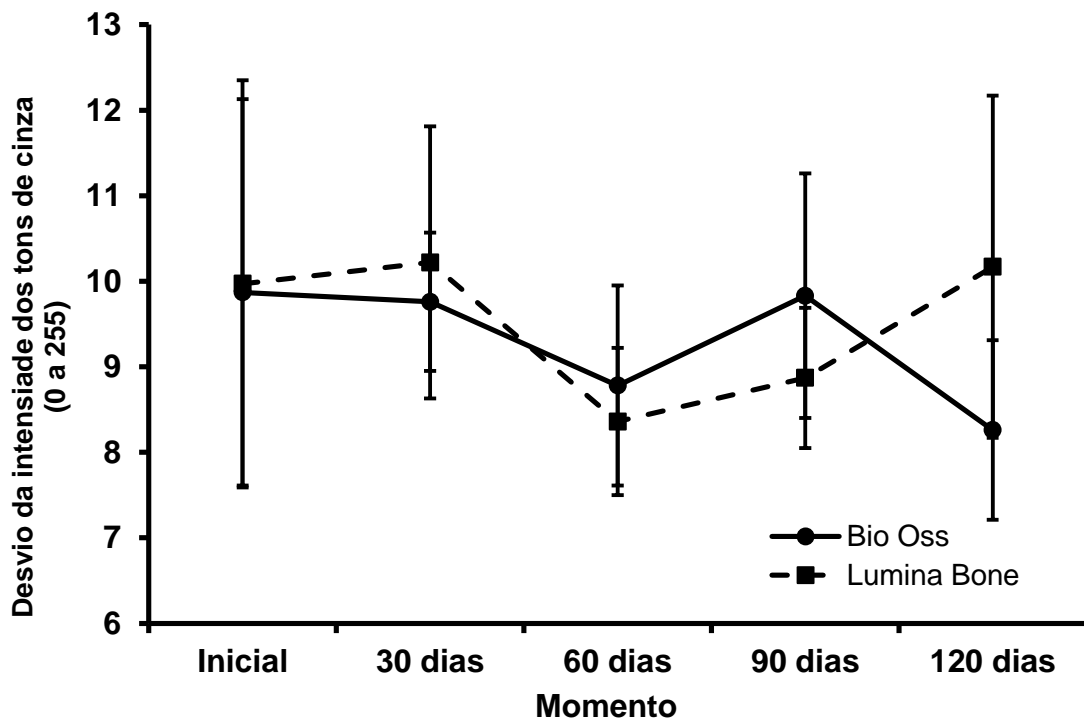


Gráfico 5 - Apresentando o desvio padrão da média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência periapical, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

Tabela 3 - Resultados referentes à densidade, valor mínimo, máximo, médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza do osso após a aplicação dos biomateriais Bio-Oss® ou Lumina-Bone Porous® nos raios X com incidência interproximal.

Variável/ Momento	Biomaterial		Total
	Bio-Oss®	Lumina-Bone Porous®	
Raio X de incidência interproximal			
Densidade			
Inicial	44,00±2,29	44,20±2,37	44,10±1,60
30 dias	70,60±5,23	78,50±4,45	74,55±3,46
60 dias	71,50±5,72	70,20±5,42	70,85±3,84
90 dias	69,60±5,27	77,30±8,13	73,45±4,80
120 dias	65,30±8,19	68,40±7,50	66,85±5,42
Mínimo			
Inicial	41,20±2,56	41,30±2,70	41,25±1,81
30 dias	57,80±5,51	69,20±5,93	63,50±4,15
60 dias	57,30±7,46	54,40±6,15	55,85±4,72
90 dias	58,20±5,69	64,80±7,93	61,50±4,81
120 dias	52,50±9,47	54,10±8,72	53,30±6,27
Máximo			
Inicial	93,40±6,78	93,50±6,81	93,45±4,67
30 dias	115,50±11,77	115,70±8,29	115,60±7,01
60 dias	100,80±7,76	100,40±8,06	100,60±5,44
90 dias	112,30±11,27	120,20±13,98	116,25±8,78
120 dias	95,90±12,81	101,90±10,94	98,90±8,23
Média Densidade			
Inicial	60,74±2,91	60,94±2,88	60,84±1,99
30 dias	83,74±7,62	89,25±5,95	86,49±4,75
60 dias	76,68±7,10	75,31±5,87	76,00±4,49
90 dias	80,93±7,23	90,20±10,10	85,57±6,14
120 dias	72,15±11,04	75,73±8,83	73,94±6,89
Desvio			
Inicial	7,96±1,00	8,06±1,00	8,01±0,69
30 dias	11,28±2,06	8,35±1,37	9,82±1,25
60 dias	8,35±1,29	8,66±1,79	8,50±1,07
90 dias	10,51±1,88	11,05±1,97	10,78±1,33
120 dias	8,48±1,47	8,54±1,50	8,51±1,02

Os resultados estão apresentados em média ± erro padrão da média.

Tabela 4 - Resultados referentes à análise multivariada das variáveis dependentes onde as mensurações foram feitas nos quatro momentos de análise, na incidência interproximal.

Análise multivariada (ANOVA de duas vias de medidas repetitivas)				
Variável	Efeito do biomaterial	Efeito do momento	Interação biomaterial versus momento	Diferenças (pós-teste de Tukey)
Densidade	0,340	<0,001	0,901	30, 60, 90 e 120 >inicial
Mínimo	0,422	0,010	0,830	30, 90 >inicial
Máximo	0,668	0,090	0,990	-
Média	0,465	0,005	0,956	30, 90 >inicial
Desvio padrão	0,703	0,383	0,799	-

Os resultados estão apresentados em valores de p no teste ANOVA de duas vias de medidas repetitivas, seguido pelo pós-teste de Tukey.

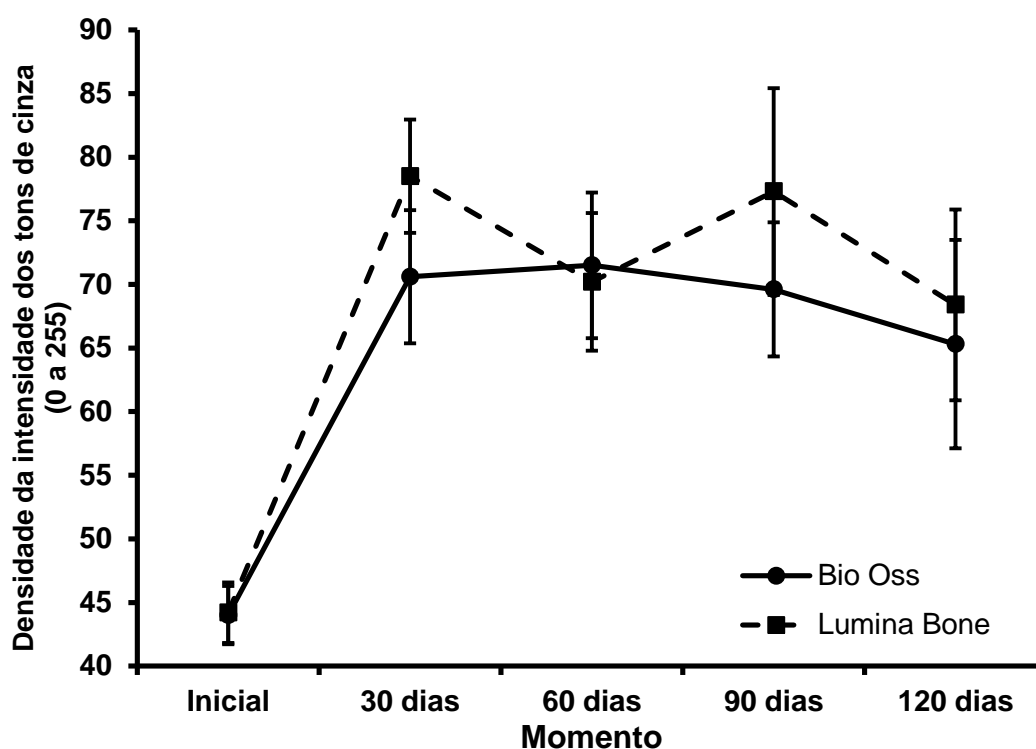


Gráfico 6 - Apresentando a densidade da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência Interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

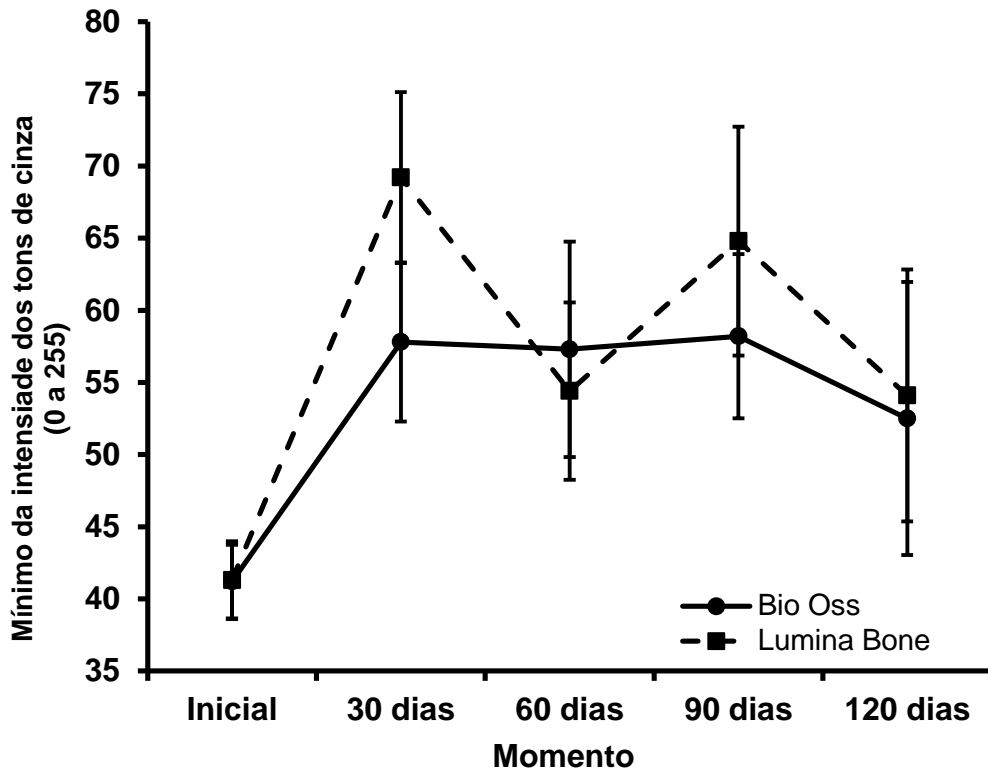


Gráfico 7 - Apresentando o mínimo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência Interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

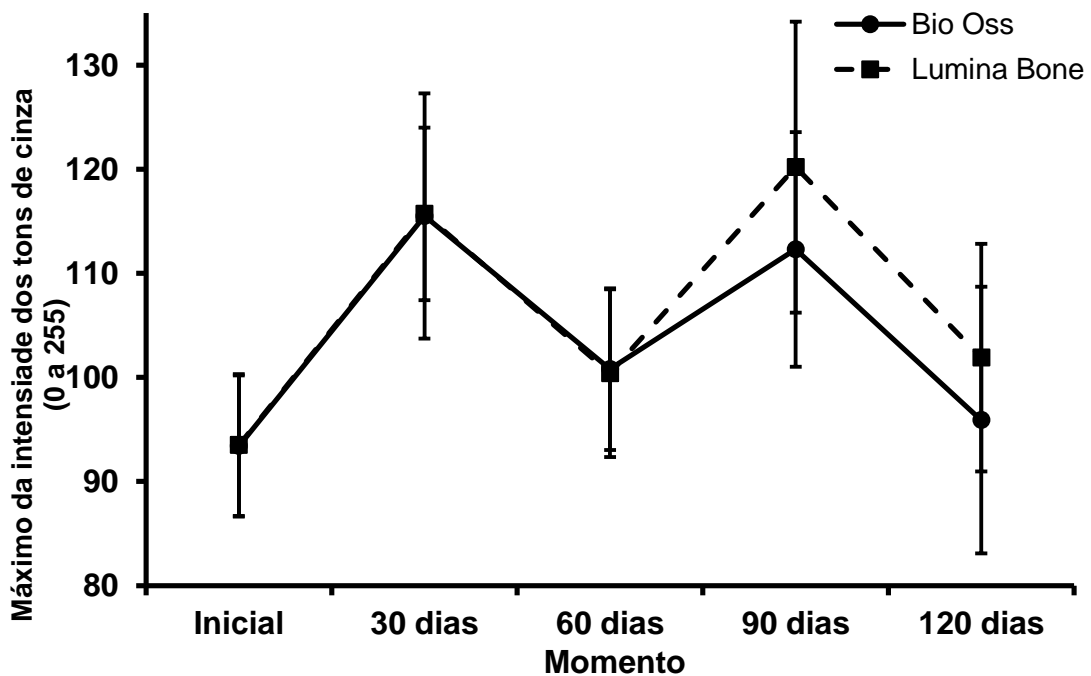


Gráfico 8 - Apresentando o máximo da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência Interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

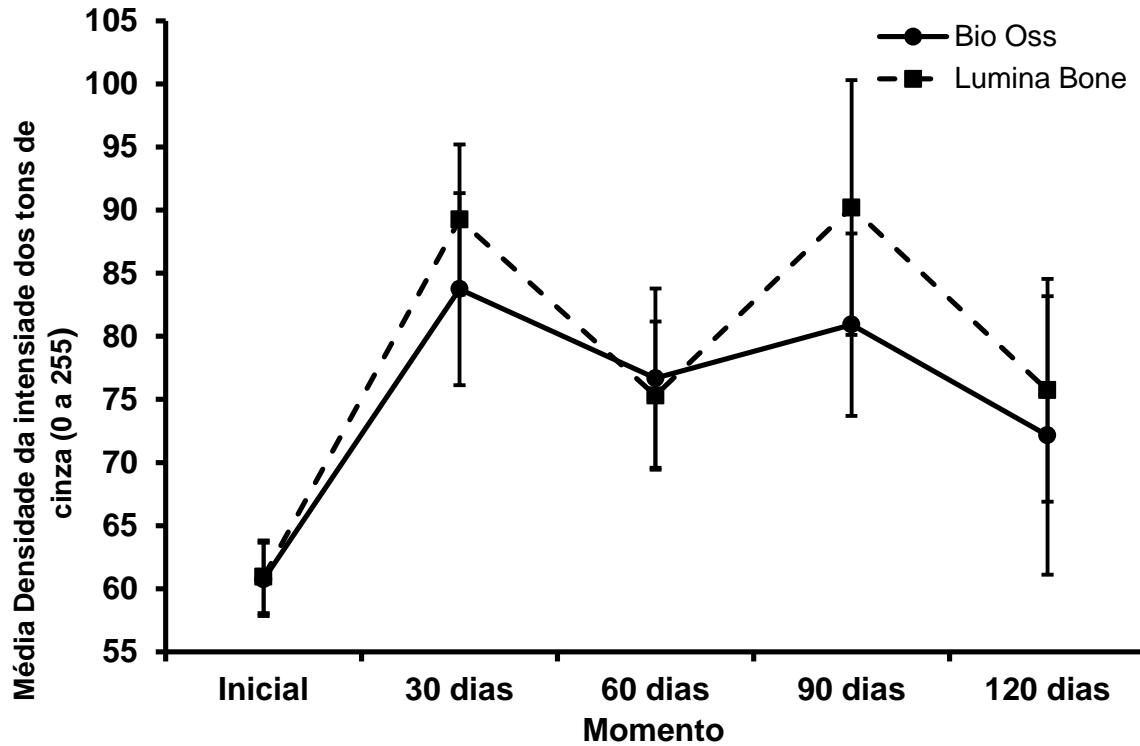


Gráfico 9 - Apresentando a média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência Interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

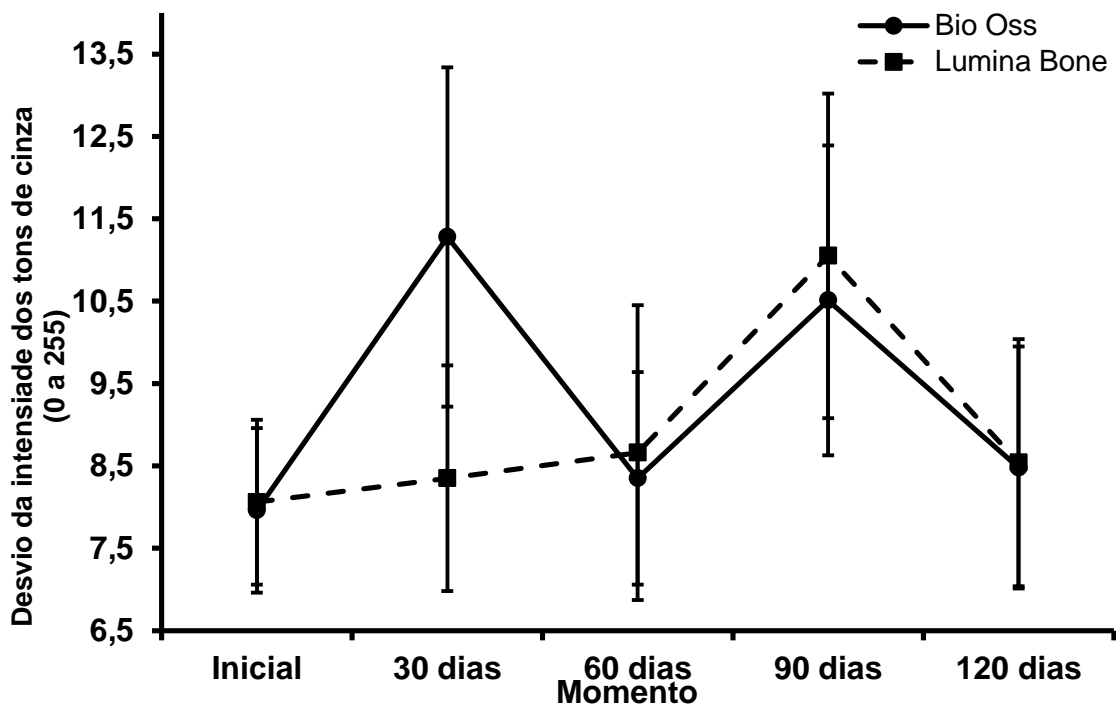


Gráfico 10 - Apresentando o desvio padrão da média da intensidade dos tons de cinza (0 a 255) dos raios X do osso, em incidência Interproximal, em cada um dos biomateriais avaliados, em cada momento de análise. Cada símbolo representa a média e a barra o erro padrão da média.

6 DISCUSSÃO

O fechamento do defeito de bifurcação é um importante critério de avaliação do sucesso, pois através da melhora da anatomia local, possibilita-se maior facilidade de controle do biofilme dental pelo paciente.

As técnicas regenerativas visam reproduzir ou reconstituir a parte perdida ou injuriada dos tecidos periodontais pela doença periodontal, por um tecido igual morfológicamente, de tal maneira que a função dessas estruturas seja restabelecida segundo Polimeni et al. (2006); Ivanovski (2009).

Vários autores relataram que a RTG visa excluir o contato das células dos tecidos epitelial e conjuntivo gengival com a superfície radicular nos estágios iniciais da cicatrização, através do uso de membranas, permitindo que as células originárias do ligamento periodontal, células capazes de neoformar cemento e ligamento periodontal, repovoem e proliferem na superfície radicular, junto com a neoformação óssea, caracterizando o processo de regeneração (NYMAN et al., 1982; CORTELLINI; TONETTI, 2000; GOTTLOW et al., 2005; PARRISH et al., 2009; MARCON et al., 2013).

A barreira (membrana) é colocada em contato direto com a superfície óssea circundante, posicionando o periósteo na superfície externa da membrana. Portanto, é importante que a membrana apresente alguns princípios para otimização da neoformação óssea: possuir permeabilidade que permita a difusão de plasma e nutrientes, porém que impeça a passagem de células não osteogênicas; que tenha biocompatibilidade; e que funcione como suporte físico ao tecido mole circundante, prevenindo o colapso no espaço que será preenchido com um coágulo sanguíneo necessário para formação óssea; as barreiras devem estar bem fixas, sem movimento, já que os micro movimentos poderão influenciar no tecido a ser formado segundo Paoloantonio et al. (2008) e Pereira et al. (2012). Na opinião de Pretzl et al. (2008) Ivanovski (2009) Villar e Cochran (2010) as membranas reabsorvíveis foram desenvolvidas com o principal objetivo de evitar uma segunda intervenção cirúrgica. Sua eficácia clínica depende da sua capacidade para manter a integridade estrutural durante as primeiras seis a oito semanas necessárias para o processo regenerativo. Sua biodegradação progressiva acontece pela via enzimática e pela atividade biológica dos macrófagos e neutrófilos segundo os autores Kasaj et al. (2008) e Parrish et al. (2009).

Evans et al. (1996) realizaram uma revisão de literatura sobre a frequência do fechamento de lesões de furca grau II com vários tipos de terapia periodontal regenerativa como enxertos ósseos, retalhos posicionados coronalmente, regeneração tecidual guiada com uso de barreiras e debridamento em campo aberto, foi concluído que a terapia regenerativa mais eficaz foi a combinação de RTG com enxerto ósseo (91% global), já Araújo et al. (1996) com dois trabalhos, sendo o primeiro um estudo experimental em cães com o objetivo de descrever os tecidos formados após terapia com RTG em lesões de furca grau III em molares inferiores de cães e de comparar estes tecidos àqueles de furcas intocadas, tendo como resultado dos dados coletados, que todos os sítios de lesão de furca do grupo A apresentavam novo cemento na região intra-radicular antes exposta e presença de fibras colágenas investindo neste novo cemento. As lesões não tratadas mostraram um tecido pobre e desorganizado e a formação óssea geralmente incompleta e o segundo um estudo experimental em cães para avaliar a formação de tecido ósseo nas lesões de furca, resultando que o processo de formação óssea em um defeito de furca grande pode ser dividido em 3 fases: I) formação de um tecido conjuntivo provisório; II) desenvolvimento de uma massa de osso primário; III) substituição desta massa por osso lamelar e medula óssea através dos processos de remodelação óssea.

Segundo Wenz et al. (2001) e Artzi et al. (2002), os biomateriais podem ser definidos como uma substância ou combinação de duas ou mais substâncias, farmacologicamente inertes, de natureza sintética ou natural, que o biomaterial utilizado como enxerto deva demonstrar: biocompatibilidade, osteocondutividade, área superficial suficiente a fim de permitir uma adequada revascularização para o sítio ósseo do hospedeiro, alta porosidade para ser completamente incorporado ao novo osso e moderada reabsorção, permitindo ao longo do tempo a remodelação óssea.

Os biomateriais de origem bovina têm sido estudados desde a década de 60 segundo Scopp et al. (1996) e sua resistência biomecânica é similar ao osso humano. Os tratamentos adequados para a sua obtenção podem evitar respostas imunológicas ou inflamatórias adversas afirmam Su-gwan et al. (2001) podendo ser produzidos a partir de osso bovino cortical ou medular. Uma das limitações associada a utilização dos enxertos xenógenos está relacionada a aspectos culturais e religiosos, além da possibilidade de transmissão de doenças. Porém, em

contradição, foi demonstrada ausência de proteína no biomaterial por Benke et al. (2001) tornando-o seguro para a utilização em humanos.

O biomaterial mais usado como arcabouço para sustentação da membrana é o Bio-Oss[®] um osso xenógeno, de origem bovina, que é conhecido como padrão ouro na literatura pelas suas características. O Bio-Oss[®] é uma hidroxiapatita bovina mineral, que apresenta cristalinidade e composição química semelhante ao osso mineral natural e devido as suas propriedades osteocondutoras, atua como um arcabouço permitindo a neoformação de capilares, de tecido perivascular e migração de células oriundas do leito receptor, é biocompatível e não induz resposta imune local ou sistêmica (RICHARDSON et al., 1999; SU-GWAN et al., 2001; ARTZI et al., 2001; ARTZI et al., 2002).

O tamanho dos cristais comparável ao osso humano pode facilitar a sua absorção, e a sua especial arquitetura porosa natural e comum trabeculado muito semelhante ao osso humano promove uma melhor revascularização e, ainda, mantém um arcabouço para a osteocondutividade, aumentando a estabilização do coágulo e absorção sanguínea natural entre os micros e macros poros (RICHARDSON et al., 1999; ARTZI et al., 2000; WENZ et al., 2001).

Outro biomaterial é o Lumina-Bone Porous[®] que apresenta uma altíssima porosidade e total semelhança com o tecido ósseo humano, possui imensa proliferação de vasos sanguíneos e a migração de células ósseas devido à alta porosidade, exercendo sua função osteocondutora, contribuindo na formação de tecido ósseo e permitindo que a osteopromoção seja realizada da forma mais natural segundo Soares (2014) e Goulart; Moraes (2014).

A avaliação do tratamento periodontal nos estudos clínicos em humanos tem sido realizada através de medidas clínicas, reentradas cirúrgicas e radiografias. Radiografias convencionais são de valor limitado para detecção de pequenas mudanças ósseas, ao contrário, a subtração radiográfica é uma ferramenta de diagnóstico de alta sensibilidade e especificidade para detecção de sutis mudanças ósseas, além do que oferece uma opção não invasiva, comparada às reentradas cirúrgicas, para avaliar quantitativa e qualitativamente as mudanças no tecido ósseo.

Com o avanço da radiografia digital, em 1994 foi introduzido no mercado o sistema Digora[®] 1.5 for Windows da Soredex, como uma maneira diferente de aquisição de imagens radiográficas intrabucais digitais, que tem importante papel na avaliação das perdas ósseas na periodontia e também na avaliação dos resultados

nos tratamentos segundo Sonoda (1983), e Tavano et al. (1999) utilizaram o Digora[®] 1.5 para análise subjetiva da densidade óssea após implantes de polímero de mamona em rádio de coelhos, ofereceram melhores condições de visualização, objetividade e precisão para realização da interpretação radiográfica da evolução do reparo ósseo tanto nos grupos controle como experimental.

Diante das limitações da radiografia convencional, métodos recentes na obtenção de imagem digital podem ser indicados na avaliação de lesões ósseas periodontais. A manipulação destas imagens são recursos disponíveis no sistema digital, oferecendo novas informações, sendo desnecessárias exposições radiográficas adicionais, diminuindo a dose de radiação em até 80%, pois as placas de fósforo são muito mais sensíveis do que os filmes radiográficos convencionais, com a possibilidade de aumentar a eficácia diagnóstica em função do tipo de lesão. Para a sua manipulação, podem-se utilizar os programas específicos que promovem uma alteração de brilho e contraste, magnificação, texturização, subtração, inversão e colorização e também permitem determinar mensurações lineares e mostram a distribuição dos níveis de cinza (EICKHOLZ, 1999; WHITE, 1999; PUPPIN, 2000; TIHANYI et al., 2011) o que justificou a utilização da imagem digital em termos de manipulação, dentro deste trabalho, em relação ao tipo de radiografias.

Na opinião de Schwartz et al. (1995), a discussão do uso de radiografias na determinação do tipo e severidade da doença periodontal, deve começar com ênfase no fato de que a radiografia é uma imagem de um objeto bidimensional em uma superfície tridimensional, estando em consequência sujeita à distorção da imagem radiográfica. Para minimizar tais distorções os autores recomendaram o uso de filmes periapicais na técnica do paralelismo, ou então, que sejam utilizadas radiografias interproximais, pois, segundo os mesmos, promovem mínima distorção, devido ao filme ser posicionado paralelamente ao longo eixo do dente e perpendicularmente ao feixe de raios X, justificando a técnica do paralelismo utilizada nos trabalhos de Ferrão Júnior et al. (2009) que realizaram um estudo tendo como objetivo apresentar sugestões para a padronização da medição das cristas ósseas interdentárias utilizando o sistema de radiografia digital Digora[®] e Braga et al. (2011) para comparar as imagens digitais com as convencionais dos defeitos ósseos periodontais.

Martins et al. (2006) avaliaram objetiva e subjetivamente os efeitos de diferentes condições de armazenamento: a) temperatura ambiente; b) refrigeração;

c) baixa umidade, para avaliação após 4 horas das imagens serem capturadas usando placas de fósforo fotoestimulável do programa Digora[®], e concluíram que há uma perda de densidade da imagem após 4 horas de exposição que não pode ser detectada clinicamente, mas poderia comprometer a análise final. No trabalho de Martins et al. (2010) foi realizado estudos seguindo os princípios de Regeneração Tecidual Guiada (RTG), utilizando biomembranas com avaliações macroscópicas e radiográficas com o objetivo de verificar o crescimento e o potencial regenerativo em defeitos ósseos, concluindo que biomembranas são bem indicadas em processos cirúrgicos para regeneração óssea e Giovanini et al.(2007), avaliaram a densidade radiográfica como auxiliar na determinação da extensão de defeitos de furca, concluindo-se que a densidade radiográfica pode auxiliar na quantificação de defeito de furca, constituindo recurso adicional à habilidade do observador.

No presente trabalho foi comparado a densidade óssea do tecido neoformado após preenchimento de defeito de furca classe II, com dois biomateriais xenógenos diferentes: Bio-Oss[®] e Lumina-Bone Porous[®]

Para controle foram utilizadas radiografias periapicais digitais diretas: A – inicial, B - no pós-operatório de 30 dias, C – no pós-operatório de 60 dias, D – no pós-operatório de 90 dias e E – no pós-operatório de 120 dias.

A avaliação do efeito do biomaterial (Bio-Oss[®] ou Lumina-Bone Porous[®]), do efeito do momento de análise (inicial, 30, 60, 90 e 120 dias) e da interação entre estes dois fatores, em relação às variáveis densidade, valor mínimo, valor máximo, valor médio e desvio padrão da intensidade dos tons de cinza nos raios X, tanto por incidência periapical como por incidência interproximal, foi realizada por meio do teste paramétrico ANOVA (Análise de Variância) de duas vias de medidas repetitivas, seguido pelo pós-teste de Tukey, mostrando que não houve diferença estatisticamente significativa entre os biomateriais.

Todos os resultados referentes as variações: densidade, valor mínimo, valor máximo, valor médio e desvio padrão, em relação ao momento inicial, 30, 60, 90 e 120 dias nas incidências periapical e interproximal, foram positivas após as aplicações dos biomateriais Bio-Oss[®] e Lumina-Bone Porous[®] em defeito de lesão de furca classe II nas intensidades dos tons de cinza do osso, ou seja, foram superiores quando comparados a densidade inicial (Tabelas 1 e 3).

Em relação aos efeitos dos biomateriais comparados ao efeito de momento, não foi observado nenhum efeito significativo e nem interação entre esses fatores

para as variáveis dependentes: densidade, valor mínimo, máximo e médio e desvio padrão da intensidade de tons de cinza do osso, ou seja, os biomateriais podem ser considerados semelhantes, não tendo diferença estatística entre eles (Tabelas 2 e 4).

Com relação ao Bio-Oss[®] foi observado uma queda na intensidade de tons de cinza após 90 dias de pós-operatório comparado com o Lumina-Bone Porous[®] em todas variáveis dependentes (Gráficos 1 a 5). Isso pode estar relacionado com o tempo de reabsorção de cada biomaterial.

Mesmo havendo uma maior radiopacidade nos dois grupos após cada tempo, não se pode afirmar que há maior formação óssea no local, pois essa radiopacidade maior pode ser devido ao material inorgânico ainda presente no alvéolo. Para verificar a quantidade e a qualidade do osso neoformado, seria necessária a avaliação histológica do mesmo.

7 CONCLUSÃO

O resultado obtido no presente estudo permite concluir que:

- O valor da densidade óssea quando utilizada a radiografia digital foi significativa ao longo do tempo para os dois grupos e estatisticamente semelhantes na quantificação entre os dois biomateriais no tratamento de furca classe II.

REFERÊNCIAS¹

Araújo M, Berglundh T, Lindhe J. The periodontal tissues in healed degree III furcation defects. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol 1996; 23(6):532-56.

Araújo MG, Berglundh T, Albrektsson T, Lindhe J. Bone formation in furcation defects. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol 1999; 26(10):643-52.

Artzi Z, Tal H, Dayan D. Porous bovine bone mineral in healing of human extraction socket. Pt1: Histomorphometric evaluations at 9 month 2000. J Periodontol 2000;71(6):1015-23.

Artzi Z, Tal H, Dayan D. Porous bovine bone mineral in healing of human extraction socket. Pt2: Histomorphometric evaluations at 9 month. J Periodontol 2001; 72(2):152-9.

Artzi Z, Nemcovsky CE, Dayan D. Bovine-HA spongiosa blocks and immediate implant placement in sinus augmentation procedures. Clin Oral Implants Res 2002;13(4):420-7.

Braga EFA, Silva PG, Oliveira PTV, Ferrão Júnior JP, Marques J. Comparação das imagens radiográficas digitais e convencionais em reabsorções ósseas e periodontais. Pesq Bras Odontoped Clin Integr 2011; 11(4):585-91.

Benke D, Olah A, Möhler H "Protein chemical analysis of Bio-Oss[®] bone substitute and evidence on its carbonated content". Biomaterials 2001;22:1005-12.

Carvalho PSP, Lenharo A, Mendes VC, Bassi APF, Ponzoni D. Análise histológica do Bio-Oss[®] e Biogran[®] em tíbias de rato. BCI 2002;9(34):117-23.

¹De acordo com International Committee of Medical Journal Editors, 1979 (Estilo Vancouver). Abreviaturas de periódicos de acordo com Base de Dados MEDLINE.

Cortellini P, Tonetti MS. Focus on intrabony defects: guided tissue regeneration. *Periodontol 2000*. 2000; 22:104-32.

Deliberador TM, Nagata MJH, Furlaneto FAC, Messoria MR, Santos FR. Regeneração tecidual guiada no tratamento dos defeitos de furca classe II. *Rev Sul Bras Odontol* 2008; 5(3):57-65.

Dunn CA. et al. BMP gene delivery for alveolar bone engineering at dental implants defects. *MoiTher* 2005; 11(2): 294-9.

Eickholz P. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol* 1999; 26(5):294- 300.

Ersanli S. et al. Histologic analysis of alveolar bone following guided bone regeneration. *J Periodontol* 2004; 75(5):750-6.

Evans GH, YuknaRA, Gardiner DL, CambreKM. Frequency of furcation closure with regenerative periodontal therapy. *J West Soc Periodontol* 1996; 44(4):101-9.

Ferrão Júnior JP, Tavano O, Silva PG. A Influência da variação da técnica radiográfica na leitura da imagem radiográfica digital nas avaliações das reabsorções ósseas alveolares interproximais. *RGO* 2009; 57(4):385-8.

Fugazzotto PA. Success and failure rates of osseointegrated implants in function in regenerated bone for 72 to 133 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(1): 77-83.

Fujihara K. et al. Guided bone regeneration membrane made of polycaprolactone/calcium carbonate composite nano-fibers. *Biomaterials* 2005; 26(19):4139-47.

Giovanini EG, Salzedas LMP, Sundefeld MLMM. Avaliação da densidade radiográfica de defeito periodontal em suínos utilizando imagem digital. *Cienc Odontol Bras* 2007; 10 (1): 47-53

Gottlow J, Nyman S, Lindhe J, Karring T, Wennström J. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration Case reports. J Clin Periodontol 2005;13:604 -16.

Goulart DR, Moraes M. Utilização clínica do Lumina-Bone Porous® para enxerto ósseo heterógeno em seio maxilar: estudo preliminar com relato de dois casos clínicos. Dental Pres Implantol. 2014;8(4):80-93

Gregori C. Cirurgia buco-dento-alveolar. São Paulo: Sarvier, 1996.

Ivanovski S. Periodontal regeneration. Aust Dent J 2009;54 (Suppl 1:S118-28).

Kasaj A, Reichert C, Gotz H, Rohrig B, Smeets R, Willershausen B. *In vitro* evaluation of various bioabsorbable and nonresorbable barrier membranes for guided tissue regeneration. Head Face Med 2008;4:22.

Khoct, A. et al. Comparison of direct digital and conventional intraoral radiographs in detecting alveolar bone loss. JADA 2003;134(11):1468-75.

Levin L, Ofec R, Grossman Y, Anner R. Periodontal disease as a risk for dental implant failure over time: A long-term historical cohort study. J Clin Periodontol 2011; 38(8):732-7.

Marcon EM, Coelho AAK, Parma-Neto A, Braga EFA, Ferrão IM, Ferrão Júnior J. Regeneração tecidual guiada no tratamento de defeito ósseo interproximal. Rev Full Dent in Sci 2013; 4(16):537-42.

Martins MG, Whaites EJ, Ambrosano GM, Hailer Neto F. What happens if you delay scanning digora phosphor storage plates (PSPs) for up to 4 hours?. Dentomaxillofac Radiology 2006; 35(3):143-6.

Martins R, Kinoshita AMO, Carvalho NTA, Guimarães SAC. Estudo comparativo da resposta do tecido ósseo em técnica de regeneração tecidual guiada – avaliação macroscópica. Rev. Full Dentistry in Sci 2010; 1(3):224-30.

Misch CE. Implantes dentários contemporâneos. São Paulo: Santos, 2000.

Nyman S, Lindhe J, Karring T. New attachment following surgical treatment of human periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1982;9:290-6.

Paoloantonio M, Perinetti G, Dolci M, Perfetti G, Tete S, Sammartino G, et al. Surgical treatment of periodontal intrabony defects with calcium sulfate implant and barrier versus collagen barrier or open flap debridement alone: a 12-month randomized controlled clinical trial. *J Periodontol* 2008;79(10):1886-93.

Papapanou PN, Tonetti MS. Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions. *Periodontol* 2000;22:8-21.

Parrish LC, Miyamoto T, Fong N, Mattson JS, Cerutis DR. Non-bioabsorbable vs. bioabsorbable membrane: assessment of their clinical efficacy in guided tissue regeneration technique. A systematic review. *J Oral Sci* 2009; 51(3):383-400.

Pereira NS, Souza LRB, Soares LC, Santos IMSP, Araújo KS. Regeneração óssea guiada utilizando membrana reabsorvível fixada com etilcianoacrilato. *Rev Bras Odontol* 2012; 69(1):39-42.

Piatelli M, Favero GA, Scarano A, Orsini G, Piatelli A. Bone reactions to anorganic bovine bone (Bio-Oss[®]) used in sinus augmentation procedures: a histological long term report of 20 cases in human. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:835-40.

Polimeni G, Xiropaidis AV, Wikesjö UM. Biology and principles of periodontal wound healing/regeneration. *Periodontol* 2000. 2006; 41:30-47.

Pretzl B, Kim TS, Holle R, Eickholz P. Long-term results of guided tissue regeneration therapy with non-resorbable and bioabsorbable barriers. IV. A case series of infrabony defects after 10 years. *J Periodontol* 2008;79(8):1491-9.

Puppim AAC. A influência do implante na leitura dos níveis de cinza em imagens digitalizadas da região periimplantar. Tese (Doutorado). 2000. 103 p. Porto Alegre.

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS. Faculdade de Odontologia, 2000.

Richardson CR, Mellonig JT, Brunsvold MA, McDonnell HT, Cochran DL. Clinical evaluation of Bio-Oss® a bovine-derived xenograft for the treatment of periodontal osseous defect in humans. *J Clin Periodontol* 1999;26(7):421-8.

Schei O, Waehaugh J, Lodval A, Aron A. Alveolar bone loss as related to oral hygiene and age. *J Periodontol* 1959; 30:7-16.

Schwartz M, Lamster IB, Fine JB. *Clinical guide to periodontics*. Philadelphia: W. B. Saunders 1995. 214p.

Scopp IW, Kassouny DY, Morgan FH. Bovine bone (Boplant). *J Periodontol* 1996; 37:400-7.

Shott S. *Statistics for health professionals*. London: W.B. Saunders Company, 1990.

Soares S. Caso clinic lumina porous e lumina coat criteria. *Rev SP Odonto News* 2014;(3):26-9.

Sonoda M. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology* 1983; 148(3):833-8.

Stephan EB, Jiang D, Lynch S, Bush P, Dziak R. Anorganic bovine supports osteoblastic cell attachment and proliferation. *J Periodontol* 1999;70(4):364-9.

Su-Gwan K, Hak-Kyun K, Sung-Chul L. Combined implantation of particulate dentine, plaster of Paris and a bone xenograft (Bio-Oss®) for bone regeneration in rats. *J Cranio-maxillofac Surg* 2001;29:282-8.

Tavano, O. et al. Estudo da densidade radiográfica digital do tecido ósseo face ao implante de polímero de mamona em coelho. *Rev Fac Odont Bauru* 1999;7(3):53-8.

Tihanyi D, Gera I, Eickolz P. Influence of individual brightness and contrast adjustment on accuracy of radiographic measurements of infrabony defects. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011;40(6):177-83.

Villar CC, Cochran DL. Regeneration of periodontal tissues: guided tissue regeneration. *Dent Clin North Am* 2010;54(1):73-92.

Wenz B, Oesch B, Horst M. Analysis of the risk of transmitting bovine spongiform encephalopathy through bone grafts derived from bovine bone. *Biomaterials* 2001; 22(12):1599-60.

White C. Digital Radiography in Dentistry: What it should do for you. *J Calif Dent Assoc* 1999; 27(12):942-52.

Wikesjo UM. et al. Rh BMP-2 significantly enhances guided bone regeneration. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(2): 194-204.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Por este instrumento particular declaro para os devidos fins éticos e legais que Eu, _____, RG _____, abaixo qualificado, concordo voluntariamente em participar da pesquisa: **Utilização da radiografia digital na avaliação de dois biomateriais em molares inferiores com defeito ósseo de furca classe II**, sob responsabilidade da cirurgião-dentista Eduardo Fialho de Almeida Braga, aluno de Doutorado do Curso de Pós Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul. Declaro que tomei consciência e fui esclarecido (a) de maneira a não restarem quaisquer dúvidas sobre a minha participação no estudo, de acordo com os termos abaixo relacionados:

1. Fui esclarecido que a minha participação nesta pesquisa não implica em riscos para a minha pessoa e apenas limita-se a responder o questionário a mim enviado.
2. Fui esclarecido que tenho garantia de receber resposta a qualquer pergunta, dúvida ou esclarecimento que julgue necessário acerca dos assuntos relacionados a esta pesquisa. Assim, poderei entrar em contato pelos telefones: (67)33823869 e (67) 99814871 ou e-mail: dadofialho@hotmail.com
3. Estou ciente que tenho a liberdade de negar a minha participação, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para minha pessoa.
4. Concordei em participar desta pesquisa por livre e espontânea vontade, sem qualquer despesa de minha parte, mas sem qualquer tipo de pagamento por esta colaboração.
5. Estou ciente que os dados e resultados obtidos nessa pesquisa serão divulgados em revistas científicas nacionais ou estrangeiras, sendo garantido o sigilo de minha identidade, assegurando a minha privacidade.
6. Poderei ligar para o telefone (67) 3345-7187 da Secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul para recurso ou reclamações.
7. Fui informado que os resultados são de inteira responsabilidade do pesquisador e estarão a minha disposição, se eu solicitar.

Desta forma, uma vez lidos e entendidos tais esclarecimentos, dato e assino este termo de consentimento em duas vias, por estar de pleno acordo com o teor do mesmo, ficando uma em minha posse.

Campo Grande, de _____ de 2015.

Eduardo Fialho de Almeida Braga
Pesquisador Responsável

Participante

APÊNDICE B**DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR**

DECLARO, para fins de realização de pesquisa, ter elaborado este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), cumprindo todas as exigências contidas nas alíneas acima elencadas e que, obtive de forma apropriada e voluntária, o consentimento livre e esclarecido do declarante acima qualificado para a realização desta pesquisa.

Campo Grande, de de 2015.

Eduardo Fialho de Almeida Braga
Pesquisador Responsável

ANEXO 1

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação de dois biomateriais em molares inferiores com lesão de furca classe dois comparando através da radiografia digital.

Pesquisador: Eduardo Fialho de Almeida Braga

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 17352413.1.0000.0021

Instituição Proponente: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul - UFMS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.031.625

Data da Relatoria: 30/04/2015

Apresentação do Projeto:

A doença periodontal é uma das maiores causas de perda de elementos dentário em todo mundo. A perda do dente é causada pela reabsorção contínua e progressiva do osso alveolar, osso este que dá inserção as fibras e mantém a estabilidade dental. Através das imagens radiográficas digitais, usando o Digora® Optine da Soredex serão avaliados os defeitos ósseos periodontais em regiões de furca classe dois, após o preenchimento com dois tipos de biomateriais, acompanhando o reparo ósseo através da imagem digital, em 30, 60, 90, e 120 dias. Sabendo-se com precisão da qualidade da formação óssea presente na região de furca classe dois, dos pacientes envolvidos na pesquisa, podemos elaborar um melhor planejamento, utilizando, ou até mesmo indicando com base do melhor resultado.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar o ganho de tecido ósseo em regiões de furca após o preenchimento com Biomateriais, através de imagens digitais.

Específico

Comparar a densidade ósseo do tecido neoformado após preenchimento com dois biomateriais

Endereço: Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS
Bairro: Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110
UF: MS **Município:** CAMPO GRANDE
Telefone: (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br



Continuação do Parecer: 1.031.625

diferentes.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo o coordenador da pesquisa:

Riscos:

Os riscos serão mínimos, como desconforto pós-cirúrgico que será medicado com antibiótico, anti-inflamatório, analgésico e buchecho enxaguante bucal.

Benefícios:

Com a avaliação das reabsorções de furca classe dois com os novos biomateriais encontrados para tratamento periodontal e comparando-os através de radiografias digitais e seus tons de cinza, conseguiremos melhores resultados de diagnóstico e prognóstico para os pacientes. O benefício será uma menor retenção de placa bacteriana favorecendo a saúde bucal.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Apresenta relevância.

Critério de Inclusão:

Lesão de furca classe dois, bilateral em molares inferiores. Maiores de 18 anos. Ambos os sexos.

Critério de Exclusão:

Pacientes que não apresentem a lesão de furca classe dois, bilateral em molares inferiores. Menores de 18 anos. Mulheres grávidas. Indígenas.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta autorização institucional. Apresenta TCLE e cronograma de execução da pesquisa.

Recomendações:

Adequar o cronograma de execução da pesquisa.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não se aplica.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS
Bairro: Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110
UF: MS **Município:** CAMPO GRANDE
Telefone: (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DO
MATO GROSSO DO SUL -
UFMS



Continuação do Parecer: 1.031.625

CAMPO GRANDE, 22 de Abril de 2015

Assinado por:
Edilson dos Reis
(Coordenador)

Endereço: Pró Reitoria de Pesquisa e Pós Graduação/UFMS
Bairro: Caixa Postal 549 **CEP:** 79.070-110
UF: MS **Município:** CAMPO GRANDE
Telefone: (67)3345-7187 **Fax:** (67)3345-7187 **E-mail:** bioetica@propp.ufms.br