

Caracterização radiográfica ex vivo de biomateriais utilizados para regeneração óssea em mandíbulas de porcos

Ex-vivo radiographic characterization of biomaterials used for bone regeneration in pig jaws

Sâmara Cruz Tfaile CORBI^a, Rubens SPIN-NETO^b, Elcio MARCANTONIO JUNIOR^a,
Rosemary Adriana Chiérici MARCANTONIO^a

^aDepartamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista,
14801-903 Araraquara - SP, Brasil

^bÁrea de Periodontia, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista,
14801-903 Araraquara - SP, Brasil

Resumo

Introdução: As características radiográficas, como a densidade, podem influenciar na avaliação dos resultados obtidos com a utilização de biomateriais. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi avaliar a densidade radiográfica de diferentes biomateriais substitutos ósseos, inseridos em alvéolos dentários e defeitos ósseos, em mandíbulas de porcos, além de verificar a influência de simulador de tecido mole. **Material e método:** Foram obtidos os defeitos: defeitos ósseos de 2 e 3 mm de profundidade no ramo da mandíbula, e alvéolos originados da extração dos primeiros molares direitos. Foram utilizadas amostras comerciais de cinco diferentes tipos de biomateriais, todos granulados: Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado, Biovidro 45S5 (genérico), PerioGlass e β -Fosfato Tri-Cálcio, que foram comparados com controle positivo (região óssea mandibular sem defeito) e controles negativos (defeitos ósseos e alvéolos vazios). Tomadas radiográficas foram realizadas com e sem simulador de tecido de 10 mm de espessura. **Resultado:** Os resultados obtidos nos alvéolos não demonstraram diferenças entre o controle negativo e os biomateriais avaliados. Nos defeitos ósseos, a profundidade do defeito mostrou influenciar a densidade tanto nos grupos controle negativo ($p < 0,01$) como nos grupos de biomateriais ($p < 0,05$). O simulador de tecidos moles não alterou os resultados. **Conclusão:** Pode-se concluir que os tipos de defeitos avaliados podem interferir nas características radiográficas apresentadas pelo biomaterial, enquanto que a simulação de tecidos moles não se mostrou relevante estatisticamente.

Descritores: Alvéolo ósseo; defeito ósseo; biomateriais; radiografia; densidade óssea; porcos.

Abstract

Introduction: The radiographic characteristics of a biomaterial, such as its density, may influence the evaluation of the results obtained following its clinical use. **Objective:** The aim of this study was to evaluate the radiographic density of biomaterials used as bone substitutes, inserted into dental sockets and bone defects in created in the jaws of pigs. The influence of a soft tissue simulator on the results was also evaluated. **Material and method:** Two and three-millimeter-deep bone defects were created in the pigs mandible and the right first molar extraction socket were used. Commercial samples of five biomaterials were tested: Hydroxyapatite, Lyophilized Bovine Bone, 45S5 bioglass (generic), PerioGlass and β -Tri-Calcium Phosphate, and compared to a positive (mandibular bone) and negative (empty alveolar bone defects) controls. Radiographic images were acquired with and without a 10 mm thick soft-tissue simulator. **Result:** The results for the extraction sockets showed no differences between the biomaterials and the negative control. For the bone defects, the depth of the defect density influenced the density, both in the negative control ($p < 0.01$) and biomaterials ($p < 0.05$) groups. The soft-tissue simulator did not alter the results. **Conclusion:** The type of the evaluated defect can interfere in the radiographic features presented by each biomaterial, while the simulation of soft tissues was not statistically significant.

Descriptors: Bone alveolus; bone defect; biomaterials; radiography; bone density; pigs.

INTRODUÇÃO

A utilização de biomateriais substitutos ósseos tem revolucionado a Ortopedia e a Odontologia¹. Defeitos em tecidos orais e craniofaciais – decorrentes de traumas, tumores, infecções, desenvolvimento anormal do esqueleto ou doença progressiva degenerativa – apresentam um desafio formidável e a recuperação desses tecidos é um assunto da clínica, da ciência básica e da engenharia².

O osso é um tecido conjuntivo ricamente vascularizado e innervado, composto de células e matriz orgânica mineralizada. Além disso, passa por processos de regeneração e remodelação, estando em constante formação e reabsorção, o que permite a renovação de 5 a 15% da massa óssea total por ano em condições normais. Tais processos são regulados por fatores genéticos, mecânicos, vasculares, hormonais, nutricionais e locais³.

Os tratamentos tradicionais para aumento de tecido ósseo incluem enxertos com biomateriais autógenos e homólogos⁴. O osso autógeno apresenta-se como uma excelente alternativa biológica pelas suas propriedades osteocondutora e osteoindutora. Entretanto, a necessidade de uma área doadora, a limitada quantidade de tecido ósseo, o custo elevado e um procedimento cirúrgico adicional representam fatores que podem limitar a utilização do osso autógeno⁵.

Como uma alternativa para o enxerto ósseo autógeno e alógeno, vem-se pesquisando uma quantidade significativa de materiais, incluindo metais, cerâmicas e polímeros. A aplicabilidade desses materiais em organismos humanos depende de suas propriedades biológicas – especialmente biocompatibilidade, estabilidade enzimática e hidrolítica – e propriedades químicas, físicas e mecânicas⁶⁻⁸.

Tem sido notável o desenvolvimento dos biomateriais utilizados em cirurgia ortopédica, traumatológica e maxilofacial, particularmente dos substitutos ósseos. Estes podem ser definidos como “todo o material de origem humana, animal, vegetal ou sintético destinado à implantação no homem com a perspectiva de uma reconstituição do capital ósseo, para o reforço de uma estrutura óssea ou para o preenchimento de uma perda de substância óssea de origem traumática ou ortopédica”⁹. Os biomateriais foram inicialmente desenvolvidos nas décadas de 1960 e 1970. Nos últimos anos, a terceira geração desses materiais está sendo desenvolvida de forma a obter materiais bioativos e reabsorvíveis, capazes de estimular uma resposta celular específica em nível molecular¹⁰.

Dentre os diversos métodos disponíveis para a avaliação dos biomateriais, o método radiográfico digital é especialmente interessante pelos fatos de ser não invasivo e de oferecer exposição à radiação diminuída em relação aos métodos radiográficos convencionais¹¹⁻¹².

OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar, *ex vivo*, a densidade radiográfica dos seguintes biomateriais substitutos ósseos: Hidroxiapatita (HAP), Osso Bovino Liofilizado, Biovidro 45S5,

β -Fosfato Tri-Cálcio (β -TCP) e PerioGlass, inseridos em alvéolos dentários e em defeitos ósseos de diferentes profundidades criados em mandíbulas secas de porco.

MATERIAL E MÉTODO

1. Obtenção das Amostras

Para a avaliação radiográfica dos biomateriais propostos, foram utilizadas cinco mandíbulas de porco previamente limpas, obtidas em açougues da região da cidade de Araraquara-SP. O número amostral foi calculado especificamente para este estudo, sendo suficiente para prover poder estatístico mínimo de 80%. As mandíbulas foram mantidas em paraformol durante um mês e secas naturalmente durante dois meses (Figura 1a). A metodologia proposta é inédita na literatura, tendo sido desenvolvida especificamente para este estudo.

2. Preparo dos Defeitos Ósseos

Em cada mandíbula, foram obtidos os defeitos:

- Defeito ósseo: na região inferior vestibular do ângulo mandibular foram realizados dois defeitos ósseos quadrilaterais, com 3 mm de lado, os quais foram divididos em dois grupos, de defeitos com 2 mm e 3 mm de profundidade. Na mesma região, porém no lado esquerdo dessa mandíbula, não foi realizado nenhum defeito, sendo esta considerada área de controle positivo; e
- Alvéolos: foram extraídos os primeiros molares direitos e, do lado esquerdo, os molares foram mantidos (controle positivo).

Os defeitos foram escolhidos na tentativa de mimetizar situações clínicas corriqueiras, como o preenchimento de alvéolos de extração e a correção de defeitos ósseos em profundidade, como defeitos peri-implantares, defeitos de furca ou defeitos periodontais¹³.

3. Obtenção das Radiografias Digitais

Em cada uma das cinco mandíbulas, foram utilizados os cinco biomateriais com formulação comercial granulada, de forma subsequente: Hidroxiapatita (HAP, Procell, São Carlos, Brasil), Osso Bovino Liofilizado (Osso, Procell, São Carlos, Brasil), Biovidro 45S5 (BV, Procell, São Carlos, Brasil), PerioGlass (PG, Novabone products, EUA) e β -Fosfato Tri-Cálcio (β TCP, Procell, São Carlos, Brasil). Os materiais foram adquiridos comercialmente.

De cada biomaterial, foram utilizadas cinco amostras, que foram colocadas nos defeitos testados, sempre na mesma sequência e até o preenchimento total do defeito. Em cada um dos modelos utilizados (alvéolo ou defeito criado), entre a colocação de um material e outro, os defeitos foram cuidadosamente lavados com soro fisiológico e secos com *swab* de algodão, removendo qualquer resquício do biomaterial anterior. Tomadas radiográficas realizadas entre a utilização de um biomaterial e outro auxiliaram na comprovação da total limpeza da região de interesse.

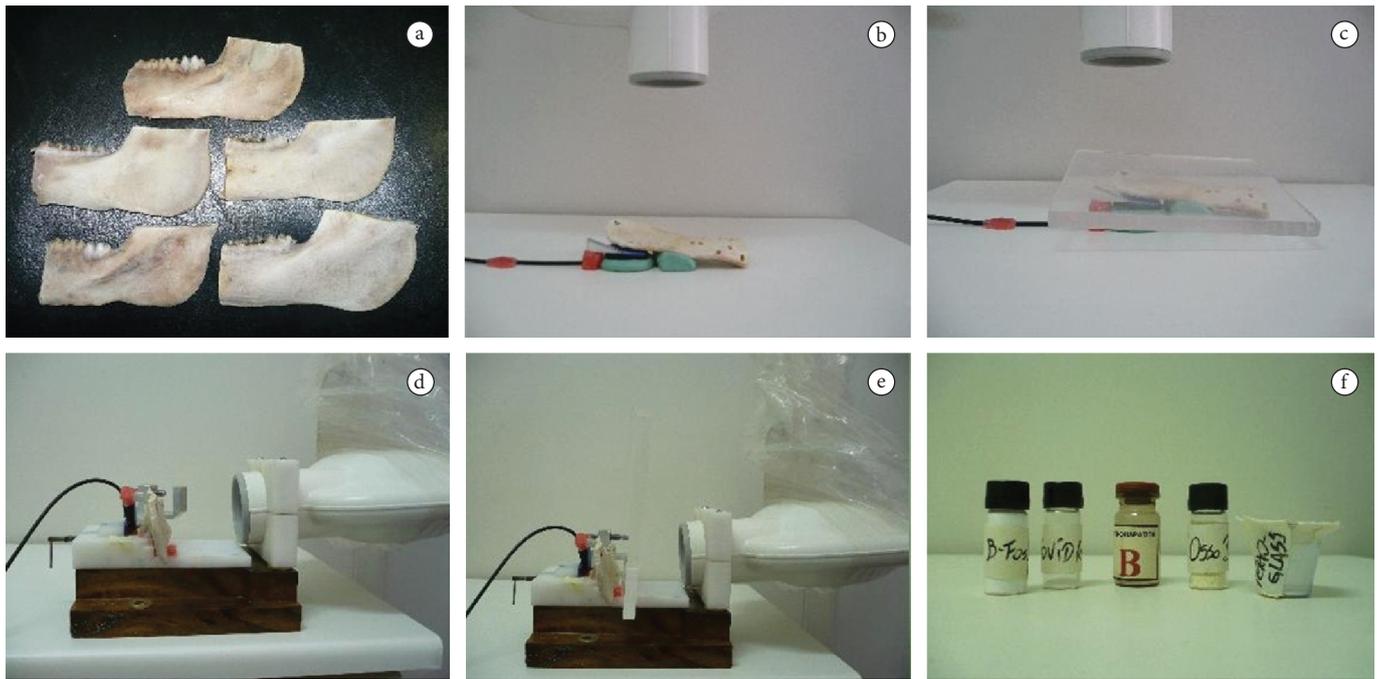


Figura 1. Fotografias ilustrativas da sequência radiográfica: (a) Mandíbulas secas. (b) Tomada radiográfica com biomaterial inserido nos defeitos ósseos, com a mandíbula colocada na posição horizontal, direção supero-inferior. (c) Tomada radiográfica com biomaterial inserido nos defeitos ósseos com simulador de tecido mole. (d) Tomada radiográfica com biomaterial inserido no alvéolo, com a mandíbula colocada na posição vertical, direção vestibulo-lingual. (e) Tomada radiográfica com biomaterial inserido no alvéolo com simulador de tecido mole. (f) Amostras dos biomateriais utilizados.

Após o preenchimento dos defeitos com cada material, a mandíbula era posicionada para a obtenção das radiografias. Para as tomadas radiográficas feitas com os biomateriais inseridos nos defeitos ósseos, foram confeccionados suportes com silicone de condensação Zetaplus[®], para a padronização da posição tanto do sensor do sistema digital quanto das mandíbulas (Figuras 1b, c). Para os testes feitos com os biomateriais inseridos nos alvéolos, a posição vertical da mandíbula foi fundamental para que os grânulos permanecessem no mesmo lugar. Foi utilizada uma estrutura com encaixes: para as mandíbulas, para a placa de acrílico (simulador de tecido mole), para o sensor do sistema digital e para o feixe de raios-x (Figuras 1d, e).

As tomadas radiográficas foram realizadas com um sistema radiográfico digital Gendex Dental Systems (Expert-DC, Des Plaines, IL; USA). O feixe de raios-X foi mantido a uma distância de 30 cm das áreas analisadas e o tempo de exposição foi de 0,08 segundos. No momento de obtenção das imagens, foi colocada junto às peças uma escala de alumínio com o objetivo de fornecer a densidade radiográfica relativa dos biomateriais. As tomadas radiográficas foram obtidas com e sem o simulador de tecidos moles (placa de acrílico de 10 mm de espessura)¹⁴.

4. Análise da Densidade Radiográfica

As radiografias das regiões propostas como controle positivo (osso cortical mandibular) e também de regiões de controle negativo (alvéolos e defeitos vazios), foram avaliadas da mesma forma, permitindo as análises das densidades radiográficas. A área de avaliação utilizada nesses casos foi a mesma área

do defeito, para que as comparações realizadas pudessem ser validadas (Figura 2). O avaliador, previamente treinado, era cego em relação aos biomateriais utilizados em cada imagem.

Utilizando-se um software analisador de imagens (Image J, NIH, USA), os níveis de cinza de cada região de interesse foram comparados com o nível de cinza obtido no ponto médio da escala de alumínio utilizada, permitindo que variações que pudessem ocorrer entre uma e outra tomada radiográfica fossem compensadas pelo uso da escala, padronizada para todas as tomadas. Dessa forma, os valores foram obtidos sempre em porcentagens, tendo por base a proporção entre a densidade obtida na região de interesse (um valor entre zero e 255, de acordo com o tom de cinza aferido na região) e o valor obtido na escala de alumínio (um valor entre zero e 255, de acordo com o tom de cinza aferido na região)¹⁵.

Para a realização da análise estatística, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov para avaliação da normalidade dos dados. Na medida em que os dados foram considerados paramétricos, na sequência foi utilizado o teste t pareado para as comparações dois a dois (o mesmo biomaterial, com ou sem a utilização do simulador de tecidos moles) ou o teste t convencional (o mesmo biomaterial, em defeitos de 2 ou 3 mm), e o teste de ANOVA, seguido pelo teste de comparação múltipla de Tukey, para comparação entre os biomateriais testados em uma mesma situação. Os dados foram expressos em média e desvio padrão, e o software utilizado foi o GraphPad Prism 5.0 (GraphPad Software Inc., USA).

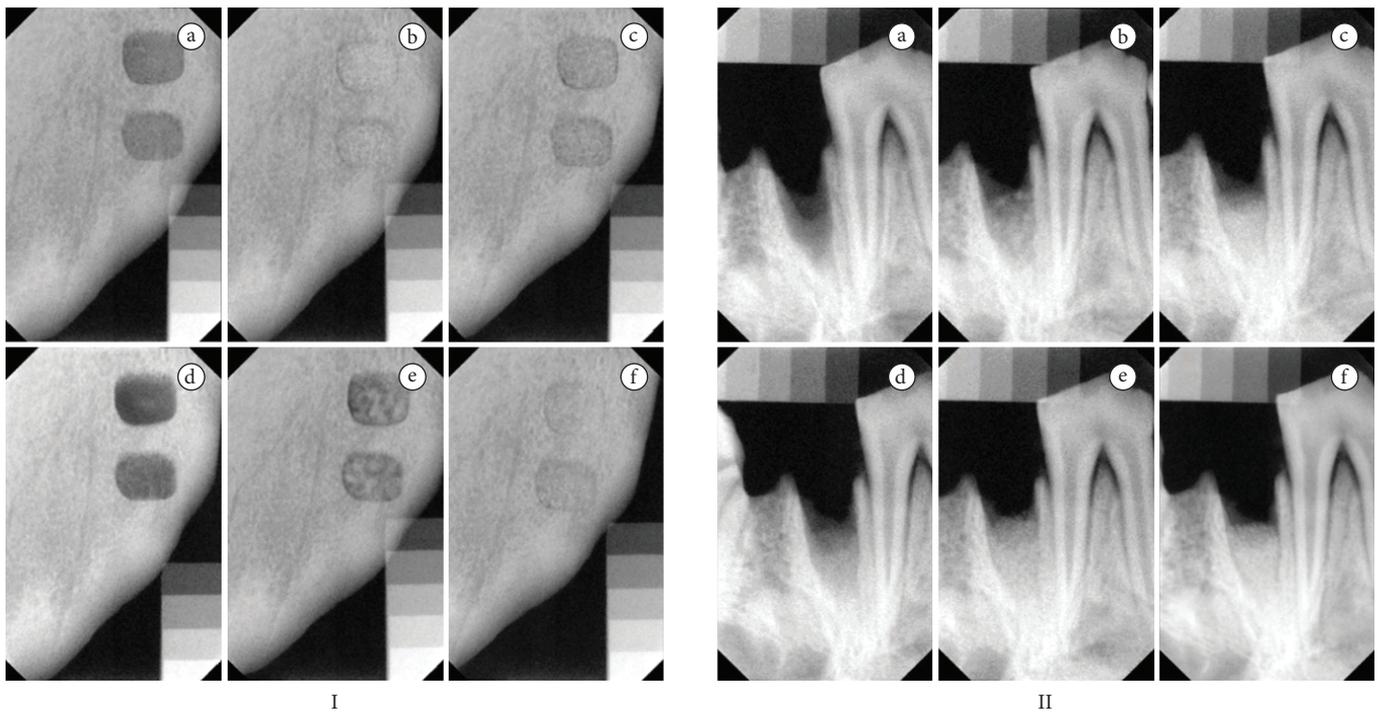


Figura 2. Radiografias dos defeitos ósseos (I) com a mandíbula na posição horizontal, direção supero-inferior e alvéolos (II) com a mandíbula na posição vertical, direção vestibulo-lingual, preenchidos com biomateriais com simulador de tecidos moles: (a) Defeito vazio (controle negativo), (b) β Fosfato Tri-cálcio, (c) Biovidro, (d) Hidroxiapatita, (e) Osso Bovino Liofilizado e (f) PerioGlass.

RESULTADO

1. Dados dos Alvéolos

Todos os dados se mostraram estatisticamente iguais para os defeitos de alvéolo, seja nas comparações pareadas, comparando A \times B (A = com utilização do simulador de tecidos moles/B = sem utilização do simulador de tecidos moles), seja nas comparações múltiplas, comparando o controle com todos os materiais testados, para A e para B, isoladamente. Tais resultados são demonstrados na Figura 3. É importante salientar os resultados maiores do que 100%, demonstrando valores superiores aos encontrados no degrau médio da escala de alumínio utilizada.

2. Dados dos Defeitos Criados

Observou-se que defeitos de tamanhos diferentes (2 ou 3 mm de profundidade) comparados entre si, para um mesmo tratamento, não apresentaram diferenças estatísticas. Porém, quando comparados às regiões controle (vazios), foram estatisticamente significantes ($p < 0,001$), independentemente da utilização de simulador de tecidos moles. Na comparação da densidade aferida nos defeitos criados, houve diferença estatística ($p < 0,05$) no grupo negativo (vazio) quando se compararam as densidades dos diferentes defeitos (2 mm \times 3 mm). Tais resultados são demonstrados na Figura 4.

Na comparação dos defeitos de 2 mm, com a presença do simulador de tecidos, entre os grupos, pôde-se observar diferença estatística entre o grupo controle negativo (vazio) e os grupos BV, Osso, PG e controle positivo (cortical) ($p < 0,001$). Entre os grupos com biomaterial, não houve diferenças estatística, com

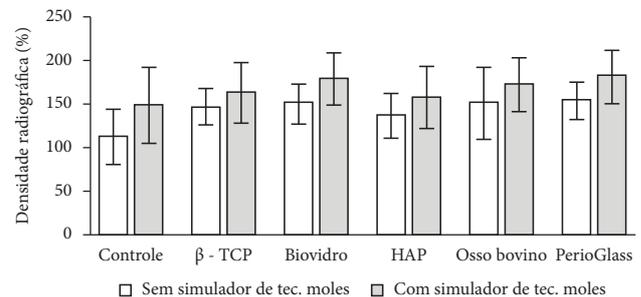


Figura 3. Densidade radiográfica (%) e desvio padrão para os biomateriais avaliados (β -Fosfato Tri-Cálcio, Biovidro, Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado e PerioGlass) e controle negativo nos alvéolos.

exceção dos grupos β TCP \times PG ($p < 0,05$). No mesmo defeito de 2 mm, mas sem simulador de tecidos, podem-se observar os mesmos resultados obtidos com simulador de tecidos, como descrito na Figura 5.

Nos defeitos de 3 mm com simulador de tecidos, observou-se diferença estatística do controle negativo (vazio) em relação a todos os outros grupos ($p < 0,001$). Quando se compararam os grupos de biomateriais, os resultados demonstraram diferenças entre os grupos: β TCP \times BV ($p < 0,05$); β TCP \times PG ($p < 0,001$); β TCP \times Cortical ($p < 0,05$); BV \times HAP ($p < 0,05$); HAP \times PG ($p < 0,001$) e HAP \times Cortical ($p < 0,05$). Nos resultados sem simulador de tecido, os defeitos de 3 mm apresentaram diferenças entre os grupos: negativo (vazio) e todos os grupos ($p < 0,001$) e β TCP \times PG ($p < 0,01$); β TCP \times Cortical ($p < 0,05$); HAP \times PG ($p < 0,01$) e HAP \times Cortical ($p < 0,05$), como demonstrado na Figura 6.

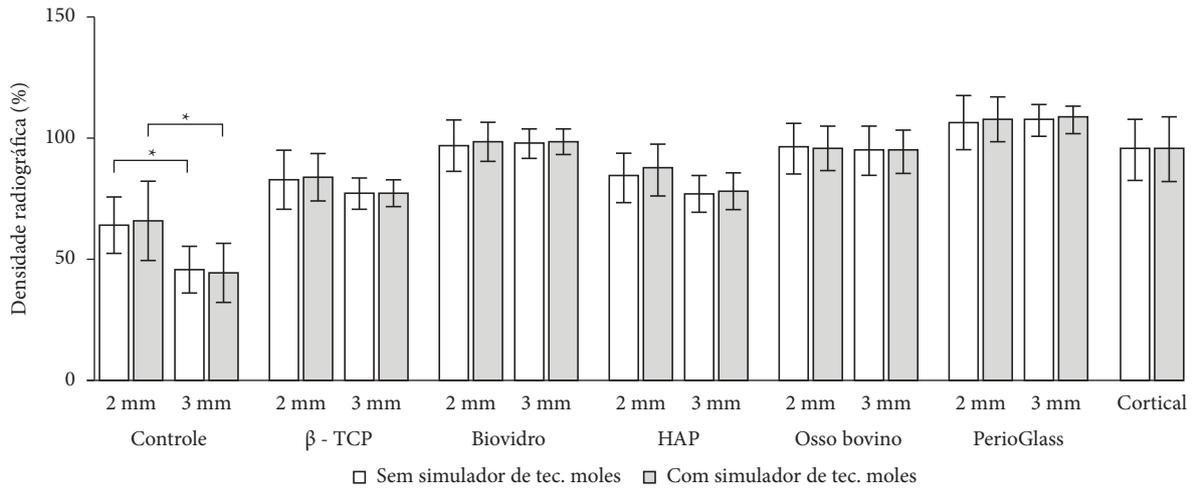


Figura 4. Densidade radiográfica (%) e desvio padrão para os biomateriais avaliados (β-Fosfato Tri-Cálcio, Biovibro, Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado e PerioGlass) e controle negativo nos defeitos ósseos criados de 2 mm e 3 mm. (*) demonstram igualdade entre os grupos.

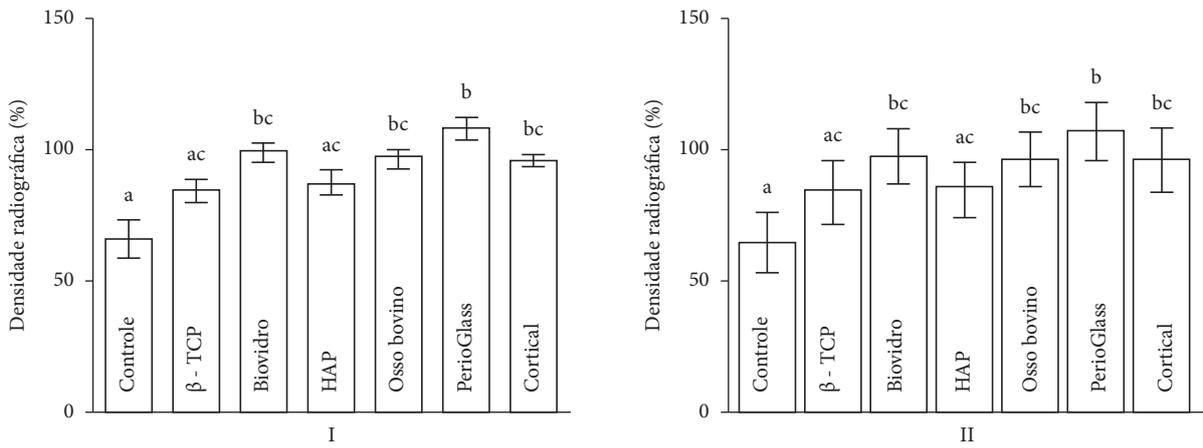


Figura 5. Densidade radiográfica (%) e desvio padrão para os biomateriais avaliados (β-Fosfato Tri-Cálcio, Biovibro, Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado e PerioGlass), controle negativo e controle positivo nos defeitos ósseo criados de 2 mm (letras iguais demonstram igualdade estatística entre os grupos). Em (I), com simulador de tecido mole e em (II), sem simulador de tecido mole.

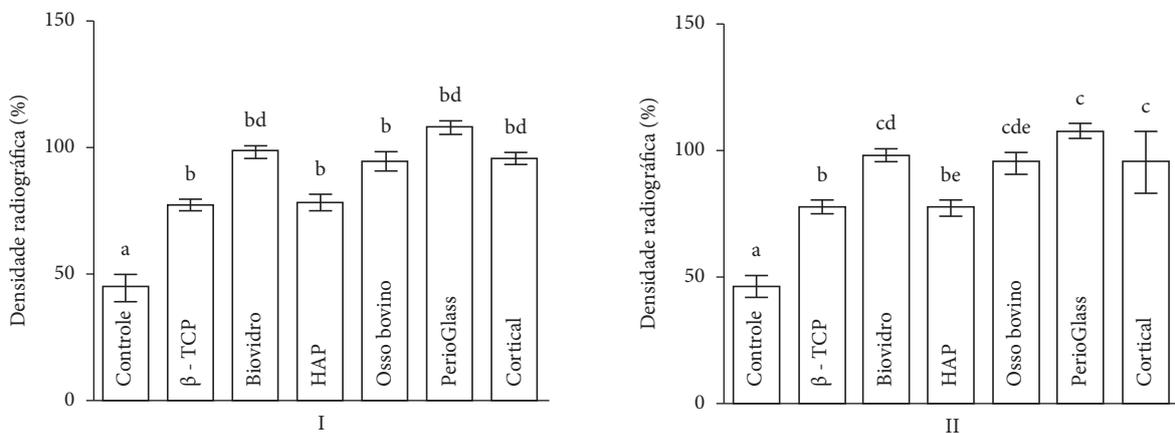


Figura 6. Densidade radiográfica (%) e desvio padrão para os biomateriais avaliados (β-Fosfato Tri-Cálcio, Biovibro, Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado e PerioGlass), controle negativo e controle positivo nos defeitos ósseo criados de 3 mm (letras iguais demonstram igualdade entre os grupos). Em (I), com simulador de tecido mole e em (II), sem simulador de tecido mole.

DISCUSSÃO

Neste estudo, foi avaliada a densidade radiográfica de alguns biomateriais utilizados como substitutos ósseos (Osso Bovino Liofilizado, β -fosfato Tri-Cálcio, Biovidro 45S5, PerioGlass e Hidroxiapatita), preenchendo alvéolos e defeitos ósseos criados em mandíbulas de porco. Foi analisada também a influência de um simulador de tecidos moles nos resultados radiográficos.

Nesta pesquisa, foram utilizados três tipos de defeitos: alvéolos de extração e defeitos ósseos criados com profundidade de 2 e 3 mm no ramo da mandíbula.

A utilização dos biomateriais em alvéolos pós-extração visa à formação de osso para a posterior colocação de implantes osseointegrados e os defeitos ósseos criados, que simularam defeitos interproximais, foram tratados como tal.

A morfologia dos defeitos ósseos pode influenciar no sucesso da terapia periodontal quando se utilizam biomateriais. Dessa forma, defeitos de três paredes apresentam melhor prognóstico quando comparados com defeitos de uma ou duas paredes. A esse fator, acrescentam-se outros, como: extensão da crista óssea alveolar, distância vestibulolingual, número de raízes envolvidas e forma do fundo do defeito^{16,17}.

Um grande problema inerente à avaliação radiográfica da destruição óssea é a tendência de se subestimar a perda óssea na região interproximal, em função da superposição das margens corticais vestibular e lingual sobre o defeito¹⁸. Outro problema encontrado na clínica e em pesquisas é a dificuldade de obtenção de radiografias padronizadas ao longo do tempo, nas avaliações periodontais¹⁹. Outro fator importante referente à avaliação radiográfica do periodonto é a determinação da crista óssea alveolar, uma vez que sua altura e/ou forma do defeito podem influenciar a imagem obtida na tomada radiográfica. Para facilitar a reprodutibilidade da crista óssea alveolar entre as radiografias, esta é definida como a projeção radiopaca mais coronal da crista²⁰.

Os resultados obtidos na avaliação dos alvéolos preenchidos com os biomateriais demonstraram que não houve diferença estatística entre os grupos, mesmo quando comparados com o grupo controle negativo. Tal resultado pode estar relacionado com a presença de duas paredes ósseas (vestibular e lingual), que interfere na densidade mostrada nas radiografias. Esse resultado indica que, clinicamente, para esses materiais testados, os resultados demonstram o mesmo preenchimento ósseo, fato este que pode não indicar a realidade histológica e clínica.

Quando se avaliaram os biomateriais inseridos nos defeitos ósseos de 2 e 3 mm de profundidade, observaram-se diferenças entre alguns grupos, dependendo da profundidade do defeito. Nos defeitos de 2 mm, observaram-se diferenças entre os grupos controle positivo (sem defeito ósseo, cortical) e controle negativo (defeito sem preenchimento). Quando se compararam os grupos com material, os que apresentaram Biovidro, Hidroxiapatita, Osso Bovino Liofilizado e PerioGlass demonstraram diferenças com o grupo controle negativo (vazio).

Nos defeitos mais profundos, de 3 mm, puderam ser observadas diferenças entre o grupo controle negativo e todos

os outros grupos. Também se observaram diferenças entre os grupos de TCP com Biovidro, PerioGlass e controle positivo; Biovidro com Hidroxiapatita, e PerioGlass e controle positivo. Diferentemente do avaliado em defeitos de alvéolo, o defeito criado não apresentava a parede óssea vestibular, mas somente a parede de fundo do defeito. Essa característica do defeito pode ter influenciado os resultados.

Outro fator a ser considerado é a característica física dos materiais, como densidade, tamanho e rugosidade das partículas. Em um estudo prévio²¹, que avaliou a densidade radiográfica desses biomateriais isoladamente, demonstrou-se que o biomaterial Osso Bovino Liofilizado foi estatisticamente igual ao PerioGlass, enquanto que a da Hidroxiapatita foi igual à do Biovidro; também se concluiu que todos os biomateriais testados tiveram densidade radiográfica maior que a região de controle positivo (calota craniana de ratos). A literatura normalmente relata altas densidades radiográficas com um pior comportamento biológico dos biomateriais, visto que seria a correta taxa de reabsorção do material em relação à taxa de neoformação óssea que determinaria sua característica biológica nos eventos de regeneração tecidual; ou seja, quanto mais próxima a densidade radiográfica do biomaterial inserido no defeito estiver da densidade radiográfica óssea, maior a probabilidade de que a regeneração óssea já tenha ocorrido naquela área^{22,23}.

Em um estudo feito anteriormente, analisando tamanho, diâmetro, área e rugosidade dos grânulos desses mesmos biomateriais, mostrou-se que os grânulos de PerioGlass ($\pm 180.000 \mu\text{m}^2$ de área e diâmetro de $\pm 500 \mu\text{m}$) são estatisticamente iguais aos grânulos da HAP e β -TCP, e que os grânulos de Biovidro ($\pm 50.000 \mu\text{m}^2$ de área e $\pm 300 \mu\text{m}$ de diâmetro) são estatisticamente iguais às partículas da HAP. As partículas de Osso Bovino Liofilizado mostraram-se significativamente maiores ($\pm 1500.000 \mu\text{m}^2$ de área e $\pm 1200 \mu\text{m}$ de diâmetro). A análise de rugosidade demonstrou superfície mais rugosa para os biomateriais β TCP e HAP, sendo que, para os grupos Biovidro e Osso Bovino Liofilizado, os resultados foram iguais estatisticamente. O grupo PerioGlass demonstrou superfície lisa e estatisticamente igual ao grupo Osso Bovino Liofilizado²¹.

Aspectos como porosidade, rugosidade superficial e tamanho de partícula vêm sendo citados constantemente na literatura. O tamanho dos grânulos dos biomateriais que melhor se ajusta para aplicações odontológicas, de acordo com a literatura, tende a ser os grânulos de aproximadamente $0,5$ a $0,7 \text{ m}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ ^[24].

Neste estudo, avaliou-se também a utilização de simulador de tecidos, pelo fato de que alguns estudos têm demonstrado a relação da quantidade de tecido mole (espessura), verificando se esta pode interferir nos resultados radiográficos^{25,26}. Aproveitando, dessa forma, a metodologia aplicada, foi adicionada a utilização de um simulador de tecido de acrílico com 10 mm de espessura. Quando se avaliou a utilização ou não de simulador de tecidos moles nos defeitos de 2 mm, pôde-se observar que, em ambos os casos, os resultados foram os mesmos, ou seja, não se observaram diferenças estatisticamente significativas.

Analisando-se o defeito de 3 mm com simulador de tecidos moles, verificou-se que, tendo como referência o controle

negativo, quanto mais profundo o defeito ósseo, maior a quantidade de material necessária para preenchê-lo e, assim, sua densidade radiográfica aumentaria. Quando se compararam os grupos, não houve diferença entre Hidroxiapatita e Biovidro.

Dentro das limitações da metodologia aplicada neste estudo, os defeitos que foram utilizados tentaram simular condições clínicas na Periodontia. Em relação aos biomateriais, a densidade dos grânulos pode interferir na imagem radiográfica obtida, o que, clinicamente, pode levar a prognósticos diferentes. A importância de se conhecer o aspecto radiográfico de um biomaterial está no fato de que é por meio dos exames radiográficos que normalmente se avalia o sucesso ou não de um biomaterial, quando da sua utilização na clínica diária. Clinicamente, os biomateriais apresentam comportamentos diferentes no decorrer dos períodos de pós-operatório. Em um caso clínico de um dente tratado com HA densa e osso autógeno, Moskow, Lubarr²⁷ realizaram uma análise histológica, após nove semanas, e mostraram que o biomaterial foi compatível com os tecidos periodontais, não apresentando evidências de rejeição ou expulsão. Os grânulos de HA pareciam completamente encapsulados por fibras de tecido conjuntivo. Cementogênese e tecido conjuntivo de inserção foram observados adjacentes às partículas de durapatita. Callan, Rohrer²⁸ realizaram uma análise histológica em dois indivíduos que apresentavam defeitos de rebordos utilizando Bio-Oss. Os

resultados, após 4 quatro meses, mostraram pouca resposta inflamatória, não havendo evidência de reação de corpo estranho. O Bio-Oss encontrava-se em íntimo contato com o tecido ósseo, sem tecido fibroso, não mostrando sinais de reabsorção. Furusawa, Mizunuma²⁹ realizaram um estudo, com a finalidade de avaliar as propriedades bioativas e osteocondutivas do Biogran em procedimentos para a elevação da membrana do seio maxilar. Foram analisados 25 pacientes, sendo a avaliação feita após sete meses de cicatrização. A formação óssea foi avaliada, utilizando-se radiografias, tomografias computadorizadas e análise histológica. As radiografias panorâmicas e as tomografias mostraram que os sítios preenchidos com biomaterial alcançaram a altura desejável. A análise histológica mostrou crescimento ósseo, sendo que os grânulos apresentavam uma escavação da parte central e desenvolvimento de fissuras. Células inflamatórias não foram observadas. Os resultados sugerem que o Biogran exibe propriedades osteocondutivas.

CONCLUSÃO

Pode-se concluir que os tipos de defeitos avaliados interferem nas características radiográficas apresentadas pelos biomateriais, independentemente da presença ou não de simulador de tecidos moles.

REFERÊNCIAS

1. Legeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Rel Res.*2002;395:81-98. PMID:11937868. <http://dx.doi.org/10.1097/00003086-200202000-00009>
2. Habibovic P, de Groot K. Osteoinductive biomaterials-properties and relevance in bone repair. *J Tissue Eng Regen Med.*2007;1:25-32. PMID:18038389. <http://dx.doi.org/10.1002/term.5>
3. Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil, I, Alobera-Gracia MA, del-Canto-Pingarrón M, Blanco-Jerez L. Physiological bases of bone regeneration II. The remodeling process. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*2006;11:151-7.
4. Schmitt JM, Buck DC, Joh SP, Lynch SE, Holinger JO. Comparison of porous bone mineral and biologically active glass in critical-sized defects. *J Periodontol.*1997;69:1312-4.
5. Schepers E, de Clercq M, Ducheyne P, Kempeneers R. Bioactive glass particulate material as a filler for bone lesions. *J Oral Rehabil.*1991;18:439-52. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.1991.tb01689.x>
6. Strnad Z. Role of glass phase in bioactive glass-ceramics. *Biomaterials.*1992;13:317-21. [http://dx.doi.org/10.1016/0142-9612\(92\)90056-T](http://dx.doi.org/10.1016/0142-9612(92)90056-T)
7. Gough JE, Jones JR, Hench LL. Nodule formation and mineralisation of human primary osteoblasts cultured on a porous bioactive glass scaffold. *Biomaterials.*2004;25:2039-46. PMID:14741618. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.07.001>
8. Liu X, Ding C, Chu PK. Mechanism of apatite formation on wollastonite coating in simulated body fluids. *Biomaterials.*2004;25:1755-66. PMID:14738838. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.08.024>
9. Mainard D, Galois L, Cohen P, Pfeffer F, Traversari R, Delagoutte JP. Filling of bone defects with tricalcium phosphate beta in traumatology. *Ann Chir.* 2000;125: 972-81. PMID:11195928.
10. Spin-Neto R, Schwartz-Filho HO, Marcantonio Jr E, Marcantonio RAC. Terapêutica periodontal regenerativa: técnicas cirúrgicas, biomateriais e fatores de crescimento transformando o periodontista em engenheiro tecidual. In: Tunes UR, Dourado M, Bittencourt S, organizadores. *Avanços em periodontia e implantodontia - paradigmas e desafios.* Nova Odessa: Editora Napoleão; 2011. p. 560-77.
11. Wenzel A, Haiter-Neto F, Gotfredsen E. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*2007;103:418-22. PMID:17321456. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.05.016>
12. Zhang J, Xu Q, Huang C, Mo A, Li J, Zuo Y. Biological properties of an anti-bacterial membrane for guided bone regeneration: an experimental study in rats. *Clin Oral Implants Res.*2010;21:321-7. PMID:20074245. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01838.x>
13. Spin-Neto R, Stavropoulos A, Pereira LA, Marcantonio E Jr, Wenzel A. Fate of autologous and fresh-frozen allogeneic block bone grafts used for ridge augmentation. A CBCT-based analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Oct 21. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02324.x. PMID:22093001. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02324.x>
14. Batittucci, RG. Influência dos simuladores de tecidos moles na densidade óssea e dentária por meio de duas análises radiográficas: subtração digital e intensidade de pixel [exame de qualificação geral – doutorado]. Araraquara. Faculdade de Odontologia da UNESP; 2011.

15. Spin-Neto R, Belluci MM, Sakakura CE, Scaf G, Pepato MT, Marcantonio E Jr. Homeopathic *Symphytum officinale* increases removal torque and radiographic bone density around titanium implants in rats. *Homeopathy*.2010;99:249-54. PMID:20970094. <http://dx.doi.org/10.1016/j.homp.2010.08.002>
16. Selvig KA, Kersten BG, Wikesjö UM. Surgical treatment of intrabony periodontal defects using expanded polytetrafluoroethylene barrier membranes: influence of defect configuration on healing responses. *J Periodontol*.1993;64:730-3. PMID:8410612. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.1993.64.8.730>
17. Tonetti M, Pini Prato G, Cortellini P. Periodontal regeneration of human infrabony defects. IV. Determinants of healing response. *J Periodontol*.1993;64:934-40. PMID:8277400. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.1993.64.10.934>
18. Petri WHIII, Wilson TM. Clinical evaluation of antibiotic- supplemented bone allograft. *J Oral Maxillofac Surg*.1993;51:982-5. [http://dx.doi.org/10.1016/S0278-2391\(10\)80039-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0278-2391(10)80039-4)
19. Plotnick IJ, Beresin VE, Simkins AB. A technique for standardized serial dental radiographs. *J Periodontol*. 1971;42:297-9. PMID:5280502.
20. Hausmann E, Allen K, Christersson L, Genco RJ. Effect of x-ray beam vertical angulation on radiograph alveolar crest level measurement. *J Periodontal Res*.1989;24:8-19. PMID:2524574. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0765.1989.tb00852.x>
21. Corbi SCT, Spin-Neto R, Marcantonio E Jr., Marcantonio RAC. Physical and radiographic evaluation of biomaterials used for bone regeneration. *Rev Odontol UNESP*.2010;39:101-7.
22. Weiss P, Layrolle P, Clergeau LP, Enckel B, Pilet P, Amouriq Y, et al. The safety and efficacy of an injectable bone substitute in dental sockets demonstrated in a human clinical trial. *Biomaterials*.2007;28:3295-305. PMID:17466366. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.006>
23. Pripatnanont P, Nuntanarant T, Vongvatcharanon S. Proportion of deproteinized bovine bone and autogenous bone affects bone formation in the treatment of calvarial defects in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*.2009;38:356-62. PMID:19278833. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.015>
24. Fabbri M, Celotti GC, Ravaglioli A. Granulates based on calcium phosphate with controlled morphology and porosity for medical applications: physico-chemical parameters and production technique. *Biomaterials*.1994;15:474-7. [http://dx.doi.org/10.1016/0142-9612\(94\)90228-3](http://dx.doi.org/10.1016/0142-9612(94)90228-3)
25. Ann W, Francisco HN, Erik G. Influence of spatial resolution and bit depth on detection of small caries lesions with digital receptors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*.2007;103:418-22. PMID:17321456. <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2006.05.016>
26. Strebel J, Ender A, Paqué F, Krähenmann M, Attin T, Schmidlin PR. In vivo validation of a three-dimensional optical method to document volumetric soft tissue changes of the interdental papilla. *J Periodontol*.2009;80:56-61. PMID:19228090. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2009.080288>
27. Moskow BS, Lubarr A. Histological assessment of human periodontal defect after durapatite ceramic implant: report of case. *J Periodontol*.1983;54:455-62. PMID:6312010. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.1983.54.8.455>
28. Callan DP, Rohrer M. D. Use of bovine-derived hydroxyapatite in the treatment of edentulous ridge defects: a human clinical and histologic case report. *J. Periodontol*.1993;64:575-82. PMID:8393110. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.1993.64.6.575>
29. Furusawa T, Mizunuma K. Osteoconductive properties and efficacy of resorbable bioactive glass as a bone grafting material. *Implant Dent*.1997;6:93-101. PMID:9545926. <http://dx.doi.org/10.1097/00008505-199700620-00003>

CONFLITOS DE INTERESSE

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Rosemary Adriana Chiérnici Marcantonio
Departamento de Diagnóstico e Cirurgia, Faculdade de Odontologia, UNESP – Univ Estadual Paulista,
14801-903 Araraquara – SP, Brasil
e-mail: adriana@foar.unesp.br

Recebido: 13/09/2011

Aprovado: 11/06/2012