

Avaliação da Densidade Óssea e da Resistência à Fratura entre Enxertos Alógenos com Fosfato de Cálcio Bifásico e Tecido Ósseo em Tíbias de Coelhos

Evaluation of Bone Density and Fracture Resistance between Allograft with Biphasic Calcium Phosphate and Bone Tissue in Rabbit Tibiae

Lilian Cristina Vessoni IWAKI¹, Liogi IWAKI FILHO², Marlice Azoia Lukiantchuki BARBOSA³,
Juliana Beatris Lopes da SILVA⁴; Wilton Mitsunari TAKESHITA⁵

¹Professora adjunta do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá (UEM), Maringá/PR, Brasil.

²Professor associado do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá (UEM), Maringá/PR, Brasil.

³Mestre em Clínica Integrada pela Universidade Estadual de Maringá (UEM), Maringá/PR, Brasil.

⁴Cirurgiã-dentista, graduada pela Universidade Estadual de Maringá, (UEM), Maringá/PR, Brasil.

⁵Professor do Departamento de Odontologia da Universidade Estadual de Maringá (UEM) e da Faculdade Ingá, Maringá/PR, Brasil.

RESUMO

Objetivo: avaliar por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) a densidade do tecido ósseo formado ao redor de implantes curtos e a resistência à fratura por meio da máquina de ensaio universal de força, quando estes estão associados ou não aos enxertos de fosfato de cálcio bifásico.

Método: para este estudo, foram utilizadas 10 tíbias de coelhos da raça Nova Zelândia. No grupo controle (GC) foram instalados dois implantes cilíndricos, com interface cone morse 4.0 x 6.0 mm na tibia direita e no grupo teste (GT) foram instalados dois implantes cilíndricos, com interface cone morse 4.0 x 6.0 mm e enxerto com o biomaterial fosfato de cálcio bifásico na tibia esquerda. Após o sacrifício dos animais e remoção das tíbias, estas foram encaminhadas para a realização do exame de TCFC e teste de resistência à fratura.

Resultados: após análise dos dados verificaram-se que as médias em escala Hounsfield para os espécimes com enxerto foram pontualmente maiores que para os espécimes sem enxerto (948,55 e 739,06 respectivamente) e comprovaram-se diferenças estatisticamente significantes entre os espécimes. Com relação ao teste de resistência, as médias em Newton para os GC e GT foram 15,586 e 16,028 respectivamente.

Conclusão: o GT apresentou as maiores densidades ósseas e esse aumento foi verificado principalmente nos dois primeiros milímetros, local onde efetivamente ocorreu a colocação do enxerto. Com relação à resistência à fratura, os grupos controle e teste apresentaram resultados similares.

ABSTRACT

Objective: to evaluate by cone beam computed tomography (CBCT) the density of bone tissue around implants short and resistance to fracture by a universal testing machine of force when they are associated or not to graft phosphate biphasic calcium.

Method: for this study, we used 10 rabbits tibias of New Zealand in the control group (CG) were made in two cylindrical implants, Morse taper interface with 4.0 x 6.0 mm in the right tibia and in the test group (TG) were made in two cylindrical implants, Morse taper interface with 4.0 x 6.0 mm and graft with the biphasic calcium phosphate biomaterial in the left tibia. After sacrificing the animals and removal of tibia, these were referred to the examination of CBCT and fracture resistance test.

Results: data analysis showed that the average scale Hounsfield for specimens with grafts were briefly higher than for specimens without graft (948.55 and 739.06 respectively), proved to be statistically significant differences between the specimens. With respect to the test of resistance to the averages in Newton for the CG and TG were 15.586 and 16.028 respectively.

Conclusion: the TG had the highest bone density and this increase was mainly observed in the first two millimeters, where effectively there placing the graft. With respect to resistance to fracture, the test and control groups showed similar results.

DESCRIPTORES

Implante dentário; Tomografia computadorizada de feixe cônico; Densidade óssea.

KEY-WORDS

Dental implantation; Cone-beam computed tomography; Bone density.

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) possui aplicabilidade em várias especialidades odontológicas¹⁻⁴. Uma área de grande interesse na sua utilização é a Implantodontia³⁻⁵. A literatura tem evidenciado que os implantes osseointegrados têm se tornado uma alternativa na reabilitação de pacientes que sofreram perdas dentárias, uma vez que a devolução da função mastigatória e a restituição da estética do sorriso proporcionam uma melhor qualidade de vida. Porém, essa perda dentária influencia significativamente na forma e no volume do processo alveolar^{6,7}, sendo de fundamental importância avaliar a quantidade e a densidade (qualidade) do osso no sítio implantar. Os exames de TCFC possibilitam avaliar com precisão a espessura e altura óssea; averiguar variações anatômicas não percebidas em outros exames imagiológicos; observar a qualidade do trabeculado ósseo⁵; quantificar o volume necessário para área doadora e receptora de enxerto ósseo; escolher a área doadora de acordo com as características tridimensionais; analisar o enxerto ósseo já realizado.

Com relação aos enxertos, estudos recentes mostraram que a superfície dos implantes curtos tratada com enxertos tem apresentado alta taxa de sucesso⁸. Já a qualidade do tecido ósseo é individual e alguns pacientes podem necessitar da utilização de substitutos ósseos. Além disso, durante a instalação dos implantes pode ocorrer perda óssea ao seu redor. Muitos enxertos ósseos, como autógenos, alógenos ou biomateriais sintéticos podem ser utilizados para restaurar essa perda óssea e desta forma, cobrir a exposição da superfície do implante⁹⁻¹¹. Diversos estudos relatam que a utilização de enxertos ósseos sintéticos, como os fosfatos tricálcio, têm promovido um aumento na regeneração óssea ao redor dos implantes⁹⁻¹². A utilização dos fosfatos tricálcio foi comprovada por meio de estudos histológicos nos quais as partículas deste biomaterial proporcionaram um reparo ósseo ao redor dos implantes. Esse material sintético é biocompatível e possui atividade osteocondutora¹¹. A adição destes materiais osteocondutores na superfície dos implantes proporciona um aumento da osseointegração¹³⁻¹⁴. Funciona como uma estrutura de suporte para a adesão de osso durante o processo de osteogênese. Possui uma morfologia otimizada e propriedades de reabsorção que favorecem a formação de osso vital. É composto por fosfato de cálcio bifásico (BCP), uma combinação de hidroxiapatita (HA) a 60% em peso e 40% em peso de beta-fosfato tricálcio. A estabilidade mecânica do volume aumentado é mantida graças à lenta reabsorção da hidroxiapatita, que impede o excesso de reabsorção. Oferece um índice de porosidade de 90%, com poros interconectados de diâmetro entre 100 a 500 µm, sendo que este elevado grau de porosidade permite o máximo espaço para a vascularização, a migração de osteoblastos e a adesão óssea¹⁴.

Outro fator que pouco se tem estudado é a

resistência mecânica que esse enxerto ósseo proporciona. Na comparação de dois tipos diferentes de substitutos ósseos (osso bovino congelado e liofilizado) com relação à resistência à fratura, não foram encontradas diferenças estatísticas entre eles¹⁵. Com relação à resistência mecânica entre um enxerto ósseo humano corticoesponjoso que sofreu processamento químico e outro que não foi processado (fresco), àquele que recebeu tratamento foi mais resistente¹⁶. Contudo poucos autores compararam essa resistência ao redor de implantes.

Considerando os aspectos expostos, julgou-se pertinente o estudo experimental comparativo e quantitativo de densidade por meio da TCFC entre o tecido ósseo formado ao redor de implantes curtos e avaliar a resistência à fratura na máquina de ensaio universal de força, ou seja, avaliar se a presença deste material influencia a resistência à compressão lateral nos implantes curtos, quando estes estão associados ou não ao enxerto de fosfato de cálcio bifásico.

METODOLOGIA

Essa pesquisa foi submetida à avaliação e aprovada pelo Comitê de Conduta Ética no Uso de Animais em Experimentação (CEAE) da Universidade Estadual de Maringá, parecer nº 046/2008 (protocolo 020/2008).

Para este estudo, utilizaram-se cinco coelhas fêmeas, da ordem *Lagomorpha*, gênero *Oryctolagus*, espécie *Oryctolagus cuniculus*, raça Nova Zelândia, variedade branco, com idade variando entre seis a oito meses e peso entre 3,5 - 4,0 Kg; 20 implantes cilíndricos (sendo dois implantes em cada tibia) com interface cone morse WS 4.0 x 6.0 mm (Neodent®); e enxerto com o material BoneCeramic® (Straumann®). Todos os cuidados referentes ao transporte, criação, manejo, dieta padronizada, comportamento, acomodação, anestesia e eutanásia dos espécimes foram criteriosamente executados. Todas as práticas de cuidados pré, trans e pós-operatórios foram desenvolvidas.

Cada animal recebeu cirurgicamente quatro implantes na região da tibia, sendo dois na tibia direita e dois na esquerda. Os implantes da tibia direita funcionaram como controle e os da esquerda como teste. No grupo controle (GC) realizou-se uma perfuração de 6 mm e instalação de implantes Neodent 4.0 x 6.0 mm sem a presença do biomaterial enxertado; no grupo teste (GT) empregou-se a perfuração de 4 mm e instalação de implantes Neodent 4.0 x 6.0 mm associados ao enxerto de fosfato de cálcio bifásico nos 2 mm de rosca exposta.

O tempo de osseointegração dos implantes foi de três meses. Após o sacrifício dos animais e remoção das tibias, estas foram encaminhadas para a realização dos exames de TCFC e resistência à fratura.

Na análise radiográfica, o tomógrafo utilizado foi o modelo GALILEUS Compact, fabricado pela Sirona The Dental Company, Bensheim, Germany, cujas

especificações técnicas são: campo de visão (FOV) de 12 x 15 x 15 cm³; *voxel* isotrópico de 0,3 mm; tempo de escaneamento de 14 s; tempo de exposição de 2-6 s; tempo de reconstrução de 4,5 min.; 85 kVp e 5-7 mA. O *software* GALILEUS foi utilizado para analisar e quantificar os dados desta pesquisa. Para a realização da tomografia, as tíbias foram colocadas sobre um suporte de acrílico em forma de arco mandibular especialmente confeccionado para este estudo, de forma que os implantes ficassem imobilizados, os mais paralelos possíveis entre si, perpendiculares ao plano horizontal e dispostos em forma de arco mandibular. Foram realizadas incidências tomográficas para as tíbias com enxerto e para as tíbias sem enxerto.

Para cada implante, foi calculada a densidade óssea em escala de Hounsfield (própria do *software* GALILEUS) em 12 diferentes regiões. Posteriormente, calculou-se a média dessa densidade.

Primeiramente, cada implante foi dividido em seis partes, de 1 mm cada. Cada parte desse milímetro estendeu-se 3 mm para a direita e 3 mm para a esquerda. Esses 3 mm foram escolhidos, pois essa região certamente deveria conter osso. A partir dessa marcação, foi anotado o valor da densidade de cada região delimitada (Figura 1).

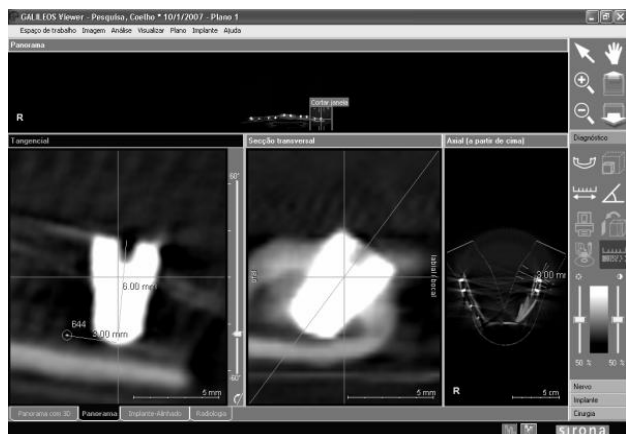


Figura 1. Mensuração dos dados no programa.

Todas essas densidades foram colocadas em forma de tabela, utilizando-se o programa Microsoft Excel 2003. Para cada implante, realizou-se a média das densidades, fazendo uso do programa de estatística R e o programa SAS para avaliar diferença estatisticamente significativa entre as médias de densidade óssea entre os espécimes dos grupos controle e teste.

Para o teste de compressão à resistência do tecido ósseo, foram confeccionados corpos de provas (Figura 2), nos quais as amostras do tecido ósseo com o implante posicionado foram incorporadas em resina acrílica de acordo com uma matriz de silicone pré-estabelecida. Essa matriz foi utilizada para auxiliar no correto posicionamento dos blocos ósseos, permitindo que o pilar protético (CM munhão universal 4.0 x 6.0 mm) se mantivesse perpendicular ao solo.

Os corpos de prova foram posicionados na máquina universal de ensaios (EMIC – DL 1000 - Maringá, Paraná, Brasil) (Figura 3). Os testes utilizaram uma célula de carga de 50 Kgf, com deslocamento de 1,0 mm/min.,

sendo a força aplicada em um ângulo de 90° para testar o grau de resistência do tecido ósseo e compará-lo com o do enxerto de fosfato de tricálcio (Figura 4).

Todos os implantes receberam prévio ao teste um torque de 32 N para travamento do pilar protético. O valor analisado nesse teste foi a força de fratura do conjunto implante/pilar. A carga foi aplicada até que ocorresse a falha do sistema correspondendo à fratura de um dos componentes do conjunto.



Figura 2. Corpo de prova em resina acrílica.

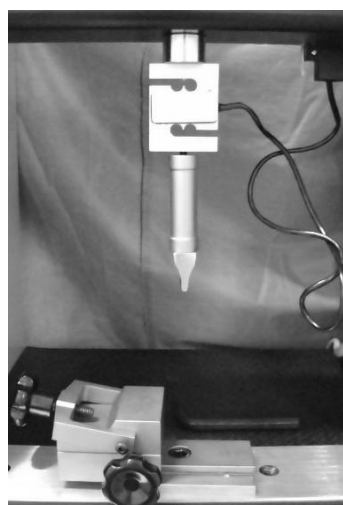


Figura 3. Máquina Universal EMIC – DL-1000.

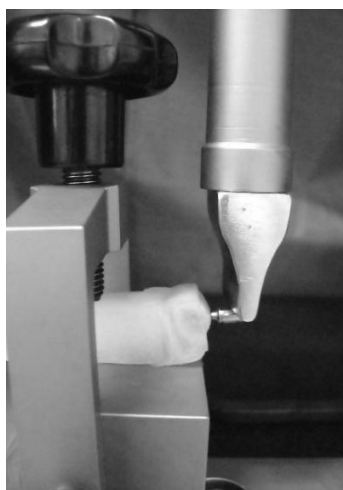


Figura 4. Teste de resistência no grupo controle.

RESULTADOS

Para visualizar a análise descritiva do trabalho de pesquisa, construíram-se os *Box-Plots* (Figuras 5a e 5b). Nessas figuras, verificou-se que as médias para os grupos teste (GT) foram pontualmente maiores que para os grupos controle (GC). Foi possível verificar que a variabilidade para a GC era maior, ocorrendo vários pontos nos quais os *outliers* ou pontos fora do padrão foram observados.

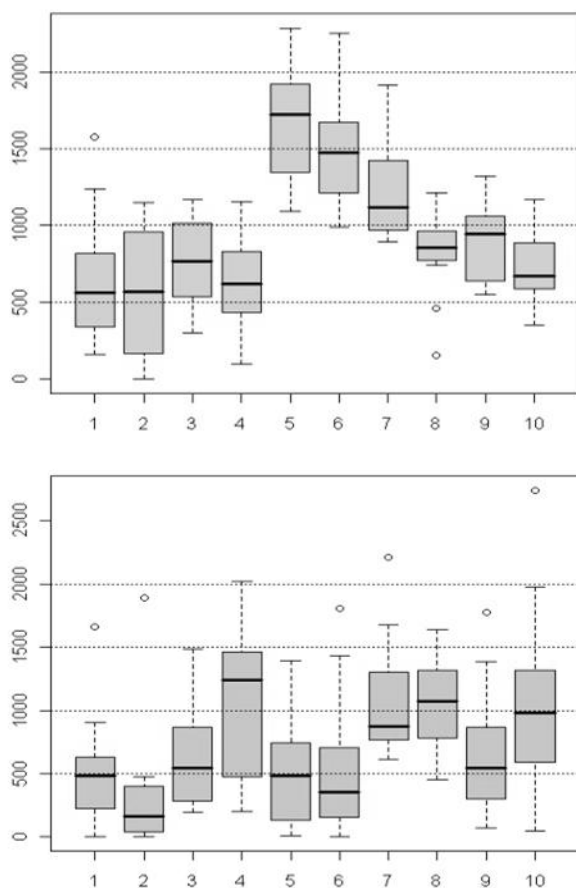


Figura 5a. *Box-Plots* das densidades ósseas por espécime para o GT e 5b: GC na escala Hounsfield.

Com o intuito de verificar se existem diferenças significativas entre as densidades ósseas com e sem enxerto, realizou-se uma análise de variância para amostras independentes. Na Tabela 1, foi realizada uma análise descritiva dos dados, na qual se observou que a média da densidade óssea do grupo teste foi maior do que o grupo controle.

Tabela 1. Análise descritiva dos dados.

	GT	GC
Média	948.55	739.06
Desvio Padrão	488.02	576.79

Na Tabela 2, observou-se a análise de variância baseada na estatística F de Sneidecor. Com 5% de significância, além do GT e do GC serem estatisticamente diferentes, os espécimes também têm as médias das densidades ósseas diferentes entre si. Com esse teste, é

possível afirmar que os espécimes que receberam o enxerto tiveram uma densidade óssea maior que àqueles que não receberam o enxerto, uma vez que as médias são estatisticamente diferentes, sendo a média de densidade óssea com enxerto maior que a densidade óssea sem enxerto (948.55 e 739.06 respectivamente).

Tabela 2. Análise de variância entre as médias dos espécimes.

	Estatística F	P-Valor
GT e GC	10.7	*0.0012

*p<0,05 diferença estatística significante

Foram analisados também os dois primeiros milímetros de cada implante que recebeu enxerto e pode-se verificar que a média da densidade óssea é maior para os dois primeiros milímetros, ou seja, para a porção onde efetivamente foi realizado o enxerto (Tabela 3). Por meio da análise de variância (Tabela 4), ao nível de 5% de significância, pode-se afirmar que existe diferença entre as médias dos dois primeiros milímetros com relação aos quatro milímetros restantes para os espécimes com enxerto. Ou seja, além de os espécimes enxertados apresentarem uma maior densidade óssea, esse aumento é verificado principalmente nos dois primeiros milímetros, local onde efetivamente ocorreu o enxerto.

Tabela 3. Análise descritiva das densidades com enxerto para os primeiros 2 mm e os milímetros restantes.

	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Primeiros 2 mm	1111.7	534.18	153	2287
Restante	867.0	448.35	0	2165

Tabela 4: Análise de variância para os dois primeiros milímetros em relação aos 4 mm restantes.

	Estatística F	p-Valor
Primeiros 2 mm	6.98	*0.0094
Restante		

*p<0,05 diferença estatística significante

Com relação à resistência à fratura, a Tabela 5 mostra a descrição da resistência média à fratura do GC e do GT. Pode-se observar que a variabilidade dos dados apresentados é baixa (coeficiente de variação próximo de 10%). Aparentemente, a resistência média à fratura dos dois grupos é similar (15,586 e 16,028), assim como a mediana (15,210 e 16,815).

Tabela 5: Descrição da resistência média à fratura segundo os grupos de estudo.

Grupo	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de Variação	Mínimo	Mediana	Máximo
GC	15,586	1,676	10,754	14,150	15,210	18,430
GT	16,028	1,822	11,368	13,620	16,815	17,980

A Figura 6 mostra o comportamento dos dados em relação aos dois grupos de estudo. Podemos observar que o comportamento da resistência à fratura do GC e

do GT é similar.

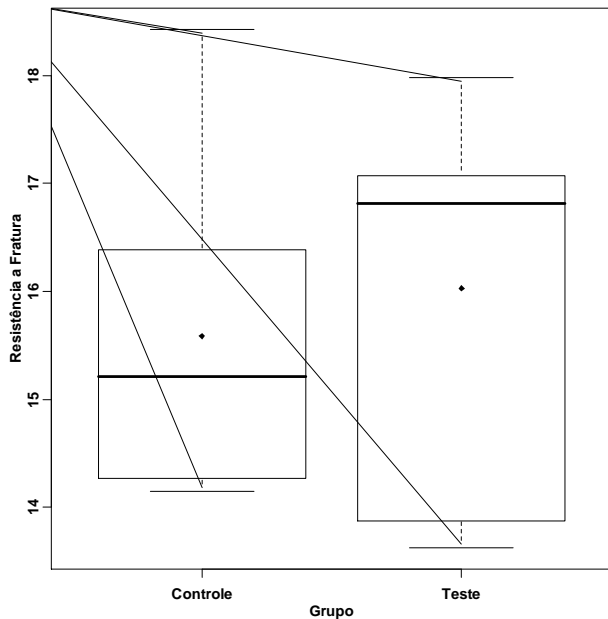


Figura 6. Gráfico Box-Plot da resistência à fratura do GT e do GC em Newton.

Na Tabela 6, podem-se observar os p-valores quando aplicado o teste t-Student, considerando variâncias iguais e desiguais, cujo resultado foi o mesmo para ambos os casos. Conclui-se que, considerando um nível de significância de 5%, a resistência média à fratura do grupo controle não é diferente da resistência média à fratura do grupo teste (p -valor $>0,05$).

Tabela 6: P-valor quando aplicado teste t-student.

Variâncias	p-valor
Iguais	0,6571
Desiguais	0,6599

DISCUSSÃO

Diversos enxertos ósseos têm sido propostos e utilizados para restaurar perdas ósseas ocorridas após extração dentária, ou em defeitos angulares causados pela doença periodontal, com a finalidade de regenerar os tecidos perdidos por essa doença¹⁷. Segundo a literatura, a utilização de substitutos ósseos pode promover ou aumentar a formação de novo osso^{18,19}.

Neste trabalho, utilizou-se o biomaterial fosfato de cálcio bifásico como enxerto para proporcionar uma regeneração óssea guiada.

Estudos recentes demonstram que a utilização de enxertos ósseos sintéticos, como os fosfatos de cálcio bifásico, tem promovido um aumento da regeneração óssea ao redor dos implantes²⁰. A dissolução do fosfato de cálcio proporciona a matéria básica para íons de cálcio e fosfato, iniciando a mineralização. Ao mesmo tempo, a hidroxiapatita mantém a estrutura de suporte, como arcabouço, para os osteoblastos e para a adesão do osso,

protegendo o aumento do volume da reabsorção excessiva.

Baseado nesses fatores o presente trabalho avaliou a densidade óssea por meio da TCFC e a análise de resistência à fratura entre enxertos com fosfato de cálcio bifásico e tecido ósseo normal. As tíbias de coelho foram escolhidas pelas características similares à maxila e mandíbula humana, principalmente no quesito biomecânico.

Com relação aos exames de imagem volumétricos têm sido aplicados na pesquisa em saúde, podendo influenciar alguns paradigmas na Odontologia. Ao longo dos últimos anos, a capacidade diagnóstica utilizando a imagiologia foi fortemente aperfeiçoada. A TC vem acumulando ganhos de tecnologia e redução de custo de investimento. Esse cenário proporciona a criação de pesquisas específicas para gerar maior precisão no diagnóstico. Os valores de densidade foram mensurados por meio do *software* do tomógrafo GALILEUS Compact.

Posteriormente, depois de três meses contados a partir da data em que foram instalados os implantes com os enxertos, os animais foram sacrificados, as tíbias removidas e estudos de resistência à fratura e densidade óssea foram realizados. O tempo de sacrifício foi determinado de acordo com uma pesquisa nos quais implantes dentários foram realizados em alvéolos de cães pós-extração. Um grupo sem enxerto e outro associado ao enxerto sintético de fosfato de cálcio bifásico, sendo que o tempo de osseointegração ocorreu em três meses comprovado por análise histológica e histomorfométrica⁹. Em outra pesquisa, comparando o enxerto alógeno de hidroxiapatita porosa de coral e o enxerto autógeno em coelhos, encontrou-se por meio de radiografias e estudos histológicos que o biomaterial integrou-se ao osso receptor em 12 semanas²¹.

Os animais utilizados neste trabalho apresentaram evolução clínica normal, não se observando quaisquer sinais de infecção ou complicações. A cicatrização da ferida cirúrgica ocorreu por primeira intenção, sendo os pontos retirados no sétimo dia, sem que houvesse indícios de rejeição do biomaterial.

Comparou-se então, por meio da TCFC, se existia diferença de densidade do tecido ósseo formado ao redor dos implantes curtos, quando estes foram associados ou não aos enxertos ósseos. Na análise descritiva dos dados, pode-se perceber que a densidade óssea média para os GT foi maior do que para os GC. Usando o teste F de Sneydecor, por meio de uma análise de variância para amostras independentes, podem-se observar diferenças estatisticamente significantes entre as densidades ósseas. Essa maior densidade óssea no GT pode ser explicada pela fórmula química do biomaterial constituída de hidroxiapatita, que apresenta elevado número atômico¹⁴. Nas radiografias realizadas imediatamente após a cirurgia para colocação de biomaterial contendo hidroxiapatita em ulnas de coelhos, a radiopacidade foi superior à do osso normal. Ela diminuiu gradativamente e aos 60 dias, já era menor que a do tecido ósseo. Os autores atribuíram esses

achados à invasão de tecido conjuntivo junto ao processo normal de regeneração óssea. Porém, deve-se considerar que não há alteração na densidade da hidroxiapatita, uma vez que seu número atômico não se altera. Entretanto, o crescimento do tecido conjuntivo e do tecido ósseo, ao longo do tempo, e ao redor das partículas de hidroxiapatita, contribui para diminuir sua definição²².

Dessa forma, os resultados desta pesquisa corroboram com os encontrados em outro estudo, no qual o enxerto à base de fosfato de cálcio apresentou maior densidade que o tecido ósseo de coelho. Este resultado foi devido ao período empregado no estudo, que foi de dois meses, e este talvez não tenha sido suficiente para a completa cicatrização do enxerto¹²; porém, no presente trabalho, o período de estudo foi de três meses e da mesma forma o material empregado apresentou maior densidade que o tecido ósseo.

Os achados desta pesquisa são fortalecidos por outro trabalho, que realizou uma análise histomorfométrica nas mesmas tíbias de coelhos enxertadas com BoneCeramic[®] e como resultado apresentou diferença estatística significativa entre o GC e o GT, uma vez que, no grupo controle, houve a presença de um maior número de osteoblastos por μ^2 ²³. Diante desses dados, pode-se inferir que a maior densidade óssea encontrada no GT pode estar relacionada a uma insuficiente cicatrização do enxerto e que, para que houvesse uma completa maturação óssea nesta região, um tempo superior a três meses seria necessário. Por outro lado, essa maior densidade, pode ser responsável pela resistência à compressão lateral que se mostrou similar ao tecido ósseo normal. A resistência mecânica promovida por enxertos pode ser avaliada em estudos nos quais houve a comparação entre diferentes enxertos ósseos, apesar da não associação com a instalação de implantes dentários^{15,16}.

A dificuldade deste trabalho foi encontrar estudos anteriores que avaliassem a resistência de enxertos ósseos ao redor de implantes, o que, dessa forma, dificultou a comparação entre resultados de diferentes autores, não sendo possível um confronto de resultados entre diversos estudos. A falta de trabalhos nessa área motiva a realização de estudos futuros na busca por novos conhecimentos.

Com base nos resultados encontrados, pode-se sugerir que numa situação clínica extrema, com necessidade de instalação de implantes curtos, havendo a manutenção de roscas expostas na região cervical, a cobertura destas com fosfato de cálcio bifásico podem conferir a este implante resistência similar a um implante instalado de forma convencional ao nível ósseo. Outros estudos devem ser realizados para avaliar essa osseointegração na área enxertada.

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada nesta

pesquisa, o grupo teste apresentou as maiores densidades ósseas e esse aumento foi verificado principalmente nos dois primeiros milímetros, local onde efetivamente ocorreu a colocação do enxerto. Com relação à resistência à fratura, os grupos controle e teste apresentaram resultados similares, portanto com relação a este fator o osso enxertado apresentou resultados semelhantes a um implante instalado de forma convencional ao nível ósseo.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a supervisão da equipe Médica Veterinária e ao Instituto de Radiologia Villela. O presente trabalho de pesquisa foi apresentado no IADR 2010.

REFERÊNCIAS

1. Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Brugnera Junior A, Azevedo JR. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2007;61(5):354-63.
2. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, WB Howerton. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):219-26.
3. Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol* 2009;82:35-40.
4. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, Van Steenberghe D, et al. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10(1):1-7.
5. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):228-31.
6. Johnson K. A study of dimensional changes in the upper jaw following tooth extraction. Part 1. Normal healing. *Aust Dent J* 1963;8(4):428-33.
7. Schropp L, Wenzel T, Kostopoulos L, Karring T. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23(4):313-23.
8. Bernard PJ, Szmukler-Moncler S, Pessotto S, Vazquez L, Belsler UC. The anchorage of Branemark and ITI implants of different lengths. I. An experimental study in the canine mandible. *Clin. Oral Impl. Res.* 2003;14(5):593-600.
9. Boix D, Gauthier O, Guicheux J, Pilet P, Weiss P, Grimandi G, Daculsi G. Alveolar bone regeneration for immediate implant placement using an injectable bone substitute: An experimental study in dogs. *J. Periodontol.* 2004;75(5):663-71.
10. Daculsi G. Biphasic calcium phosphate concept applied to artificial bone, implant coating and injectable bone substitute. *Biomaterials* 1998;19(16):1473-8.
11. Piattelli A, Scarano A, Mangano C. Clinical and histologic aspects of biphasic calcium phosphate ceramic (BCP) used in connection with implant placement. *Biomaterials.* 1996;17(18):1767-70.
12. Mitri FF, Yoshimoto M, Júnior SA, Koo S, Carbonari MJ, Júnior BK. Histological findings in titanium implants coated with calcium phosphate ceramics installed in rabbit's tibias. *Ann*

Anat. 2005;187(1):93-8.

13. Rangest B. Mechanical and biomechanical guidelines for the use of Branemark system – clinical studies. *Aust Prosthodont J*. 1993;7Suppl:45-9.

14. Silveira MO. Reações teciduais à cerâmica fosfato de cálcio bifásica BoneCeramic[®] utilizada como material de preenchimento de defeitos alveolares em ratos. [Dissertação]. Belo Horizonte: Faculdade de Odontologia. Pontifícia Universidade Católica; 2008.

15. Macedo CAS, Galia CR, César PC, Sanches PRS, Muller LM. Comparação da resistência à compressão do osso bovino congelado e liofilizado. *Rev Bras Ortop* 1999;34(10):529-34.

16. Volpon JB, Costa RMP. Ensaio mecânico e uso clínico do enxerto homogêneo processado. *Rev Bras Ortop* 2000;35(6):219-24.

17. Bernard GM. Healing and repair of osseous defects. *Dent Clin North Am* 1991;35(3):469-77.

18. Froum SJ, Weinberg MA, Tarnow D. Comparison of bioactive glass synthetic bone graft particles and open debridement in the treatment of human periodontal defects. A clinical study. *J Periodontol* 1998;69(6):698-709.

19. Zamet JS, Darbar UR, Griffiths GS, Bulman JS, Bragger U, Burgin W, Newman HN. Particulate bioglass[®] as a grafting material in the treatment of periodontal intrabony defects. *J Clin Periodontol* 1997;24(6):410-8.

20. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped* 2006;130(2):257-65.

21. Figueiredo AS, Fagundes DJ, Ferreira Novo N, Juliano Y, Inouye CM. Comparação entre hidroxiapatita porosa de coral e enxerto ósseo autógeno em coelhos. *Acta Cir Bras* 2001;16(3):169-75.

22. Vital CC, Borges APB, Fonseca CC, Tsiomis AC, Carvalho TB, Fontes EB, Sena MP, Fófano G. Biocompatibilidade e comportamento de compósitos de hidroxiapatita em falha óssea na ulna de coelhos. *Arq Bras Med Vet Zootec* 2006;58(2):175-83.

23. Lukiantchuki, MA. Avaliação da influência da utilização de enxerto de fosfato tricálcio sobre o reparo ósseo ao redor de implantes curtos instalados em tíbias de coelhos. [Dissertação]. Maringá: Departamento de Odontologia, Universidade Estadual de Maringá; 2010.

Recebido/Received: 14/09/2010

Revisado/Reviewed: 20/07/2010

Aprovado/Approved: 30/08/2011

Correspondência:

Lilian Cristina Vessoni Iwaki

Universidade Estadual de Maringá, Departamento de Odontologia, Radiologia Odontológica.

Av. Mandacaru, 1550 – Campus Universitário – Maringá – PR. CEP 87.080-000

Telefones: (44) 2101-9051 e (44) 2101-9052

Email: lilianiwaki@gmail.com; wnari@bol.com.br