ANA CLÁUDIA AZEVEDO

Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia computadorizada Cone Beam

ANA CLÁUDIA AZEVEDO

Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia Computadorizada Cone Beam

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Prof. Dr. Cláudio Fróes de

Freitas

São Paulo 2013 Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação-na-Publicação Serviço de Documentação Odontológica Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Azevedo, Ana Claudia.

Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia computadorizada Cone Beam / Ana Claudia Azevedo ; Cláudio Fróes de Freitas. -- São Paulo, 2013. 90 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal . -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Tomografia computadorizada por raio X. 2.Diagnóstico por imagem - Odontologia. 3. Enxerto ósseo . 4. Biomateriais. I. Freitas, Claudio Fróes de . II. Título.

Azevedo AC. Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia computadorizada Cone Beam Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)		
Instituição:	Julgamento:	
Prof(a). Dr(a).		
	Julgamento:	
Prof(a). Dr(a)		
Instituição:	Julgamento:	

Aos meus pais, NAIR e CARLOS que me deram vida e me ensinaram a vivê-la com dignidade, não bastaria um obrigado. Aos senhores que se doaram inteiros e	
renunciaram aos seus sonhos, para que, muitas vezes, eu pudesse realizar os	
renunciaram aos seus sonhos, para que, muitas vezes, eu pudesse realizar os meus. Amo vocês.	

Á DEUS .				
"Sim, tu és a minha r guia-me".	ocha e a minha foi	rtaleza; por amo	r do teu nom	
				Salmos 31:3

A minha querida avó **BENILDES** "in memorian" Os ventos que às vezes tiram algo que amamos, são os mesmos que trazem algo que aprendemos a amar... Por isso não devemos chorar pelo que nos foi tirado e sim, aprender a amar o que nos foi dado. Pois tudo aquilo que é realmente nosso, nunca se vai para sempre... . Bob.Marley

Á minha avó,	MERCEDES,	pelo carinho,	força e estímu	ılo.	

AGRADECIMENTOS

Ao professor, orientador e amigo Prof. Dr. Cláudio Fróes de Freitas que sempre com muito carinho, dedicação e atenção e que um dia guiou meus passos pelos corredores acadêmicos e deu-me a oportunidade de seguir a carreira Radiológica. Meu profundo agradecimento.

A Profa. Titular Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira, pela oportunidade a mim concedida, pela disponibilidade, atenção e conhecimentos dedicados durante todo o curso.

Aos Prof. Assoc da Disciplina de Radiologia do Departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Prof. Dr. Israel Chilvarquer, Prof. Dr. Jefferson Xavier de Oliveira, Prof. Dr. Claudio Costa, Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti, Profa. Dra. Emiko Saito Arita, Prof. Dr. Cesar Angelo Lascala, Prof. Dr. Evângelo Tadeu Terra Ferreira, meus sinceros agradecimentos, pela contribuição na minha formação durante a realização dos créditos referentes ao curso de mestrado.

A Prof. Dra. Adalsa Hernandez, tia e amiga pelo incentivo e exemplo de profissional e pessoa, por estar sempre ao meu lado durante toda minha formação Odontológica e Radiológica.

As amigas, Maria Tucunduva, Marina Baladi e Márcia Romão, pela valiosa contribuição, companhia, carinho e convívio gratificante durante o decorrer do curso.

A Isoorthographic que permitiu o desenvolvimento desse trabalho por meio da utilização do aparelho de tomografia computadorizada Cone Beam. Muito obrigada.

A Anne Solutions - Samuel Cabus Gois - pela presteza em ceder o software ImplantViewer usados nessa pesquisa.

Ao graduando em Análise de Sistema, Renato Assunção, pela colaboração e orientação na utilização do software utilizado neste trabalho.

Ao Leandro Ramos, auxiliar de saúde bucal (ASB), pela ajuda, disponibilidade e dedicação concedido durante a execução das imagens deste trabalho.

Aos funcionários da Isoorthographic – Unidade Lapa, pela compreensão durante o transcorrer deste curso.

A Maria Aparecida (Cidinha) pela amizade e presteza ao ajudar em qualquer momento.

Ao Jimmy Adans Costa Palandi, ADANS Estatística e Consultoria, pela orientação precisa na avaliação estatística deste trabalho.

Ás bibliotecárias Glauci, Vânia e Cláudia pela orientação na elaboração das normas de apresentação, revisão das referências bibliográficas, realização da ficha catalográfica e carinho dispensado.

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

RESUMO

Azevedo AC. Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia computadorizada Cone Beam [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2013. Versão Corrigida.

A invenção da Tomografia Computadorizada revolucionou o método de diagnóstico. Apesar de ser um exame de custo elevado, sua confiabilidade é de grande valia. Na década de noventa foram descritos os primeiros relatos da tomografia computadorizada Cone Beam para o uso na Odontologia. Esses aparelhos de tomografia computadorizada por feixe cônico, Cone Beam ou volumétrica são mais compactos, de menor custo e com menor tempo de exposição à radiação ao paciente, quando comparados aos aparelhos de tomografia computadorizada médica ou Fan Beam. Diante da grande utilização de implantes osseointegrados, algumas dificuldades foram despontando, visto que também paralelamente a este, os defeitos ósseos necessitavam de correção. Então os enxertos ósseos ou biomateriais de enxertia passaram a ser a alternativa que possibilitava a correção dessas perdas ósseas. Com o objetivo de estudar e avaliar qualitativamente os biomateriais de enxertia, inseridos em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia computadorizada Cone Beam, utilizou-se de 20 mandíbulas dissecadas de porco, dos quais foram extraídos quatro dentes e nesses alvéolos foram introduzidos quatro biomateriais de enxertia de composições diferentes, com propriedades físico-químicas distintas, forma física, origem e de classificações diferentes. As mandíbulas de suínos foram submetidas a um exame de tomografia computadorizada volumétrica. As imagens obtidas foram avaliadas por um Software específico. Os resultados mostraram que não existiu diferença entre os cortes C (corte coronal) e S (corte sagital) e entre os cortes SS (corte parassagital) e o corte PAN (corte panorâmico), sendo que os corte C e S tiveram maior observação e os cortes SS e PAN, foram os de menor observação. Quanto ao material M-C (GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc) foi o que obteve maior média de observação (com média 1, 81) enquanto que o M-B (OrthoGen®, G 75, 0.5cc) foi o mais difícil de ser observado, nos contes C (corte coronal) e S (corte sagital). Em relação a homogeneidade os materiais M-B (OrthoGen®, G 75, 0.5cc) e M-D (GenOx Inorg Esponjoso®) não apresentaram diferenças significativas, sendo portanto os materiais considerados menos homegêneos, quando se referem a densidade; observados nos cortes C (corte coronal) e S (corte sagital). Já os materiais M-C (GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc) e M-A (Biogran® 300-350µm, 50-45 mesh) segundo os p-valores não foram considerados estatisticamente diferentes, portanto os materiais que apresentaram as imagens mais homogêneas, igualmente aos demais materiais, foram observados nos cortes C (corte coronal) e S (corte sagital). O corte PAN (corte panorâmico) com média 1,43, foi a imagem que permitiu uma melhor observação dos biomateriais de enxertia. Todos os avaliadores afirmaram que identificaram o alvéolo ou o biomaterial de enxertia considerando a referência anatômica (lâmina dura).

Palavras chave: Tomografia computadorizada Cone Beam, biomateriais de enxertia, alvéolos dentais, interpretação.

ABSTRACT

Azevedo AC. Qualitative evaluation of biomaterials used in pig mandibles dental cavities graftings, by means of Cone-Beam computed tomography. [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2013. Versão Corrigida.

The invention of Computed Tomography has radically changed the method of diagnosis. Even though it is a high-cost exam, its reliability is really worth it. The first reports about the use of Cone-Beam Computed Tomography in Dentistry were described during the 1990s. These conic bundle, Cone-Beam or volumetric computed tomography devices are more compact, less expensive and provide the lowest radiation dose for the patient when compared to other medical or Fan-Beam computed tomography devices. Once there has been a wide use of osseointegrated implants, some difficulties have emerged as, in parallel to this, there were some bone defects that required correction. Therefore, bone graftings or biomaterials for graftings have become an alternative that allowed correcting bone losses. With the objective to study and evaluate qualitatively the grafting biomaterial inserted pig mandibles dental cavities by Cone-Beam computed tomography, it was used 20 dissected pig mandibles, from which four teeth have been extracted and four biomaterial graftings of different compositions, different physical-chemical properties, physical shape, origin and classifications have been inserted into those cavities. The pig mandibles were submitted to a volumetric computed tomography. Images were evaluated by specific software. Results showed that there was no difference between C (coronal section) and S (sagittal section) sections, and between SS (parassagittal section) and PAN (panoramic section) sections. C and S sections had more observation and SS and PAN sections were the ones with less observation. Concerning the material, M-C (GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc) was the one that obtained the highest observation average (1,81) while M-B (OrthoGen®, G 75, 0.5cc) was the most difficult to be observed on C (coronal) and S (sagittal) sections. About the homogeneity of materials, M-B (OrthoGen®, G 75, 0.5cc) and M-D (GenOx Inorg Esponjoso®) did not show significant differences, being, therefore, the materials considered the least homogeneous regarding density; observed in C (coronal) and S

(sagittal) sections. According to p-values, materials M-C (GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc) and M-A (Biogran® 300-350μm, 50-45 mesh) were not considered statistically different. Thus the materials that presented the most homogeneous images, as well as the other materials, were observed in C (coronal) and S (sagittal) sections. The PAN (panoramic) section, with an average of 1,43, was the image that allowed the best observation of the grafting biomaterials. All evaluators affirmed to have identified the cavity of the grafting biomaterial considering the anatomic reference (hard slide).

Keywords: cone-beam computed tomography, grafting biomaterials, dental cavities, interpretation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 -	Mandíbula de suíno dissecada44
Figura 4.2 -	GenPhos HA TCP® - BAUMER S.A45
Figura 4.3 -	OrthoGen® - BAUMER S.A45
Figura 4.4 -	GenOx Inorg® - BAUMER S.A45
Figura 4.5 -	Biogran® - Biomet 3i™46
Figura 4.6 -	Mandíbula de suíno sem exodontias dos quatro dentes (dois de cada hemi mandíbula)
Figura 4.7 -	Mandíbula de suíno com alvéolos pós-exodontias de quatro dentes (dois de cada hemi mandíbula)
Figura 4.8 -	Mandíbulas de suíno numeradas47
Figura 4.9 -	Mandíbulas de suíno numeradas e identificadas em lado D (direito) e lado E (esquerdo)48
Figura 4.10 ·	Preparação do material de enxertia adicionando soro fisiológico (Solução de Cloreto de Sódio a 0,9%)48
Figura 4.11	Material de enxertia com soro fisiológico (Solução de Cloreto de Sódio a 0,9%)49
Figura 4.12	· Inserção do material de enxertia nos respectivos alvéolos dentais50
Figura 4.13 ·	Mandíbula de suíno numerada, identificada lado E (esquerdo) e preenchida com os respectivos materiais de enxertia50
Figura 4.14	- Mandíbula de suíno numerada, identificada lado D (direito) e preenchida com os respectivos materiais de enxertia

Figura 4.15 -	Aparelhol-Cat(Im	agingScie	ncesInterna	ational®		52
Figura 4.16 -	Aparelho I-Cat posicionada					
Figura 4.17 -	Aparelho I-Cat posicionada					
Figura 4.18 -	Corte Panorâmic 20,0mm					
Figura 4.19 -	Corte Panorâmic	o (fatia da	Panorâmic	a) com espessu	ra de 2	20,0mm . 55
Figura 4.20 -	Corte Coronal					55
Figura 4.21 -	Corte Sagital	•••••				55
Figura 4.22 -	Corte Parassagit	al				56
Figura 4.23 -	Sequência apres (A e B) , cortes cortes parassagit	coronais (C, D, E,e F	F), cortes sagita	is (G,	H, I e J) e

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 -	Significância dos Fatores Principais e Interações por Questão 62
Tabela 5.2 -	P-valores do Fator Principal de Corte na Questão 163
Tabela 5.3 -	P-valores do Fator Principal de Materiais na Questão 163
Tabela 5.4 -	Descritiva Completa por Corte/Materiais na Questão 2 63
Tabela 5.5 -	Descritiva para Material de Enxertia por Questão (média)64
Tabela 5.6 -	Descritiva para Corte por Questão (média)64
Tabela 5.7 -	P-valores do Fator Principal de Materiais na Questão 364
Tabela 5.8 -	P-valores do Fator Principal de Material na Questão 464
Tabela 5.9 -	P-valores do Fator Principal de Corte na Questão 5

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Gráfico de colunas comparando Cortes por questão65
Gráfico 5.2 - Gráfico de colunas comparando Materiais de enxertia por questão 66
Gráfico 5.3 - Linha interagindo material de enxertia e questão 166
Gráfico 5.4 - Linha interagindo material de enxertia e questão 267
Gráfico 5.5 - Linha interagindo material de enxertia e questão 367
Gráfico 5.6 - Linha interagindo material de enxertia e questão 468
Gráfico 5.7 - Linha interagindo material de enxertia e questão 5

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BMP ou BMP(s) Proteína(s) morfogenética(s) óssea(s)

BSE Encefalopatia espongiforme bovina

C Corte Coronal

TCCB Tomografia Computadorizada Cone Beam

CMIs Células mesenquimais indiferenciadas

DBBM Osso mineral bovino liofilizado

DFDBA Decalcified Freeze-dried bone allograft (osso humano

descalcificado liofilizado)

DICOM Digital imaging and communications in Medicine

FDBA Freeze-dried bone allograft (osso humano liofilizado)

FOV Field of view (campo de imagem)

HA Hidroxiapatita

M-A Material A
M-B Material B
M-C Material C
M-D Material D

PAN Corte Panorâmico

QCT Tomografia Computadorizada Quantitativa

ROG Regeneração óssea guiada RPP Plasma rico em plaquetas

S Corte Sagital

SS Corte Parassagital

TC Tomografia Computadorizada

TCP β-tricálcio fosfato3D TridimensionalkVp QuilovoltagemmA Miliamperagem

s Tempo de exposição

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Tomografia Computadorizada por feixe cônico (Cone Beam)	22
2.2 Tomografia Computadorizada médica (Fan Beam)	27
2.3 Materiais de enxertia e /ou biomateriais	29
3 PROPOSIÇÃO	42
4 MATERIAL E MÉTODOS	43
4.1 Material	43
4.2 Métodos	46
4.2.1 Preparação das mandíbulas	46
4.2.2 Colocação dos biomaterias utilizados para enxertia óssea nos alvéolos	
dentais	48
4.2.3 Aquisição das imagens tomográficas	51
4.2.4 Avaliação das imagens pelos avaliadores	54
4.2.5 Tratamento estatístico	60
5 RESULTADOS	62
6 DISCUSSÃO	69
7 CONCLUSÕES	79
REFERÊNCIAS	80
APÊNDICES	86
ANEXOS	87

1 INTRODUÇÃO

É imprescindível que se saiba reconhecer os diferentes padrões de normalidade do Sistema Estomatognático, por meio da imagem radiográfica, para que se possa discerni-los dos aspectos radiográficos referentes às alterações, presentes na arquitetura óssea maxilo-facial.

Segundo Blay et al. (2003), utilizavam-se enxertos ósseos para restabelecer a dimensão óssea adequada, quando estavam presentes defeitos ósseos promovidos por trauma, processos patológicos, cirurgias, exodontias dentais ou reabsorções fisiológicas, que afetavam a quantidade, altura e volume ósseo.

Com o advento da tomografia computadorizada, com as suas diversas gerações, associadas aos programas de reconstruções tridimensionais, tornou-se possível à exploração de todo o corpo humano, em particular da arquitetura óssea, permitindo uma avaliação minuciosa de sua constituição, bem como da localização, extensão e limites de uma lesão, independente de sua natureza cística ou tumoral, com a estrutura óssea circunvizinha.

Na dependência da severidade do caso clínico, quando do planejamento cirúrgico, após a associação das informações clínicas, com as obtidas por meio dos exames complementares, muitas vezes, alterações nos maxilares ocorrem como resultado de ressecção de lesões extensas ou como sequelas de traumas ou processos infecciosos. Nestas situações clínicas, têm sido utilizados diferentes enxertos ósseos para se restabelecer a dimensão óssea, assegurando quantidade, altura e volume ósseo.

A tomografia computadorizada volumétrica proporciona imagens nítidas de estruturas com elevado contraste, sendo muito importante para a avaliação do tecido ósseo, de acordo com Scarfe et al., 2006.

O exame de Tomografia Computadorizada por feixe cônico é ainda considerado por muitos de difícil interpretação, porém possui alta precisão em suas imagens, podendo diferir estruturas anatômicas de afecções, sendo assim os tecidos ósseos avaliados com total perfeição e inclusive com imagens tri-dimensionais.

Com o desenvolvimento da Implantodontia tem aumentado as pesquisas com biomateriais, sempre procurando obter um material que possua uma melhor osseintegração, ou seja, união direta, estrutural e funcional entre este e o osso onde

será aplicado. Embora muitos autores ainda relatassem que o melhor enxerto ósseo fosse o autógeno, osso do próprio paciente, sendo obtido preferencialmente de outra região da boca; existem também os enxertos extraorais como, por exemplo, podendo ser obtido do osso ilíaco, porém o pós-operatório traz muito desconforto para o paciente.

Daí a grande utilização e desenvolvimento desses enxertos ósseos e/ou biomaterias, que não necessitam de uma área doadora e que tornam as cirurgias muito mais simples e menos traumáticas para os pacientes.

Os enxertos ósseos podem ser classificados como: Autógeno é o osso que tem como origem o osso do próprio paciente. Homógeno (homoenxerto, aloenxertos, alógeno), é o osso que tem como origem o osso de outra pessoa, ou seja, indivíduos diferentes com cargas genéticas diferentes, porém da mesma espécie (banco de óssos). Isógenos, ossos obtidos de outro indivíduo com mesma carga genética. Heterógenos (xenógenos), quando o osso é obtido de outras espécies (bovino, equino ou suíno). Aloplásticos são os biomateriais sintéticos como, por exemplo, as hidroxiapatitas e os biovidros.

Tendo-se como base, esta característica da tomografia computadorizada de feixe cônico, procurar-se-á avaliar qualitativamente, por meio da imagem radiográfica, os diferentes tipos de biomateriais auxiliares para enxertos ósseos, no tratamento da regeneração tecidual, levando-se em conta suas características físicas, químicas e sua origem, natural ou sintética. E nessa categoria de biomateriais utilizados estão os heterógenos e os aloplásticos, de origem animal, mineral e sintéticos.

As tomografias computadorizadas por feixe cônico apresentam vantagens e diferenças em relação à Fan Beam (Tomografia Computadorizada médica): como por exemplo, o posicionamento do paciente, menor tamanho dos aparelhos, menor quantidade de artefatos metálicos, custo mais baixo, tempo de exposição e dose de radiação menor e uma melhor qualidade da imagem, proveniente do tipo de sensor, tamanho do campo de imagem (FOV), resolução e software. Porém a Tomografia Computadorizada médica possui diferenças relevantes em relação à Tomografia Computadorizada por feixe cônico entre estas pode ser citadas que a Tomografia Computadorizada médica as imagens são adquiridas em fatias e o programa de computador tem a função de uni-las. E ainda que a Tomografia Computadorizada

médica possibilita uma análise quantitativa da densidade por meio da escala tomodensitométrica de Hounsfield.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Tomografia Computadorizada por feixe cônico (Cone Beam)

De acordo com Mozzo et al. (1998), utilizava-se de um sistema intensificador de imagens, de 8 bits, nos tomógrafos Cone Beam de primeira geração. Com o avanço tecnológico dos aparelhos, o sensor *flat panel* passou a ser utilizado devido as suas vantagens sobre o intensificador de imagens, ou seja, sua imagem não apresentava distorções, o ruído era menor, não eram sensíveis a campos magnéticos e não precisavam de calibração frequente.

Segundo Hashimoto et al. (2003), a tomografia computadorizada Cone Beam se utilizava para adquirir a imagem, de uma menor dose de radiação e apresentava uma melhor qualidade da imagem, do que a tomografia computadorizada médica, pois essa tomografia as imagens como esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar eram notavelmente observadas.

Saddy et al. (2005) afirmaram que as tomografias computadorizadas associadas aos programas de reconstruções odontológicos e tridimensionais, eram determinantes para a observação e localização, da extensão, dos limites e da correlação do tumor com as estruturas circunvizinhas. Citaram como exemplo, a solução de continuidade das corticais, que só podia ser observada com o auxílio da tomografia computadorizada.

Ludlow et al. (2006) afirmaram que a dose de radiação absorvida pelo paciente durante as tomografias computadorizadas por feixe cônico era de 45µSv para o NewTom-9000® (QR, Verona, Italy), 135µSv para o i-Cat® (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) e 477µSv para Mercuray® (Hitachi Medical Systems America, Twinsburg, OH, USA).

Segundo Scarfe et al. (2006) os tomógrafos Cone Beam proporcionavam imagens nítidas de estruturas com elevado contraste, sendo muito importante para a avaliação do tecido ósseo.

De acordo com Bissoli et al. (2007) a tomografia computadorizada Cone Beam era muito importante para a interpretação, localização e reconstrução das imagens tomográficas, as quais auxiliavam o profissional da Área de Saúde, a realizar procedimentos, devido a sua precisão.

Bueno et al. (2007) afirmaram que a terceira dimensão em Odontologia teve início com a tomografia computadorizada Cone Beam (TCCB), que auxiliou Especialidades, que não podiam usufruir da tomografia computadorizada médica. A TCCB admitia uma observação de uma imagem tridimensional adicionada a um novo plano, ou seja, a profundidade. Uma associação destes indicadores aos aspectos clínicos, incidiria na quarta dimensão, que seria determinada pelo tempo e espaço. Os autores ainda ressaltaram que existiam dois tipos de sensores utilizados nos tomógrafos Cone Beam: intensificador de imagem e o *flat panel*. E que atualmente os sensores *flat panel* possuiam de 12 a 16 bits, isto era, quanto maior a quantidade de bits, maior a quantidade de tons de cinza. Citaram ainda que os aparelhos de tomografia Cone Beam possuiam características próprias, diferindo quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de imagem (Field of View – FOV), resolução e software. Dessa forma os tomógrafos Cone Beam foram classificados pelo tamanho de seu campo de imagem (FOV) como:

- Aparelhos de pequeno volume,
- Aparelhos de grande volume;
- Aparelhos de grande e pequeno volume.

Tornando essas diferenças necessárias para a eleição do aparelho indicado a determinadas Especialidades, como na Endodontia que se fazia necessário uma imagem de alta resolução, diferente da Ortodontia que necessitava de uma área mais abrangente, de grande volume. Esses tomógrafos Cone Beam permitiam uma alta acurácia, quando comparados com outros métodos de obtenção de imagem; distinção entre tons de cinza, com tecidos com diferenças de densidade da ordem de 0,5%, enquanto que na radiografia convencional este limite estava entre 5% e 10%. Sendo assim a tomografia se tornava mais sensível que o exame radiográfico convencional, para verificar as variações tonais, na ordem de 10 a 20 vezes. Quanto a nitidez final da imagem, dependia de fatores como a qualidade do sensor, projeto do aparelho, estabilidade do paciente e do software utilizado. Ainda relataram vantagens dos tomógrafos Cone Beam sobre os tomógrafos médicos tradicionais:

Os aparelhos eram menores, mais compactos,

- Maior resolução (voxel isotrópico e isomórfico), maior nitidez da imagem,
- Pequeno FOV realizando imagens somente da área de interesse,
- Quantidade menor de artefatos metálicos,
- O paciente era posicionado sentado na maioria dos aparelhos,
- Menor tempo de exposição e menor dose de radiação.

De acordo com Guttemberg (2008) a TCCB criava imagens dimensionalmente fiéis e os detalhes anatômicos eram precisos, podendo ser utilizados também na construção de prototipagens, que poderiam auxiliar na instalação de implantes dentários ou na reconstrução de mandíbulas, após ressecções causadas devido a remoção de processos patológicos.

Segundo Caputo et al. (2009) a tomografia computadorizada Cone Beam (TCCB) era de grande valia para o diagnóstico, localização e reconstrução de imagens, quando da presença de processos patológicos como o ameloblastoma; além da prototipagem que foi de grande importância para o planejamento cirúrgico da região afetada. Os autores ainda citaram que era um tomógrafo compacto e de menor custo, sendo indicado principalmente para a região dentomaxilofacial.

Para a Odontologia, era de grande valia e permitia a reprodução de imagens tridimensionais dos tecidos mineralizados, com mínima distorção e uma baixa dose de radiação, quando comparado aos tomógrafos computadorizados médicos de feixe em leque (fan beam computed tomography). E ainda possuíam uma ótima resolução espacial e uma alta resolução de contraste. Uma das vantagens era o posicionamento do paciente sentado ou em pé, possibilitando um maior conforto e menor mobilidade do mesmo. Apresentavam indicações diversas, não somente para avaliar afecções orais e maxilofaciais, mas também na Implantodontia, que ainda se mantinha como foco principal (Castro-Silva et al., 2009).

De acordo com Farman, 2009, a tomografia computadorizada Cone Beam possibilitava uma exposição menor do paciente à radiação.

Um exame complementar de grande valia era a tomografia computadorizada por feixe cônico, que auxiliava na interpretação de lesões, assim como no planejamento cirúrgico e acompanhamento pós-cirúrgico, pois suas imagens eram precisas, com alta resolução. Além de possuírem uma baixa dose de radiação, o exame era rápido e fácil de ser realizado (Tolentino et al. 2009).

Costa et al. (2010) relataram que o exame radiográfico digital, em particular a tomografia computadorizada, não apresentava ampliações, com ausência de distorções, desde que o Gantry do aparelho estivesse posicionado em zero grau, obtendo mensurações relativas a altura, espessura e formato do tecido ósseo; possibilitando ainda a análise quantitativa da densidade, por meio da escala tomodensitométrica de Hounsfield. Afirmaram que após o surgimento dos tomógrafos feixe-cônico (Cone-Beam) ou tomografia computadorizada volumétrica, as imagens passaram a ser obtidas com alta resolução e baixas doses de radiação, extremamente quando comparadas dose dos tomógrafos menores as computadorizados médicos (fan-beam). As vantagens das TCCB incluiam ampliação uniforme, visões multiplanares, reconstrução tridimensional (3D), tempo de aquisição menor e estudo simultâneo de múltiplos locais de implantes. A TCCB utilizava um feixe de raios X em formato de cone, ao invés do feixe em leque usado na tomografia computadorizada espiral. O conjunto tubo detectores realizava rotação de 360° ao redor da cabeça do paciente, usando um ângulo constante de feixe. Constataram ainda, que a acurácia e as resoluções geométrica e espacial podiam ser maior na TCCB do que na TC (tomografia computadorizada) convencional. A tomografia computadorizada médica, muito utilizada para o planejamento clínicocirúrgico, com intuito de instalação e controle de implantes osseointegrados, poderia receber auxílio pelo estudo da densidade imagenológica, em diferentes regiões da mandíbula. A escala de Hounsfield adaptada permitiu um estudo do trabeculado ósseo das áreas desdentadas da mandíbula. Os autores concluíram em seu estudo que a tomografia computadorizada de feixe-cônico poderia ser utilizada para analisar a densidade radiográfica de tecido ósseo.

De acordo com Couceiro e Vilella (2010), foram comparados imagens 2D e 3D obtidas pela tomografia Cone Beam com as radiografias convencionais, para identificar pontos cefalométricos. As imagens em 3D apresentaram menor dispersão, sendo estas mais confiáveis para identificar esses pontos; entretanto nessas imagens impressas não foram possíveis observar os pontos intracranianos, tornando-se necessário a elaboração de um software específico.

Segundo Rodrigues et al. (2010) a tomografia computadorizada por feixe cônico ou Cone Beam (TCCB) permitia que a imagem obtida fosse trabalhada sem distorção e com uma menor exposição do paciente à radiação. Os autores afirmaram que estudos têm mostrado que a exposição à radiação com as TCCB era

equivalente a uma série completa de radiografia periapical. Eles citaram as principais vantagens de aquisição da imagem:

- reconstrução direta, sem reformatação, dos pontos radiografados por reconstruções axias, coronais e sagitais;
- sofisticação tecnológica, em que a velocidade da totalidade do corte era controlada através de um programa eletrônico e não, por velocidade do tubo de raios X.
- mesmas condições de tempo de escaneamento, através de uma simples aquisição, diminuindo, sobremaneira, a dose de radiação e dispensando o mecanismo de cortes.

Para Rocha (2011) a tomografia computadorizada Cone Beam era um método de diagnóstico por imagem que utilizava radiação X e reproduzia o complexo maxilomandibular em seus três planos espaciais: altura, largura e profundidade. Que por meio de softwares específicos (ICAT Vision, Implant Viewer, Dental Slice) possibilitavam observar as imagens, nas normas axiais, coronais, sagitais, oblíquas e reconstruções em 3D. A implantodontia foi a pioneira a utilizar esse método de imagem, sendo hoje um dos exames mais abrangentes, podendo ser útil em todas as Especialidades Odontológicas.

A tomografia computadorizada Cone Beam (TCCB) permitiu uma observação tridimensional (3D) das áreas de interesse, com alta resolução, principalmente na região dos dentes molares superiores, onde ocorria muita sobreposição de estruturas anatômicas. Ainda afirmaram que a TCCB foi desenvolvida para aquisição de imagens 3D da região maxilofacial. Após a obtenção da imagem volumétrica, um programa de computador era utilizado e disponibilizava imagens nos planos axial, sagital, coronal e oblíquo de uma só vez, sem distorções para auxiliar na interpretação. As aplicações da TCCB na Odontologia eram nas áreas da Endodontia, Cirurgia, Prótese e Ortodontia (Tosta et al., 2011).

Correia e Salgado (2012) enfatizaram que a aplicação da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCCB) estava amplamente introduzida na Área Odontológica, nos dias atuais, abrangendo muitas áreas, entre elas a Cirurgia Oral e Maxilofacial, Implantodontia, Ortodontia, Endodontia, Periodontia, ATM. A tomografia de feixe cônico (TCCB) permitia uma observação em três dimensões (3D) das imagens e a exploração em diferentes cortes "em tempo real". Além de possuir vantagens como grande capacidade de resolução das imagens, baixa dose de

radiação, tamanho mais reduzido, maior qualidade de contraste, menos artefatos metálicos, rápida realização do exame; possibilitava simular tamanho, forma da cavidade oral e volume do enxerto ósseo que seria necessário para a Implantodontia e maior potencial para imagens maxilofaciais, quando comparadas à tomografia computadorizada (TC), que apresentava uma alta radiação e um custo muito elevado. Os autores ainda relataram que em 1999 surgiu o primeiro TCCB, porém só se tornou comercialmente disponível em 2001. Os autores ressaltaram que existiam limitações na TCCB como, por exemplo: na observação de tecidos moles; limitações nas opções de quilovoltagem e miliamperagem, quando da passagem da radiação, se existissem algo que interferisse, o receptor não receberia a informação correta de todas as direções (ruído), quando a radiação atravessasse objetos densos (metal), esta se tornaria atenuada fazendo com que as reconstruções não fossem tão precisas. Outra limitação era a distorção das Unidades de Hounsfield, que dessa forma impediam a utilização para estimar a densidade óssea. Na TCCB ocorria apenas uma passagem de 360°com o scanner, onde a fonte de raios X e o sensor se moviam juntos ao redor da cabeça do paciente; a qual era mantida imobilizada por um cefalostato. A seguir um software de formato Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) iria adquirir por volta de 512 imagens de cortes axiais e posteriormente gerar imagens 3D.

2.2 Tomografia Computadorizada médica (Fan Beam)

A tomografia computadorizada quantitativa (QCT) é um dos métodos imagenológicos mais significativos, que avalia a densidade óssea, sendo possível determinar e diferenciar as porções compacta e esponjosa; além de avaliar a quantidade densitométrica do tecido ósseo, ou seja, a massa óssea (Feifel et al. 1993).

A tomografia computadorizada é um exame pré-operatório, que possibilita avaliar o grau de mineralização do osso trabecular, em comparação com o cortical (Lindh et al., 1996).

Para Amaro Júnior e Yamashita (2001) a tomografia computadorizada é um aparelho que emitia um feixe de raios X em forma de leque, e gira ao redor da cabeça do paciente, sendo captado pelo lado oposto a essa fonte, por vários detectores, que transformam essa radiação em um sinal elétrico e então se forma a

imagem digital. Essas imagens são como secções do crânio, e pela intensidade do brilho, podem ser classificadas segundo uma escala – unidades Hounsfield.

A tomografia computadorizada é um importante método imagenológico para uma interpretação precisa na instalação de implantes. Sendo de grande importância no pré-operatório para avaliar a densidade óssea, onde será realizado o procedimento cirúrgico, mas os autores lembraram que é um exame que possui uma alta dose de radiação, quando comparado às radiografias convencionais (Norton, Gamble, 2001).

Cavalcanti e Antunes (2002) avaliaram a reconstrução de imagens em 3D, utilizando tomografia computadorizada espiral, pelas técnicas de superfície e de volume. A técnica de reconstrução em 3D de volume se mostrou mais precisa, sendo também mais sensível para auxiliar na interpretação de lesões intraósseas, conseguindo distingui-las das estruturas anatômicas do complexo maxilo-facial.

Utilizando-se a tomografia computadorizada e reconstrução 3D, adquiridas por meio de técnica de volume e computação gráfica, foi possível obter medidas craniofaciais precisas, avaliando o padrão quantitativo ósseo e de tecido mole, por meio de uma alta qualidade e resolução das imagens (Rocha et al., 2003).

Gaia et al. (2005), realizou um estudo para se avaliar as anomalias craniofaciais, por meio da tomografia computadorizada com reconstrução em 3D e 2D, pelos alunos de Graduação, aptos ou não a observar esses tipos de imagens. Constatou-se que as imagens em 3D para interpretação entre os alunos, foram mais precisas; e o tempo de experiência para examinar essas imagens era de suma importância para a realização de uma interpretação imagenológica adequada.

Santiago e Vitral (2006) afirmaram que a tomografia computadorizada deveria ser o método de eleição para a determinação da densidade óssea dos maxilares, pois fornecia dados precisos da variação da densidade óssea, de diferentes regiões de um mesmo indivíduo. Também era o único método que permitia avaliar o osso cortical distintamente do osso medular.

Por meio de uma revisão da literatura, os autores observaram que com o avanço das técnicas tomográficas (tomografia convencional, tomografia computadorizada convencional, tomografia computadorizada helicoidal e tomografia computadorizada multislice), o resultado foi de uma maior acurácia na interpretação, um menor tempo de exposição do paciente à radiação, bem como de uma quantidade de radiação também menor. A tomografia computadorizada auxiliava o

Cirurgião Dentista no plano de tratamento, por meio de sua reconstrução em três dimensões. E ainda podia identificar o processo patológico, detectando o seu conteúdo como sangue, lesão cística e tumor, sem realizar um procedimento invasivo, Rodrigues e Vitral (2007).

Giraldo et al. (2008) enfatizaram que a tomografia computadorizada tem passado por grandes avanços científico e tecnológico. Esses avanços foram marcados por quatro parâmetros comuns: uma maior velocidade de aquisição da imagem, aumento da resolução espacial, melhoria na qualidade da imagem e diminuição da dose de radiação ionizante; sendo a radiação o parâmetro de maior valia e limitante, pois o risco gerado era muito importante e deveria ser considerado com responsabilidade na utilização da mesma.

Magalhaes et al. (2008) descreveram que a tomografia teve seu princípio clínico em 1972, trazendo grande avanço no diagnóstico médico, pois possuia um alto índice de diagnóstico, possibilitando ser investigado todo o corpo humano, onde os métodos convencionais não conseguiam explorar, ou por meio de outros métodos que traziam desconforto ou até colocavam em risco a vida de pacientes. Cabia ressaltar que as doses de radiação eram elevadas para o paciente.

2.3 Materiais de enxertia e /ou biomateriais.

Feifel et al. (1994) relataram que muitos defeitos mandibulares ocorriam como resultado de ressecção de tumores extensos ou podiam também ocorrer como sequela de traumas ou infecções. A utilização de enxertos ósseos autógenos, para estes casos estava sendo considerado um método válido. Enxertos sem vascularização eram cenários de metaplasia, e reabsorções frequentemente ocorriam, sendo os enxertos, muitas vezes, incorporados com atraso e sofriam perda de volume. A tomografia computadorizada quantitativa (QCT) era um método utilizado para examinar estas diferenças, sendo o método mais preciso para mensurar densidade óssea.

Os autores afirmaram que era importante estimar a quantidade de osso nas regiões posteriores da mandíbula, já que os dentes posteriores eram perdidos mais facilmente; sendo também necessário descrever com uma maior acurácia a qualidade óssea, não somente em relação a sua parte mineral, mas também em relação as suas porções corticais e trabeculares. Deveriam ser efetuadas

mensurações da porção mineral, porque com o passar dos anos, os ossos dos seres humanos sofreriam modificações, sendo mais afetados os ossos trabeculares do que os corticais (Lindh et al., 1996).

Boyne (1997) citou três processos que poderiam caracterizar o sucesso de um enxerto ósseo: osteogênese, osteoindução e osteocondução.

Pelos estudos de Peetz (1997), o Bio-Oss (substituto ósseo xenógeno, obtido de animais de outras espécies) era encontrado na forma de grânulos ou em bloco, esponjoso ou cortical, e não se observava diferenças entre esses dois tipos. O autor ainda afirmou que a porosidade, propriedades químicas e físicas do Bio-Oss o tornavam material de escolha, pois promoviam a regeneração e reparação do tecido ósseo.

Pelos estudos de Toledo Filho et al. (2001), a perda de tecido ósseo no rebordo ósseo alveolar, devido a traumatismos dentoalveolares, exodontias dentárias, ausência dentária congênita, lesões presentes na maxila ou na mandíbula, tem sido um grande problema na recuperação tanto esteticamente, como funcional desses pacientes, impossibilitando a colocação de implantes. Os autores realizaram implante ósseo, com biomateriais como: BMP - proteínas morfogenéticas ósseas ("GENPRO"), "GENOX ORGÂNICO" (Osso liofilizado, retirada de umidade do osso previamente desengordurado), "GEN-DERM" (Membrana de osso bovino liofilizado) e "GEN-COL" (Aglutinante) em seis pacientes. As proteínas morfogenéticas ósseas (BMPs) regulam os processos celulares, como a diferenciação, proliferação e morfogênese celulares. Atualmente essas proteínas são sintetizadas por processos da Engenharia Genética. Os resultados obtidos foram satisfatórios, sendo os materiais completamente biocompatíveis, porém a membrana de osso liofilizada não apresentou rigidez em sua estrutura, favorecendo a uma exaustão da mesma.

Segundo Blay et al. (2003), utilizavam-se enxertos ósseos para restabelecer a dimensão óssea adequada, quando estavam presentes defeitos ósseos promovidos por trauma, processos patológicos, cirurgias, exodontias dentais ou reabsorções fisiológicas, que afetavam a quantidade, altura e volume ósseo.

A densidade óssea, sem distinção de gênero, arco ou região, apresentava, na média, maior na cortical óssea do que na porção medular, o qual já era esperado devido ao maior grau de mineralização da cortical em relação à medular óssea, (analisando os valores tomodensitométricos de Hounsfield - escala de Hounsfield).

Quanto à comparação dos valores médios de densidades ósseas entre as regiões anteriores e posteriores, os maiores valores eram apresentados nas regiões anteriores, independente de ser na porção cortical ou medular (Buscatti et al., 2003).

Carvalho et al. (2003) enfatizaram, que as várias técnicas de enxertia óssea eram realizadas com enxertos autógenos, xenógenos e aloenxertos. Os enxertos autógenos, segundo os autores, apresentavam melhores resultados, pois exibiam características idênticas às do osso perdido. Afirmaram que os enxertos ósseos podiam ser coletados da sínfise mentual da mandíbula, ramo da mandíbula, túber da maxila, tóro intrabucal, díploe, crista ilíaca e tíbia.

De acordo com Santos et al. 2005, as proteínas morfogenéticas ósseas (BMP), que eram moléculas pleiotrópicas, participavam da miotaxia, mitose e diferenciação de células mesenquimais no tecido ósseo; além de induzir a neoformação óssea e reparar o tecido ósseo. Eram indicadas quando de grandes perdas ósseas causadas por traumas, anomalias de desenvolvimento, doenças infecciosas e inflamatórias. Porém uma análise conclusiva do uso clínico de BMPs, só seria possível após estudos dos fatores que influenciavam a reparação tecidual e o desenvolvimento de um sistema de carreador apropriado. O carreador preciso não deveria permitir que o material implantado ultrapassasse os limites do sítio, ou seja, ele aumentava a exposição dos tecidos do hospedeiro à substância de crescimento, assegurando uma distribuição uniforme. Ocorrendo a formação óssea, o carreador devia ser absorvido; sendo também seguro, biodegradável, biocompatível e compatível a tamanhos e formas adequados aos enxertos ósseos.

Segundo Trevisan Junior et al. (2005), excluindo o enxerto autógeno, todos os outros materiais de enxertos eram chamados de biomateriais e foram definidos como quaisquer substâncias ou arranjos de substâncias (exceto fármacos), de origem sintética ou natural, que eram usadas em qualquer período, para repor, reparar ou aumentar qualquer tecido, órgão ou função do corpo. Esses materiais eram metálicos, cerâmicos, poliméricos (sintético ou natural), compósitos, etc. Os autores ainda citaram que esse biomateriais eram classificados, quanto suas características físicas como:

 Anorgânico, inorgânico ou mineral: por meio de processos químicos eliminaram os componentes orgânicos e a matriz inorgânica era preparada na forma de grânulos com tamanhos variados,

- Desmineralizado: também por processos químicos, os componentes inorgânicos e celulares eram removidos, restando componentes da matriz extracelular estando inclusos ou não as proteínas morfogenéticas ósseas (BMPs),
- Fresco: quando o material não sofria nenhum tipo de processamento.

Um fator importante era a interação entre o biomaterial e o leito receptor e dependendo dos biomateriais eram reunidos nos seguintes grupos:

- Tóxica: quando o material produziu necrose ao tecido adjacente,
- Não-tóxica ou bioinerte: quando não ocorria uma interação entre biomaterial e tecido, formando um tecido fibroso de espessura versátil,
- Bioativa: quando ocorria uma interação entre o biomaterial e o tecido,
- Biodegradável ou bioabsorvível: quando o material era reabsorvido e dava lugar ao tecido restaurado.

Ainda reportaram os principais biomateriais:

- Membranas: barreiras físicas que auxiliavam para promover a reparação tecidual,
- Substitutos ósseos homógenos:
 - Osso congelado,
 - Osso seco e congelado (FDBA Freeze-Dried Bone Allograft),
 - o Desmineralizado, seco e congelado (DFDBA Decalcified Freeze-Dried Bone Allograft) – difere do anterior, pois era processado e retirado o seu componente mineral, por meio de imersão em ácido clorídrico, o que o tornava mais eficaz do que o outro.
 - Substitutos ósseos xenógenos: os mais utilizados eram os de origem bovina em várias formas de apresentação e processamento: orgânico e inorgânico, em forma de partículas ou bloco e membrana de cortical óssea.

Substitutos ósseos aloplásticos:

- Hidroxiapatitas:
 - Reabsorvíveis (microgranular não sintetizada),
 - Não reabsorvíveis (sintetizada, fortalecendo as ligações eletrostática tornando o material mais compacto).

Esse potencial de reabsorção era dependente do tamanho dos grânulos:

- Densas: 5% da superfície de poros,
- Porosas: micro e macro porosidades,
- Microporosas: com lacunas entre os cristais em dimensões micrométricas,
- Macroporosas: com poros que se intercomunicavam (entre 100µm). Tricálcio fosfato ou fosfato beta tricálcico: biocerâmica derivada de fosfato de cálcio, era um material mais poroso do que a hidroxiapatita.
- Sulfato de cálcio: altamente reabsorvível e não deveria ser utilizado isoladamente ou ainda era empregado como membrana ao recobrir o enxerto.
- Polímeros: sintéticos ou naturais, na forma de fibras, hastes, parafusos, placas, grampos, material de sutura, próteses ortopédicas e na reconstrução maxilofacial.
- Vidro bioativo: era um material cerâmico, que tinha a capacidade de formar uma boa interação com o leito receptor.

Para Cruz et al. (2006),os materiais como metais, cerâmicas e polímeros, eram uma alternativa quando da impossibilidade da utilização de enxerto ósseo autógeno e alógeno. A aplicabilidade desses materiais dependia de suas propriedades biológicas, químicas, físicas e mecânicas. Dentre os materiais cerâmicos, os vidros bioativos apresentaram boa biocompatibilidade, promoveu

união química ao osso, formação óssea nos defeitos criados ao redor de implantes e apresentaram propriedade osteocondutiva.

Segundo Dalapicula et al. (2006), eram confeccionados diversos biomateriais a partir de cerâmicas, metais, polímeros e compósitos; sendo que estes apresentavam funções como biocompatibilidade (interação entre o biomaterial e o ambiente fisiológico) e biofuncionalidade (propriedades mecânicas e físicas). Ainda afirmaram que os biomateriais cerâmicos, a base de fosfato de cálcio, em especial as biocerâmicas eram utilizadas por sua semelhança estrutural, química e física com a matriz mineral óssea e não produziam quaisquer reações imunológicas ou tóxicas. Além de que eram empregadas na forma densa ou porosa. Lembraram ainda que quanto maior a porosidade, menor era a resistência mecânica, ou seja, mais rápida era a dissolução do enxerto. A variação do tamanho das partículas dos biomateriais era também de suma importância, pois quanto maior era o tamanho das partículas, maior seria o tempo de reabsorção. Já as hidroxiapatitas de origem bovina (Bio-oss) possuíam características de biocompatibilidade e osteocondutoras. Esses biomateriais eram diferentes quanto:

- Origem (natural ou sintética),
- Composição (HA hidroxiapatita, Betatricálcio-fosfato, fosfato de cálcio bifásico).
- Forma física (particulados, blocos, cimentos, etc)
- Propriedades físico-químicas:
- Porosidade (denso, macro ou microporoso),
- O Cristalinidade (amorfo ou cristalino) um biomaterial amorfo apresentava um formato de cristal irregular, enquanto que um biomaterial cristalino apresentava uma organização atômica bem definida. Quanto menos cristalino fosse o biomaterial, mas rápida era sua degradação e reabsorção, sendo que essa era uma das propriedades desejadas pelos biomateriais.
- Formato (bloco, partícula)
- Composição química do biomaterial,
- Grau de impureza,
- Substituição iônica na estrutura atômica.

Com o avanço da Implantodontia, nos últimos anos, houve a necessidade da utilização de enxertos ósseos, nos casos de aumento dos rebordos ósseos maxilares, para futuramente serem colocados os implantes osseointegrados. Os enxertos podiam ser classificados como:

- Autógeno, quando do mesmo indivíduo, sendo o indivíduo receptor e doador,
- Isógenos, quando obtidos de outro indivíduo, porém de mesma carga genética,
- Homógenos, quando obtidos de indivíduos diferentes, com carga genética diferente, porém da mesma espécie,
- Heterógenos de outras espécies.

mais utilizado eram os autógenos, pois apresentavam compatibilidade e o que mostravam melhores resultados. As áreas doadoras de fragmentos ósseos mais, abordadas pela Odontologia, eram as regiões do mento, região retromolar, túber da maxila, crista do osso ilíaco e diploe. Essas cirurgias, para a retirada dos fragmentos de osso autógeno, podiam ser marcadas por morbidade nos sítios doadores, como hematomas, edemas, infecções, lesões vásculo-nervosas, além do aumento do tempo cirúrgico. Como alternativa, tem sido utilizado, como em Medicina, os homógenos, que são obtidos de indivíduos da mesma espécie, principalmente em áreas que necessitem de uma grande quantidade de material de enxertia. Mas os autores ainda afirmaram que esse tipo de enxerto poderia trazer riscos como os da transmissão de doenças, reações imunológicas e infecções. Com o intuito de diminuir esses riscos, os principais Hospitais criaram os Bancos de Tecidos Músculo-esqueléticos, dos quais são obtidos com rigorosas técnicas de assepsia, obtenção, processamento, armazenagem, seleção dos tecidos doados e rotulagem. Ficando excluídos doadores com doenças como hepatite, AIDS, sífilis, tuberculose, micoses ósseas, doenças metastáticas, envenenamento, grande queimaduras, respiração assistida por longo tempo, usuário de drogas entre outras. Ainda citaram que o bloco de osso

homógeno tem uma textura diferente ao toque e ao corte, e sua reabsorção se mostrou maior (Del Valle et al., 2006).

Segundo Rocha et al. (2006), os resultados clínicos-radiográficos obtidos demonstraram que os homoenxertos (enxertos homógenos) também conhecidos como aloenxertos (enxertos alógenos), doador e receptor da mesma espécie, promoveram aumento ósseo alveolar em todos os casos estudados, tornando-se as cirurgias mais rápidas e menos traumáticas, pois não foi necessário a remoção de osso de uma área doadora, como ocorreria nos casos de enxertos ósseos autógenos.

Devido a grandes reabsorções ósseas, a cirurgia para a colocação de enxertos tinha avançado e possibilitava correções de defeitos de tecidos ósseo e mole; promovendo reabilitações protéticas fixas, em pacientes com perdas acentuadas de osso na maxila (Viegas et al., 2006).

A utilização de ossos de Banco na Odontologia foi satisfatória, nos resultados encontrados pelos mesmos, não havendo rejeição, nem reação inflamatória ou imunológicas; ocorrendo uma boa cicatrização e recuperação dos pacientes (Fortes et al., 2007).

Macedo et al. (2007) afirmaram que a utilização de osso humano fresco congelado era uma alternativa viável para a reconstrução dos rebordos atróficos.

Padovan et al. (2007) relataram que nos pacientes com quantidade óssea limitada, o enxerto ósseo autógeno aumentava a oferta óssea. Ainda citaram o um caso clínico pós-cirúrgico de enxerto ósseo, em região de fissuras alveolares congênitas e submetidas à carga imediata de implantes unitários, as quais apresentaram resultados previstos no sentido estético, funcional e biológico.

De acordo com Pagliosa e Alves (2007), o plasma rico em plaquetas (RPP) e as células mesenquimais indiferenciadas (CMIs), também conhecidas por células tronco, têm sido muito estudadas, por possuírem um alto potencial de osteoindução em enxertos ósseos. Porém critérios deveriam ser adotados como, por exemplo, na metodologia de isolamento (cultivos celulares) e de utilização. Ainda citaram que as células mesenquimais poderiam ter seu uso limitado a defeitos ósseos com considerável perda de matriz óssea.

Dalapicula e Conz (2008) relataram que os biomateriais podiam ser de origem natural ou sintética. Esses biomateriais foram classificados de acordo com: a origem,

quanto ao mecanismo de ação e seu comportamento fisiológico. De acordo a origem os biomateriais podiam ser:

- Autógeno, do próprio paciente de sítios doadores intra ou extrabucais,
- Aloenxerto ou enxertos homógenos quando derivados da mesma espécie,
- Xenoenxerto ou enxertos heterogêneos quando derivados de outra espécie, como exemplo osso de origem bovina,
- Aloplásticos são enxertos de origem sintética.

Quanto ao mecanismo de ação podiam ser:

- Osteoindutores: quando possuíam a capacidade de atrair células mesenquimais capazes de se diferenciar em osteoblastos, sendo isso possível pela presença de proteínas morfogenéticas ósseas (BMP) que estavam presentes entre seus componentes,
- Osteocondutores: serviam como uma armação suportando a estrutura por onde proliferavam vasos sanguíneos, que conduziam os componentes necessários para à formação óssea,
- Osteogênicos: onde ocorria o crescimento ósseo por células transitáveis dentro do osso,
- Osteopromotores: era o isolamento anatômico local, que se utilizava de meios físicos, para permitir que células fossem selecionadas e proliferadas, em especial os osteoblastos, a partir de um leito receptor, que concomitantemente impediam a ação controvérsia de fatores que inibiam o processo de regeneração.

Por último, de acordo com seu comportamento fisiológico:

- Biotoleráveis: não estabeleciam uma osseointegração verdadeira, formavam uma cápsula fibrosa, que era compreendida como uma resposta do tecido ao material, estimulando células adjacentes que sintetizavam, secretavam e mantinham um tecido conjuntivo em sua conexão,
- Bioinertes: estabeleciam um contato direto com o tecido ósseo ao redor,
- Bioativo: no caso das cerâmicas de fosfato de cálcio e ou vidros bioativos que além de promoverem a osseointegração direta, também agiam mutuamente com os tecidos vizinhos, formando e estimulando a proliferação de células, a síntese de produtos específicos e a adesão celular.

Os biomateriais possuíam propriedades físico-químicas. As propriedades físicas do produtos eram:

- Área de superfície ou formato (bloco, partícula),
- Porosidade (denso, macro ou microporoso),
- Cristalinidade (cristalino ou amorfo).

Já as propriedades químicas eram:

- Composição química,
- Substituição iônica,
- Impurezas dos elementos.

Concluíram em seus estudos que os biomaterias possuíam comportamento distinto quando utilizados como substitutos ósseos, sendo que esses eram dependentes de suas propriedades físicas e químicas e essas deviam ser muito analisadas antes de sua utilização.

Sendyk e Sendyk (2008) descreveram que o material utilizado para enxertia era de suma importância, já que o sucesso do mesmo dependeria da indução de osteogênese, e os biomaterias possuiam diferentes graus de indução. Os enxertos eram classificados em:

- autógenos (doador e receptor eram o mesmo individuo),
- homógenos (dois indivíduos da mesma espécie),
- heterógenos (dois animais de espécies diferentes),
- aloenxertos ou enxertos aloplásticos (material era de origem mineral ou sintética).

Os enxertos mais utilizados, para enxertia de assoalho de seio maxilar, eram os enxertos autógenos, homógenos e os aloenxertos ou biomateriais aloplásticos.

Castro-Silva et al.(2009) afirmaram que os enxertos ósseos eram utilizados para restabelecer grandes perdas ósseas. Estes podiam ser classificados em:

- autógenos (mesmo indivíduo era doador e receptor),
- alógenos (indivíduos doadores e receptores da mesma espécie),
- xenógenos (indivíduos doadores e receptores de espécies diferentes),
- aloplásticos (sintéticos).

Os autores ainda relataram que a primeira opção ou "padrão ouro" eram os autoenxertos, porém os substitutos ósseos como, os alógenos, xenógenos e aloplásticos, também eram opções válidas para a reparação tecidual. Os xenoenxertos, predominantemente, tinham origem bovina, mas poderiam derivar de suínos; no entanto existia uma preocupação com a encefalopatia espongiforme bovina (BSE), que foi descartada devido a alguns fatores como: os animais utilizados estavam livres de BSE, o processamento adequado do osso com substâncias alcalinas, e a retiradas desses ossos eram a partir de sítios com mínimo risco de transmitir a BSE. Na Odontologia, esses enxertos ósseos poderiam ser aplicados em várias Especialidades, dentre estas: em cirurgias corretivas ou regenerativas; perdas ósseas causadas por doença periodontal ou lesões

endodônticas; para preencher regiões onde ocorreram perdas ósseas devido a exodontias dentárias; para realizar levantamento do assoalho do seio maxilar.

Gonçalves et al. (2009) avaliaram por meio de resultados clínicos com quatro pacientes descritos em seus estudos, que o substituto ósseo composto xenogênico "GEN MIX" era biocompatível e permitia agregar novo tecido ósseo, podendo ser utilizado na regeneração de alvéolos, pós-cirurgia de exodontia de um elemento dental, ou ainda para cirurgias de levantamento de assoalho do seio maxilar. O "GEN MIX" era um substituto ósseo composto (matriz orgânica e inorgânica de osso bovino) e também colágeno, que facilitava a aglutinação do enxerto, quando misturado ao soro fisiológico ou ao sangue do paciente.

A colocação de enxerto ósseo visava reabilitar e restabelecer uma dimensão óssea adequada; sendo o material de enxertia de fundamental importância (Guilherme et al., 2009).

Segundo Menuci Neto et al. (2009), o enxerto ósseo autógeno foi considerado ideal em termos de biocompatibilidade e previsibilidade de resultados, porém apresentava perda de parte do volume ósseo enxertado, devido à reabsorção mediada por osteoclastos.

Para Sverzut et al. (2009), pacientes que usaram próteses totais por muito tempo, normalmente apresentaram atrofia óssea; ocorrendo devido a exodontias que resultaram em um progressivo processo de reabsorção óssea. Os autores utilizaram a técnica da osteotomia, em conjunto com enxerto ósseo autógeno extraído da crista ilíaca. O resultado foi previsível e posteriormente foram colocados implantes osseointegráveis.

Os autores Conz et al. (2010) analisaram as propriedades: cristalinidade, porosidade, tamanho e morfologia das partículas, área de superfície e composição química de 12 biomaterias utilizados em enxertia óssea na Implantodontia. Os autores observaram que os biomateriais apresentaram diferenças nas características supracitadas, ressaltando que essas diferenças poderiam influenciar no comportamento biológico *in vivo*.

De acordo com Cortes (2010) o enxerto em bloco, era uma técnica cirúrgica invasiva, mas era muito eficiente em casos de grandes reabsorções ósseas, porém incluía técnica de coleta de osso autógeno, que como consequência poderia causar dor pós-operatória, lesão em nervos ou artérias e infecção. Sendo assim poderiam ser utilizados biomateriais particulados, como exemplo citava o "Straumann®

BoneCeramic", que podia auxiliar nos procedimentos onde a tábua óssea vestibular estava frágil devido a uma expansão.

Segundo Jensen et al. (2010) os materiais para enxertia possuíam como finalidade a regeneração óssea guiada (ROG) como: sustentar a membrana evitando colapso; agir como armação para a invaginação óssea proveniente do leito receptor; estimular a invaginação óssea que provinha do leito receptor; fornecer um obstáculo contra a pressão do tecido mole subjacente; e proteger o volume acrescentado de ser reabsorvido. O material de enxertia também deveria ser seguro e biocompatível, para que não ocorresse transmissão de doenças ou respostas imunes. Os xenoenxertos (mineral ósseo derivado de animais ou materiais semelhantes a ossos derivados de corais calcificados ou algas) eram utilizados na forma de osso mineral bovino liofilizado (DBBM), sendo excluído o material orgânico para evitar o risco de transmissão de doenças. Enquanto que os aloplásticos (sintéticos) eram originados de formulações de fosfato de cálcio nas formas de hidroxiapatita (HA) xenogênica, β-tricálcio fosfato (TCP) ou combinações das duas que eram conhecidas como fosfatos de cálcio bifásicos, sendo de grande valia para pacientes e clínicos que sentiam desconfortáveis em utilizar substitutos ósseos de origem natural.

Lima e Seabra (2010) em uma revisão da literatura, observaram que os enxertos ósseos podiam ser classificados, quanto à origem, em autógenos, alógenos, heterógenos ou aloplásticos.

De acordo com De Bortoli Junior et al. (2011), relataram que com a evolução dos enxertos ósseos alógenos e mais recentemente com o plasma rico em plaquetas, atresias ósseas extensas ou futuras cirurgias para elevação da membrana do seio maxilar, podiam ser reparadas, sem a necessidade de utilização de osso autógeno, que eram removidos intra ou extraoral.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste trabalho foi de avaliar qualitativamente por meio das diferentes imagens radiográficas da tomografia computadorizada Cone Beam, biomateriais utilizados para enxertia no tecido ósseo, em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

A amostra foi constituída por 20 (vinte) mandíbulas de suínos, provenientes do Frigo Fênix Comércio Distribuidora de Carnes e Abate Ltda, Rod. São José dos Campos/Campos do Jordão S/N km 122 – Buquirinha – São José dos Campos - SP, CEP: 12.213-730, SIF222 (Serviço de Inspeção Federal), no Estado de São Paulo.

Para a utilização das mandíbulas de suínos, o projeto de pesquisa foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa – Subcomissão de Bioética de Animais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) sendo aprovado e protocolado sob protocolo CEP-ICB Nº 023/2012, no dia 10 de abril de 2012. (ANEXO A).

As vinte mandíbulas foram dissecadas (Figura 4.1) e numeradas, sendo que cada mandíbula foi avaliada qualitativamente por meio da Tomografia Computadorizada por feixe cônico, com quatro tipos de materiais de enxertia. Cada mandíbula foi examinada dos dois lados, perfazendo um total de 40 hemi mandíbulas, sendo que as do lado direito receberam a letra D, após o número e as do lado esquerdo a letra E, ficando assim descritas: 1D,1E, 2D, 2E, 3D, 3E, 4D, 4E, 5D, 5E, 6D, 6E, 7D, 7E, 8D,8E, 9D, 9E, 10D, 10E, 11D, 11E, 12D, 12E, 13D, 13E, 14D, 14E, 15D, 15E, 16D, 16E, 17D, 17E, 18D, 18E, 19D, 19E, 20D e 20E.



Figura 4.1 – Mandíbula de suíno dissecada

Os quatro tipos de materiais de enxertia, que foram utilizados, estão em uso pela comunidade odontológica. Foram das marcas:

- Baumer:
 - 1. GenPhos HA TCP® (Figura 4.2),
 - 2. OrthoGen® (Figura 4.3)
 - 3. GenOx Inorg® (Figura 4.4)

E da marca:

- Biomet 3i™
 - 1. Biogran® 500mg (Figura 4.5).



Figura 4.2 - GenPhos HA TCP® - BAUMER S.A.



Figura 4.3 – OrthoGen® - BAUMER S.A.



Figura 4.4 – GenOx Inorg® - BAUMER S.A.





Figura 4.5 – Biogran® - Biomet 3i™

4.2 Métodos

4.2.1 Preparação das mandíbulas

Foram retirados dois dentes molares de cada hemi mandíbula. Tomando-se o cuidado de não ocorrer rompimento das tábuas ósseas vestibular e lingual dos alvéolos (Figura 4.6 e Figura 4.7). Depois que foram numeradas e seus alvéolos foram identificados e classificados em A, B, C e D (Figura 4.8). Sendo A, B do lado esquerdo e C, D do lado direito (Figura 4.9).



Figura 4.6 – Mandíbula de suíno sem exodontias dos quatro dentes (dois de cada hemi mandíbula)



Figura 4.7 – Mandíbula de suíno com alvéolos pós-exodontias de quatro dentes (dois de cada hemi mandíbula)



Figura 4.8 – Mandíbulas de suíno numeradas

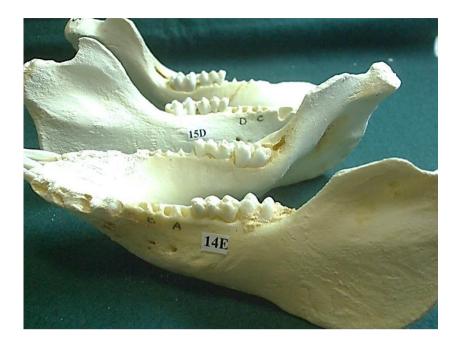


Figura 4.9 – Mandíbulas de suíno numeradas e identificadas em lado D(direito) e lado E (esquerdo)

4.2.2 Colocação dos biomaterias utilizados para enxertia óssea nos alvéolos dentais

Os alvéolos de cada hemi mandíbula foram preenchidos com os quatro tipos dos materiais de enxertia ou biomateriais (Figura 4.10 e Figura 4.11).



Figura 4.10 – Preparação do material de enxertia adicionando soro fisiológico (Solução de Cloreto de Sódio a 0,9%)



Figura 4.11 – Material de enxertia com soro fisiológico (Solução de Cloreto de Sódio a 0,9%)

Esses materiais de enxertia foram inseridos da seguinte maneira (Figura 4.12, Figura 4.13 e Figura 4.14):

- Lado Direito:

Identificado pela letra C: GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc,

Identificado pela letra D: GenOx Inorg Esponjoso®, G 50, 0.5cc.

- Lado Esquerdo:

Identificado pela letra A: Biogran® 300-350µm (50-45 mesh),

Identificado pela letra B: OrthoGen®, G 75, 0.5cc.

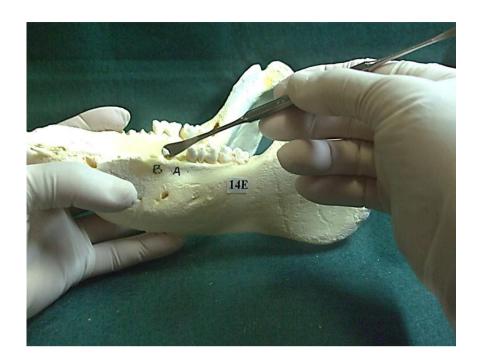


Figura 4.12 – Inserção do material de enxertia nos respectivos alvéolos dentais

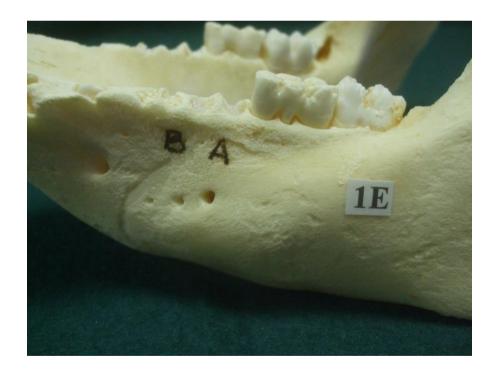


Figura 4.13 – Mandíbula de suíno numerada, identificada lado E (esquerdo) e preenchida com os respectivos materiais de enxertia

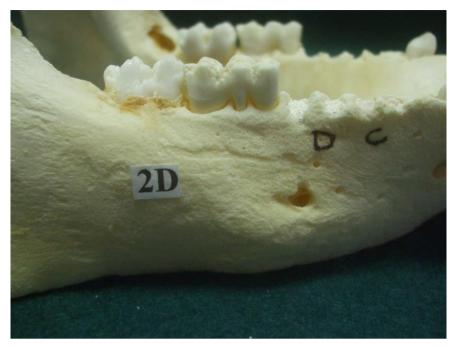


Figura 4.14 – Mandíbula de suíno numerada, identificada lado D (direito) e preenchida com os respectivos materiais de enxertia

4.2.3 Aquisição das imagens tomográficas

As mandíbulas de porco foram submetidas à tomografia computadorizada por feixe cônico (Figura 4.15), no aparelho I-Cat (Imaging Sciences International®), de forma a estarem posicionadas com a base da mandíbula apoiada sobre a base da mentoneira (Figura 4.16 e Figura 4.17).



Figura 4.15 – Aparelho I-Cat (Imaging SciencesInternational®)

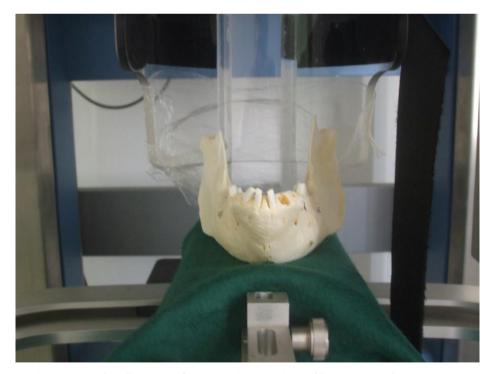


Figura 4.16 – Aparelho I-Cat (Imaging Sciences International®) com mandíbula posicionada



Figura 4.17 – Aparelho I-Cat (Imaging Sciences International®) com mandíbula posicionada

Foram verificados os parâmetros técnicos inerentes ao aparelho e são abaixo citados:

- FOV: full (completo) 13 cm,
- 20 segundos,
- 0,3 voxel,
- 120 kVp,
- 46,72 mAs.

As imagens foram adquiridas na empresa Isoorthographic Radiologia Odontológica – unidade da Lapa. Essas imagens foram transferidas a um computador, sendo posteriormente convertidas em DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine).

Para a avaliação das imagens foi utilizado o programa ImplantViewer (Anne Solutions©), onde as imagens foram manipuladas e depois avaliadas.

4.2.4 Avaliação das imagens pelos avaliadores

As imagens foram avaliadas por 01 (hum) grupo de observadores, ou seja três radiologistas odontológicos, os quais possuíam tempo de experiência de no mínimo cinco anos, sobre o funcionamento do aparelho de tomografia computadorizada volumétrica e dos princípios de formação da imagem. Sendo que foram avaliados dois cortes Panorâmicos, quatro cortes Coronais, quatro cortes Sagitais e oito cortes Parassagitais, dentro de uma amostra de 20 mandíbulas totalizando 360 imagens (Figura 4.18, Figura 4.19, Figura 4.20, Figura 4.21 e Figura 4.22). Para os avaliadores essas imagens foram apresentadas nessa mesma sequência, porém sendo identificados o número da mandíbula e os quatro materiais de enxertia (Figura 4.23); para preenchimento do questionário respectivo a cada hemi mandíbula (APÊNDICE A).

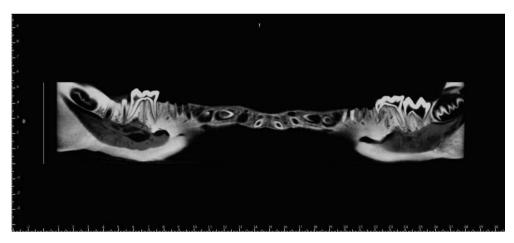


Figura 4.18 – Corte Panorâmico (Panorâmica espessa),com espessura de 20,0mm

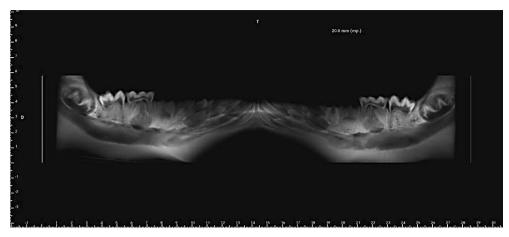


Figura 4.19 – Corte Panorâmico (fatia da Panorâmica), com espessura de 20,0mm

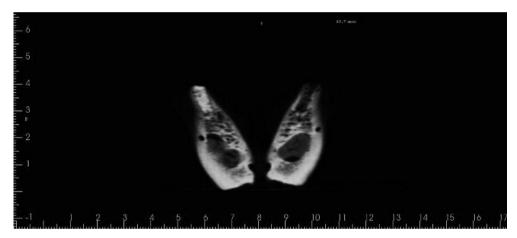


Figura 4.20 – Corte Coronal

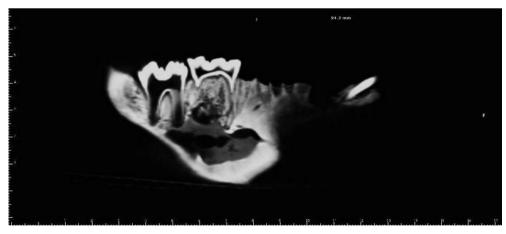


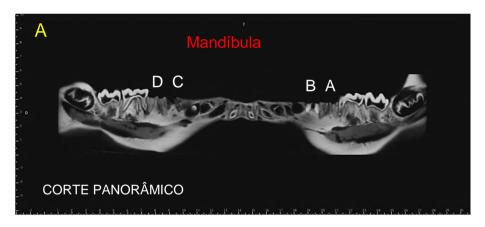
Figura 4.21 – Corte Sagital

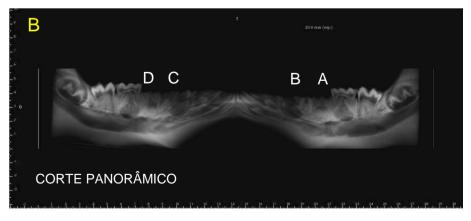
_ __

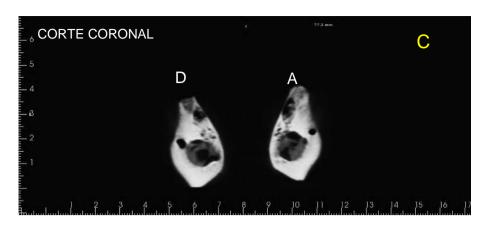


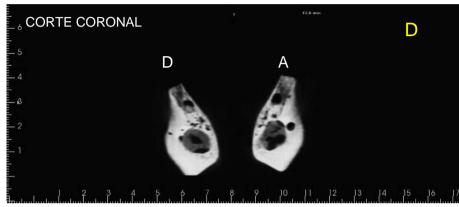
Figura 4.22 - Corte Parassagital

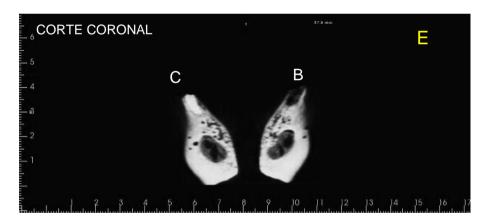
Figura 4.23 – Sequência apresentada aos avaliadores, ou seja, corte panorâmicos (A e B), cortes coronais (C, D, E, e F), cortes sagitais (G, H, I e J) cortes parassagitais (K, L, M, N, O, P, Q e R) para a mandíbula 14

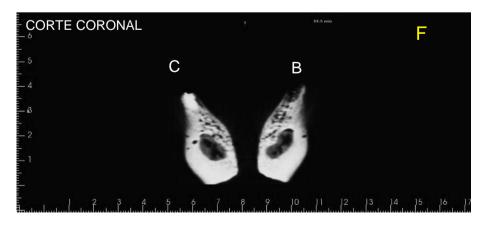


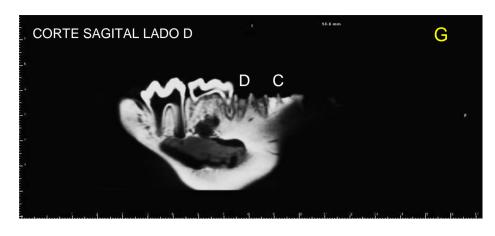


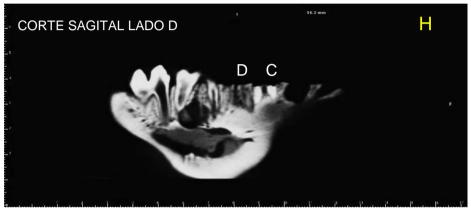


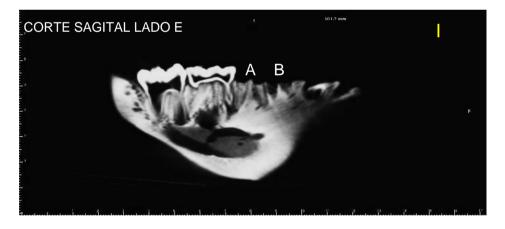


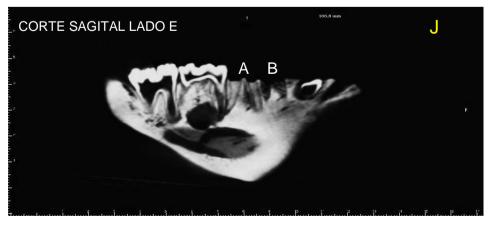


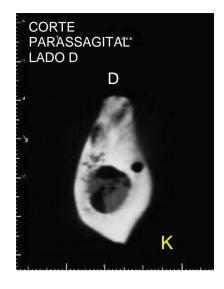


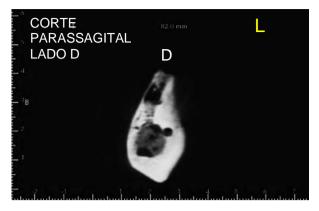




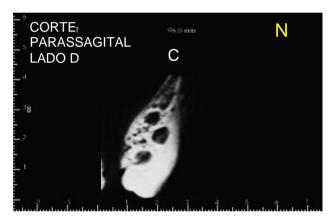




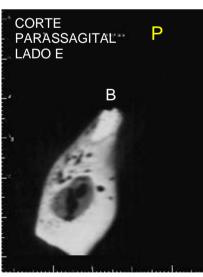




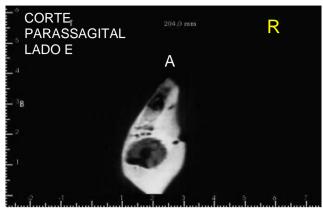












conclusão

4.2.5 Tratamento estatístico

Por estarem presentes dois fatores (Corte e Material), foi utilizado o modelo de GLM (General Linear Models) para medir o efeito (significância) de cada fator principal e também da sua interação. Os testes estatísticos são paramétricos, pois os dados são quantitativos e contínuos. Além disso, utilizou-se uma amostragem superior a 30 sujeitos, o que pelo Teorema do Limite Central, garantiu que a distribuição tendesse a uma distribuição normal. Também foi testada a normalidade dos resíduos deste modelo estatístico (teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov) e verificou-se que os mesmo possuíam normalidade, o que garantiu o uso de teste paramétrico. Os testes paramétricos são mais poderosos que os testes não paramétricos. Também foi utilizado a Comparação Múltipla de Tukey para detalhar as comparações entre todos os cortes, todos os materiais e nas interações. Assim, com todas as comparações duas a duas, foi possível determinar com precisão entre quais ocorreu à diferença.

Foi definido para este trabalho um nível de significância (quanto admitimos errar nas conclusões estatísticas, ou seja, o erro estatístico que estamos cometendo nas análises) de 0,05 (5%). Lembramos também que todos os intervalos de confiança construídos ao longo do trabalho, foram construídos com 95% de confiança estatística.

Lembrando que o objetivo do trabalho foi medir o efeito dos fatores de Corte e Material, considerando a quantidade de avaliadores que conseguiram observar o material de enxertia. Então pela estatística foi realizada a média, uma vez que pudemos ter a possibilidade de nenhum avaliador observando, como também pudemos ter três avaliadores conseguindo ter constatação da enxertia.

Nesta analise estatística foram utilizados os softwares: SPSS V17, Minitab 16 e Excel Office 2010.

5 RESULTADOS

Como temos dois fatores (Corte e Material), vamos utilizar o modelo de GLM (General Linear Models) para medir o efeito (significância) de cada fator principal e também da sua interação. A seguir vamos mostrar as estatísticas descritivas para cada corte e depois para cada material nas cinco questões.

Legenda:

M-A - Material A

M-B - Material B

M-C - Material C

M-D - Material D

C - Corte Coronal

PAN - Corte Panorâmico

S - Corte Sagital

SS – Corte Parassagital

Tabela 5.1 - Significância dos Fatores Principais e Interações por Questão

Fatores	Corte	Material	Interação
Questão 1	<0,001	<0,001	<0,001
Questão 2	<0,001	<0,001	<0,001
Questão 3	<0,001	<0,001	<0,001
Questão 4	<0,001	<0,001	<0,001
Questão 5	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela 5.2 - P-valores do Fator Principal de Corte na Questão 1

Corte	С	PAN	S
PAN	<0,001		
S	0,995	<0,001	
SS	<0,001	0,998	<0,001

Tabela 5.3 - P-valores do Fator Principal de Materiais na Questão 1

Material	M-A	М-В	M-C
М-В	0,079		
M-C	0,003	<0,001	
M-D	<0,001	0,021	<0,001

Tabela 5.4 - Descritiva Completa por Corte/Materiais na Questão 2

Ques	tão 2	Média	Mediana	Desvio Padrão	Q1	Q3	N	IC
	M-A	1,25	1	1,33	0	2,25	20	0,58
С	M-B	2,80	3	0,52	3	3	20	0,23
C	M-C	0,15	0	0,37	0	0	20	0,16
	M-D	1,75	1,5	1,16	1	3	20	0,51
	M-A	0,20	0	0,70	0	0	20	0,30
PAN	M-B	0,80	0	1,15	0	1,25	20	0,50
FAIN	M-C	1,95	3	1,47	0	3	20	0,64
	M-D	0,30	0	0,66	0	0	20	0,29
	M-A	0,05	0	0,22	0	0	20	0,10
S	M-B	2,70	3	0,57	2,75	3	20	0,25
3	M-C	0,20	0	0,52	0	0	20	0,23
	M-D	2,50	3	0,83	2	3	20	0,36
	M-A	0,25	0	0,72	0	0	20	0,31
SS	M-B	0,65	0	1,18	0	0,5	20	0,52
33	M-C	1,60	1,5	1,39	0	3	20	0,61
	M-D	0,50	0	0,89	0	1	20	0,39

Tabela 5.5 - Descritiva para Material de Enxertia por Questão (médias)

Material	M-A	M-B	M-C	M-D
Questão 1	1,29	0,93	1,81	0,49
Questão 2	0,44	1,74	0,98	1,26
Questão 3	0,78	1,35	0,99	1,34
Questão 4	1,20	1,13	1,50	0,55
Questão 5	1,13	0,89	1,48	0,51

Tabela 5.6 - Descritiva para Corte por Questão (Médias)

Corte	С	PAN	S	SS
Questão 1	1,51	0,78	1,48	0,75
Questão 2	1,49	0,81	1,36	0,75
Questão 3	1,49	0,79	1,35	0,83
Questão 4	1,46	0,78	1,40	0,74
Questão 5	1,01	1,43	1,04	0,53

Tabela 5.7 - P-valores do Fator Principal de Material na Questão 3

Material	M-A	М-В	M-C
M-B	<0,001		
M-C	0,357	0,027	
M-D	<0,001	1,000	0,035

Tabela 5.8 - P-valores do Fator Principal de Material na Questão 4

Material	M-A	М-В	M-C
M-B	0,939		
M-C	0,096	0,020	
M-D	<0,001	<0,001	<0,001

Tabela 5.9 - P-valores do Fator Principal de Corte na Questão 5

Corte	С	PAN	S
PAN	0,001		
S	0,995	0,002	
SS	<0,001	<0,001	<0,001

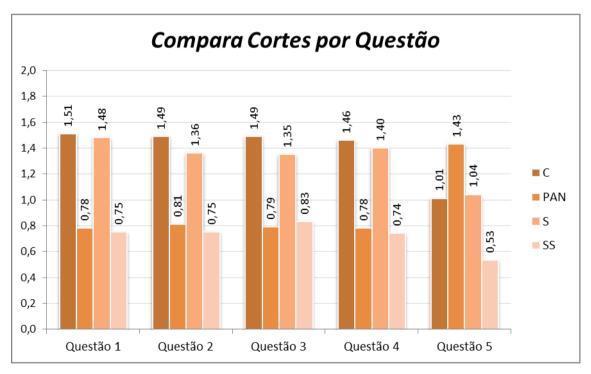


Gráfico 5.1 - Gráfico de colunas comparando Cortes por questão

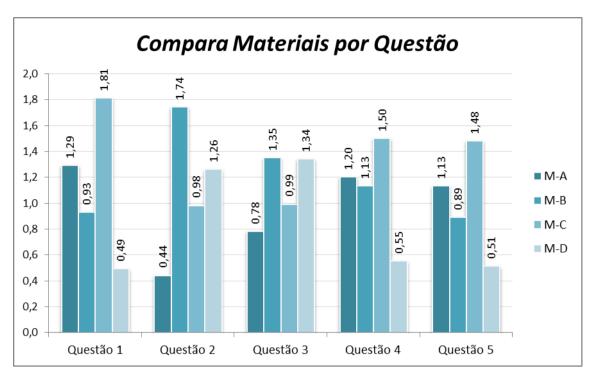


Gráfico 5.2 - Gráfico de colunas comparando Materiais de enxertia por questão

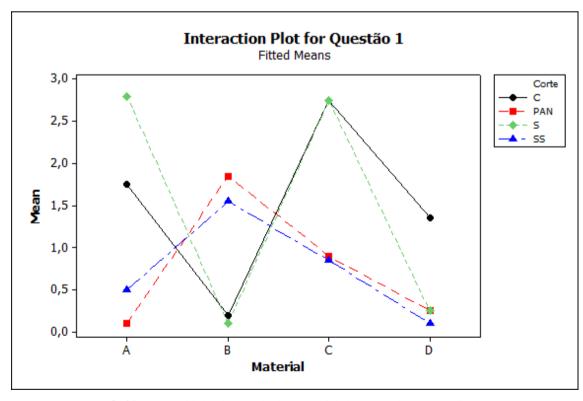


Gráfico 5.3 - Linha interagindo material de enxertia e questão 1

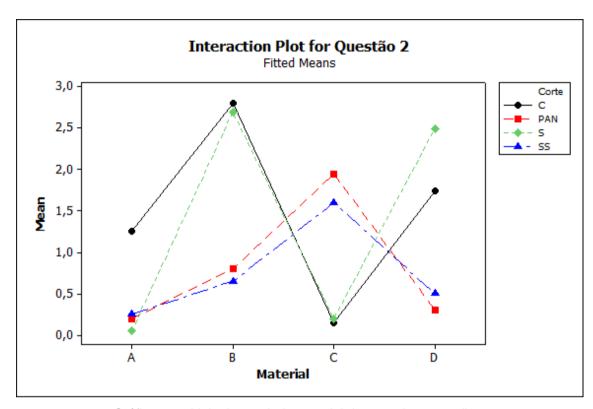


Gráfico 5.4 - Linha interagindo material de enxertia e questão 2

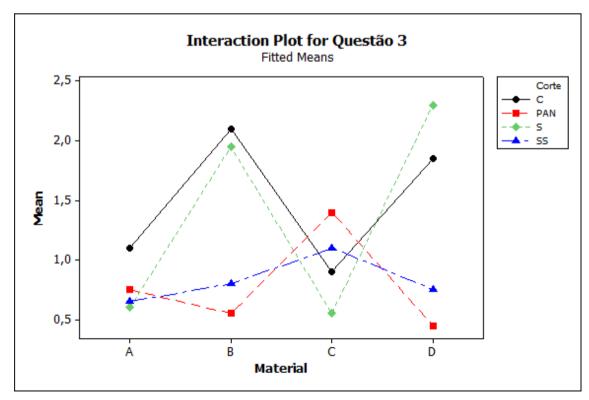


Gráfico 5.5 - Linha interagindo material de enxertia e questão 3

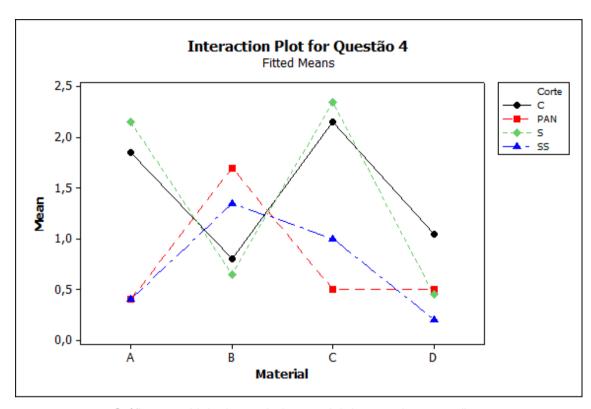


Gráfico 5.6 - Linha interagindo material de enxertia e questão 4

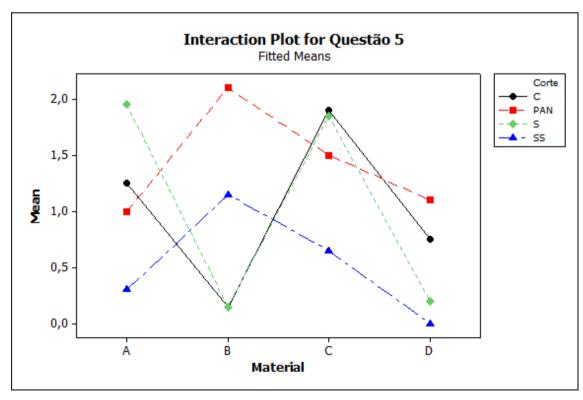


Gráfico 5.7 - Linha interagindo material de enxertia e questão 5

6 DISCUSSÃO

Em nossa revisão da literatura, percebemos que existem diferentes tipos e marcas de materiais de enxertia ou biomateriais sendo utilizados pela classe odontológica, na reparação e reconstrução de defeitos ósseos. Esses materiais de enxertia são empregados em quase todas as regiões, onde se faz necessário sua aplicação. Apesar de o enxerto autógeno ainda ser o "padrão ouro", restrições como o pós-cirúrgico são levados em conta, e por isso cada vez mais esses materiais de enxertia são utilizados para reabilitar essas perdas ósseas. A tomografia computadorizada se torna assim a eleita entre os exames imagenológicos para avaliar esses defeitos ósseos, em especial a Cone Beam, que apresenta vantagens quando da avaliação do complexo maxilomandibular em relação ás tomografias computadorizadas fan beam (médicas).

As tomografias computadorizadas quantitativas (QCT) avaliam a densidade óssea e o grau de mineralização do osso trabecular, tanto sua parte compacta (cortical), quanto sua parte esponjosa (medular), conforme as citações de Feifel et al. (1993), Feifel et al. (1994), Lindh et al. (1996), Nortom e Gamble (2001) e Santiago e Vitral (2006), sendo que Lindh et al. (1996) e Nortom e Gamble (2001) ainda complementam que a tomografia computadorizada é um exame préoperatório. Porém Nortom e Gamble (2001) acrescentam que é um exame que possui alta dose de radiação quando comparado com as radiografias convencionais. E Lindh et al. (1996) afirmaram a importância deste para determinar a quantidade de osso das regiões posteriores da mandíbula, pois nessas regiões ocorrem grande perda dentária, além da idade cronológica também contribuir para esse dano ao tecido ósseo.

Os defeitos ósseos ocorrem por consequência de traumas ou infecções, e que a utilização de enxertos ósseos autógenos é de grande valia, pois os enxertos sem vascularização poderiam sofrer metaplasia ou reabsorção confirmado por Feifel et al. (1994), sendo que Carvalho et al. (2003) ainda acrescentaram que os enxertos autógenos apresentaram melhores resultados, pois possuiam características idênticas ao osso perdido e Del Valle et al. (2006) e Menuci Neto et al. (2009) ainda complementaram que os enxertos ósseos autógenos apresentaram maior biocompatibilidade. Carvalho et al. (2003) e Del Valle et al. (2006) afirmaram que

enxertos autógenos poderiam ser provenientes da sínfise mentual da mandíbula, ramos da mandíbula, região retromolar, túber da maxila, tóro intraoral, díploe, crista do osso ilíaco e tíbia. Porém Del Valle et al. (2006) ressaltaram que essas cirurgias para retirada de osso autógeno poderiam vir acompanhadas de morbidade do sítio doador, hematomas, infecções, edemas, lesões vásculo-nervosas.

Rocha et al. (2006), pelos resultados obtidos em seus estudos, demonstraram que os homoenxertos (enxertos homógenos) ou aloenxertos, promoveram aumento ósseo em todos os casos e os procedimentos cirúrgicos foram mais rápidos e menos traumáticos para os pacientes, como normalmente ocorriam nos casos de enxertos óssoes autógenos. Sverzut et al. (2009) acrescentaram que o enxerto autógeno resultou no previsível para atrofia óssea, devido ao uso de próteses totais por longo tempo.

Já para Blay et al. (2003), Santos et al. (2005) e Guilherme et al. (2009), os enxertos ósseos eram utilizados para recuperar dimensões ósseas, promovidos por traumas, processos patológicos, cirurgias, exodontias dentais ou reabsorções fisiológicas. Toledo Filho et al. (2001) ainda complementaram que a perda óssea no rebordo alveolar ocorria por traumatismos dentoalveolares, exodontias dentárias, ausência dentária congênita e lesões presentes no complexo maxilo-mandibular e que a recuperação desses pacientes tanto esteticamente como funcionalmente era um grande problema, impossibilitando a colocação de implantes. No entanto Trevisan Junior et al. (2005) e Viegas et al. (2006), relataram que os enxertos ósseos eram utilizados para repor, reparar ou aumentar qualquer tecido, órgão ou função do corpo em qualquer período.

Viegas et al. (2006) ainda acrescentaram que os enxertos ósseos promoviam reabilitações protéticas fixas em pacientes, com grandes perdas ósseas, na maxila. Padovan et al. (2007) citaram um caso clínico pós-cirúrgico de enxerto ósseo autógeno, em região de fissuras alveolares congênitas, que foi submetido à carga imediata de implantes unitários.

O sucesso de um enxerto ósseo depende de três processos: osteogênese, osteoindução e osteocondução verificado pelo autor Boyne (1997). Já Sendyk e Sendyk (2008) descrevem que o material de enxertia para ter sucesso depende da indução de osteogênese, pois os biomateriais possuem diferentes graus de indução.

A tomografia computadorizada cone Beam de primeira geração utiliza-se de um sistema intensificador de imagens de 8 bits, já os aparelhos mais modernos utilizam o sensor *flat panel*, e esses sensores atualmente possuem de 12 a 16 bits, e ainda apresentam vantagens como menor ruído, imagens sem distorção, não apresentam mais sensibilidades a campos magnéticos e não necessitam mais de calibrações assíduas conforme Mozzo et al. (1998), Hashimoto et al. (2003), Bueno et al. (2007), Farman (2009) e Correia e Salgado (2012) ainda afirmaram que a dose de radiação era menor porém Hashimoto et al. (2003) ainda acrescentaram que a imagem exibia uma melhor qualidade, quando comparadas com a tomografia computadorizada médica e ainda ressaltam que as imagens como esmalte, dentina, cavidade pulpar e cortical alveolar eram melhores observadas na tomografia computadorizada Cone Beam.

Bueno et al. (2007) afirmaram que os tomógrafos eram classificados segundo seu campo de imagem (FOV – Field of View). Para Scarfe et al. (2006) e Tolentino et al. (2009), as imagens eram mais nítidas e com alto contraste, ou seja, imagens com alta resolução. Já Ludlow et al. (2006) disseram que a dose de radiação absorvida pelo paciente durantes as tomografias computadorizadas por feixe cônico diferiam quanto aos diferentes aparelhos estudados pelos autores. Enquanto que Bissoli et al. (2007) afirmaram que a tomografia computadorizada Cone Beam, quanto a reconstrução das imagens, era muito precisa. Guttemberg (2008) e Caputo et al. (2009) disseram que a CBTC criava imagens dimensionalmente fiéis e com detalhes anatômicos eram precisos que são utilizados na construção de prototipagens. Costa et al. (2010) incluíam nas vantagens da tomografia computadorizada Cone Beam, o estudo simultâneo de múltiplos locais de implantes.

Couceiro e Vilella (2010) relataram que as imagens 3D obtidas pela tomografia computadorizada Cone Beam, apresentaram menor dispersão, sendo então mais confiáveis para identificar os pontos cefalométricos, do que nas radiografias convencionais.

Rodrigues et al. (2010) descreveram que a tomografia computadorizada Cone Beam tinha como vantagens de aquisição da imagem:

- Reconstrução direta,
- Sofisticação tecnológica,
- Mesmas condições de tempo de escaneamento.

Por meio de softwares específicos (ICAT Vision, Implant Viewer, Dental Slice),

as imagens adquiridas pela tomografia computadorizada Cone Beam, podiam ser observadas nas normas axiais, coronais, sagitais, oblíquas e reconstrução em 3D de acordo com Rocha (2011) e Tosta et al. (2011).

A tomografia computadorizada é um aparelho que emite um feixe de raios X, em forma de leque, gira em torno da cabeça do paciente e possuem vários detectores, que captam esses raios X, e transformam essa radiação em sinal elétrico e então se formam as imagens. As imagens formadas podiam ser classificadas segundo uma escala - unidades de Hounsfield, observadas apenas pela intensidade do brilho dessas imagens, de acordo com as afirmações de Amaro Júnior e Yamashita (2001). Porém Buscatti et al. (2003) se preocuparam em enfatizar que a densidade óssea era maior na cortical óssea do que na porção medular, devido ao seu maior grau de mineralização (analisando a escala de Hounsfield – valores tomodensitométricos de Hounsfield). Os autores ainda compararam as densidades das regiões anteriores e posteriores maxilomandibulares, independente de ser ou não na porção cortical ou medular, e os maiores valores foram apresentados na região anterior.

Rodrigues e Vitral (2007) relataram que a tomografia computadorizada auxiliava o Cirurgião Dentista em seu plano de tratamento, devido à reconstrução tridimensional que a mesma possuía, podendo identificar processos patológicos, diferenciando seu conteúdo.

Toledo Filho et al. (2001), realizaram enxertos ósseos com biomateriais, e estes se apresentaram completamente biocompatíveis, porém a membrana de osso liofilizado não apresentou rigidez, o que favoreceu o esgotamento da mesma. Em relação às várias técnicas de enxertia óssea, essas são realizadas com enxertos autógenos, xenógenos e aloenxertos conforme Carvalho et al. (2003). No entanto Del Valle et al. (2006), classificaram os enxertos ósseos como autógeno, isógenos, homógenos e heterógenos. E também citaram como alternativa a utilização de enxertos ósseos homógenos, porém lembraram que esse tipo de biomaterial poderia ocasionar riscos como transmissão de doenças, reações imunológicas e infecções. Mas afirmaram que os principais Hospitais criaram os Bancos de Tecidos Músculos-esqueléticos, que por meio de técnicas, para o preparo desses enxertos ósseos, excluíam doenças como hepatite, AIDS, sífilis, tuberculose, micoses ósseas, doenças metastáticas, envenenamento, grande queimaduras, respiração assistidas por longo tempo, usuários de drogas entre outras. E citaram que a utilização do

bloco de osso homógeno, possuía uma diferença em sua textura, ao toque e ao corte, e esse sofria uma reabsorção maior.

Fortes et al. (2007), também ressaltaram que a utilização de ossos do Banco na Odontologia, era satisfatória, sem rejeição, nem reações ocorrendo uma boa cicatrização e recuperação dos pacientes. Enquanto que Macedo et al. (2007) citaram que a utilização de osso humano fresco congelado era uma boa alternativa para reconstruir rebordos atróficos.

Os xenoenxertos tem predominantemente origem bovina, podendo também ser derivadas de suínos. Lembrando que existia uma preocupação com a encefalopatia espongiforme bovina (BSE) que foi descartada, pois os animais utilizados estão livres de BSE e o processamento deveria ser adequado, segundo Dalapicula e Conz (2008).

Peetz (1997), afirmou que o xenoenxerto Bio-Oss promovia excelente reparação do tecido ósseo. No entanto Gonçalves et al. (2009) avaliaram o material de enxertia xenogênico ("GEN MIX"), afirmando ser esse também biocompatível e que permitia agregar novo tecido ósseo, podendo ser utilizado na regeneração de alvéolos, pós exodontia de um elemento dental, ou ainda para cirurgias de levantamento de seio.

Os autores Cavalcanti e Antunes (2002) preconizaram que a reconstrução de imagens em 3D de volume em tomografia computadorizada espiral, mostrava-se mais sensível para auxiliar na interpretação de lesões intraósseas, diferenciando-as das estruturas anatômicas. Também constatado por Saddy et al. (2005) que ainda acrescentaram que as soluções de continuidade das corticais só poderiam ser observadas, com o auxílio da tomografia computadorizada, por meio de programas de reconstruções odontológicas e tridimensionais.

Ao avaliar a tomografia computadorizada e reconstrução 3D, Rocha et al. (2003) obtiveram por meio de técnica de volume e computação gráfica, medidas craniofaciais precisas e ainda avaliaram o padrão quantitativo ósseo e de tecido mole, sendo as imagens de alta qualidade e alta resolução. Em adição pelos estudos de Gaia et al. (2005) avaliando-se alunos de Graduação, aptos ou não a observar imagens de tomografia computadorizada com reconstrução em 3D e 2D, observou-se que as imagens em 3D para interpretação entre os alunos foi mais exata, apesar de o tempo de experiência para examinar essas imagens também era muito importante. Giraldo et al. (2008) ainda complementaram que a tomografia

computadorizada tem passado por grandes avanços tecnológicos, que foram marcados por melhoras consideradas essenciais aos pacientes, principalmente em relação a diminuição da dose de radiação ionizante. Já para Magalhães et al. (2008), a tomografia computadorizada era o avanço no diagnóstico médico, porém ainda lembravam que as doses de radiação eram elevadas.

Com relação à proteína morfogenética óssea (BMP), Santos et al. (2005) afirmaram que essas induziam a neoformação óssea e reparavam o tecido ósseo juntamente com um carreador apropriado, e seria de suma importância, que essas fossem absorvidas ao finalizar o processo, sendo também seguro, biodegradável, biocompatível e compatível a tamanhos e formas adequadas aos enxertos ósseos.

Pagliosa e Alves (2007) citaram que o plasma rico em plaquetas (RPP) e as células mesenquimais indiferenciadas (CMIs), células tronco, possuíam alto potencial de osteoindução e que as células mesenquimais poderiam ter seu uso limitado a reparar defeitos ósseos, que tiveram uma considerável perda de matriz óssea. De Bortoli et al. (2011) acrescentaram que os enxertos ósseos alógenos e mais recentemente o plasma rico em plaquetas, atresias ósseas extensas, ou cirurgias para elevação da membrana do seio maxilar podiam ser realizadas sem a necessidade de utilização de osso autógeno.

Segundo Cortes (2010) citou biomateriais particulados ("Straumann® BoneCeramic") que podiam ser utilizados nos procedimentos, onde a tábua óssea vestibular estava frágil devido a uma expansão. Já Cruz et al. (2006), afirmaram que os vidros bioativos se apresentaram como materiais promissores, pois demonstraram biocompatibilidade, propriedades osteocondutivas e boa união ao osso natural.

Jensen et al. (2010) afirmaram que os materiais de enxertia possuíam como finalidade a regeneração óssea guiada (ROG).

De acordo com a tabela 5.1 nota-se que em todas as questões existe significância e/ou efeito estatístico da quantidade de avaliadores que conseguiram observar o material de enxertia, tanto nos fatores principais quanto na interação entre eles.

A tabela 5.2 representa todos os p-valores das comparações duas a duas entre todos os cortes. Verificamos que somente não existe diferença entre o corte S (corte sagital) comparado com o corte C (corte coronal), p-valor = 0,995 e também entre os corte SS (corte parassagital) e o corte PAN (corte panorâmico), p-valor =

0,998. Assim verificando as descritivas da tabela 5.6 observamos que os cortes com maior média, ou seja, que tiveram maior observação foi o C (corte coronal) com média de 1,51 e S (corte sagital) com média 1,48. Porém ambos diferem dos cortes com menor média de visualização, que foi o corte SS (corte parassagital) com média 0,75 e o corte PAN (corte panorâmico) com média 0,78.

Ao avaliar o fator Material concluímos que existe igualdade entre M-A (material A) e M-B (material B), p-valor = 0,079 de acordo com a tabela 5.3. Sendo que o material com maior média de observação foi M-C (material C) com média 1,81, portanto diferente de todos os demais materiais, segundo os p-valores da tabela 5.5. Esse material que foi mais fácil de ser observado pelos avaliadores foi o GenPhos HA TCP®, G 50, 0.5cc (dose de 0,5cc e granulometria de 0,50mm), sendo um enxerto ósseo cerâmico bifásico, ou seja, é uma cerâmica de fosfato de cálcio composta por hidroxiapatita e βtrifosfato de cálcio. Quanto ao material mais difícil de ser observado foi o M-B (material B) com média 1,74 nos cortes C (corte coronal) e no corte S (corte Sagital) conforme tabela 5.6. O material supracitado foi o OrthoGen®, G 75, 0.5cc (dose de 0,5cc e granulometria de 0,75mm), o qual é um enxerto ósseo integral sendo obtido a partir da aplicação de um processo físicoquímico padronizado a osso bovino medular. Esse processo preserva a estrutura porosa e a composição natural (mineral e orgânica) do tecido ósseo, enquanto permite a obtenção de um produto final química e estruturalmente similar ao osso humano.

O objetivo de procurarmos saber quanto à homogeneidade dos quatro materiais de enxertia apresentados, está embasado que os materiais M-B (material B) e M-D (material D) de acordo com as médias obtidas na tabela 5.5, que foram 1,35 e 1,34 respectivamente, e pelo p-valor = 1,000 (tabela 5.7), não apresentando diferenças significativas entre eles, podem ser considerados os materiais menos homogêneos nas imagens avaliadas. Portanto os dois materiais obtiveram imagens menos homogêneos quando se refere à densidade; observados no corte C (corte coronal) com média 1,49 e no corte S (corte sagital) com média 1,35 (tabela 5.6). Os materiais em questão são: M-B (material B) OrthoGen®, G 75, 0.5cc (dose de 0,5cc e granulometria de 0,75) e o M-D (material D) GenOx Inorg Esponjoso®, G 50, 0.5cc (dose de 0,5cc e granulometria de 0,50mm), sendo este ultimo um enxerto ósseo inorgânico composto por osso bovino desproteinizado liofilizado, possuindo micro estrutura cristalina e arquitetura porosa semelhante ao osso humano. No entanto

com relação aos materiais que apresentaram as imagens mais homogêneas foi o material M-C (material C) com média 1,50 (tabela 5.5), mas que segundo os p-valores da tabela 5.8, não é considerado estatisticamente diferente da média do material M-A (material A) de média 1,20 (tabela 5.5) e p-valor = 0,096. Igualmente aos demais materiais foram melhor observados nos corte C (corte coronal) e S (corte sagital), com médias 1,40 e 1,46 respectivamente, também não existindo estatística que difere uma da outra (Gráfico 5.1). O M-A (material A) Biogran® 300-350µm (50-45 mesh) é um enxerto ósseo sintético reabsorvível, composto de vidro bioativo (SI, Ca, Na, P) com pouca variação de tamanho, com grânulos de diâmetro de 300 a 350µm e malha de 50 a 45.

Para compreendermos as informações supracitadas, baseamos no trabalho de Trevisan Junior et al. (2005), no qual estudaram as características físicas dos biomateriais.

Segundo Dalapicula et al. (2006), Dalapicula e Conz (2008), Conz et al. (2010),os biomateriais apresentavam funções como biocompatibilidade e biofuncionalidade e ainda afirmaram que os biomateriais cerâmicos a base de fosfato de cálcio em especial as biocerâmicas possuíam semelhança estrutural, química e física com a matriz mineral óssea e não produziam quaisquer reações imunológicas ou tóxicas e podiam ser empregado na forma densa ou porosa, o que vem ser endossado pelos nossos resultados em que o M-C (material C) foi o de maior média de observação.

Pela tabela 5.6 o corte PAN (corte panorâmico) com média 1,43, foi à imagem que permitiu uma melhor observação dos materiais de enxertia. Verificando a tabela 5.9 de p-valores não houve diferença entre o corte S (corte sagital) comparado com o C (corte coronal) p-valor = 0,0995. Sendo o M-C (material C) o mais observado nesse corte PAN (Corte panorâmico).

Pelo Gráfico 5.2, pudemos observar por meio de gráficos de colunas que o material M-C (material C) é o material mais fácil de ser observado.

Cabe ressaltar que cada material distinguiu-se em relação à sua observação em determinado corte (Gráficos 5.3 e 5.4). Sendo que:

- M-A (material A) foi mais bem observado no corte S (corte sagital) e mais difícil de ser observado no corte C (corte coronal),
- M-B (material B) foi mais bem observado no corte PAN (corte panorâmico) e mais difícil de ser observado no corte C (corte coronal) ou S (corte sagital), sendo estes dois iguais entre si,
- M-C (material C) foi mais bem observado no corte C (corte coronal) e S (corte sagital), sem diferenças entre si e mais difícil de ser observado no corte PAN (corte panorâmico),
- M-D (material D) foi mais bem observado no corte C (corte coronal) e mais difícil de ser observado no corte S (corte sagital).

Dentre as imagens mais homogêneas ou menos homogêneas (Gráficos 5.5 e 5.6):

- M-A (material A) teve uma imagem mais homogênea no corte S (corte sagital) e menos no corte C (corte coronal),
- M-B (material B) teve uma imagem mais homogênea no corte PAN (corte panorâmico) e menos no corte C (corte coronal),
- M-C (material C) teve uma imagem mais homogênea no corte S (corte sagital) e menos no corte PAN (corte panorâmico),
- M-D (material D) teve uma imagem mais homogênea no corte C (corte coronal) e menos no corte S (corte sagital).

No Gráfico 5.9 presenciamos as imagens que permitiram uma melhor observação para cada material de enxertia:

- M-A (material A) foi no corte S (corte sagital),
- M-B (material B) foi no corte PAN (corte panorâmico),
- M-C (material C) foi no corte C (corte coronal) e S (corte sagital), sem diferenças entre si,
- M-D (material D) foi no corte PAN (corte panorâmico).

Quanto á referência anatômica – lâmina dura, para identificar o alvéolo ou material de enxertia, bem como a granulação do material de enxertia; os avaliadores foram unânimes em afirmar a total influência dessas duas características, sendo então consideradas significantes.

7 CONCLUSÕES

Por análise e discussão dos resultados obtidos, permitiram-nos concluir que:

- 1- O material M-C foi o material mais observado para os cortes C (cortes coronais) e corte S (cortes sagitais).
- 2- A granulação do material influenciou tanto na observação do material quanto na sua homogeneidade, pois o material com maior granulação foi o mais difícil de ser observado e que não é homogêneo, ou seja, o material M-B; entretanto o material M-D também pode ser considerado como apresentando também imagens menos homogêneas.
- 3- Os cortes C (cortes coronais) e os cortes S (cortes sagitais) foram ás imagens que permitiram averiguar quais os biomateriais radiograficamente eram mais fáceis de ser observados, ressaltando que o corte PAN (corte panorâmico) foi considerado no contexto geral aquele que possibilitou uma melhor observação do material de enxertia.
- 4- É de suma importância a realização de tomografia computadorizada volumétrica (Cone Beam) para avaliar a inserção de materiais de enxertia nos tecidos ósseos.

REFERÊNCIAS1

Amaro Júnior E, Yamashita H. Aspectos básicos de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Rev. Bras. Psiquiatr. 2001 [serial on the Internet]. [cited 2013 Jan. 13]. Available from:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-44462001000500002&Ing=en. http://dx.doi.org/10.1590/S1516-44462001000500002.

Bissoli CF, Ágreda CG, Takeshita WM, Castilho JCM, Medici Filho E, Moraes MEL. Importancia y aplicaciones del sistema de Tomografia Computarizada Cone-Beam (CBCT). Acta odontol. venez [revista en la Internet]. 2007 Dic [citado 2013 Ene. 13] ; 45(4): 5892. Disponible en:

http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652007000400016&Ing=es.

Blay A, Tunchel S, Sendyk WR. Viabilidade dos enxertos autógenos obtidos com a utilização de coletores para osso: estudo histológico e microbiológico. Pesqui Odontol Bras. 2003 July/Set.; 17(3):234-40.

Boyne PJ. Bone graft: materials. In: Osseous reconstruction of the maxila and the mandible. Chicago: Quintessence 1997. p.3-11.

Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Brugnera Junior A, Azevedo JR. Tomografia computadorizada Cone Beam: revolução na Odontologia. Rev. Assoc Paul Cir. Dent. 2007 set./out.; 61(5):354-63.

Buscatti MY, Pannuti CM, Varoli FP, Costa C. Contribuição para o estudo das densidades ósseas maxilomandibulares por meio da escala tomodensitométrica de Hounsfield. Rev Inst Cienc Saúde. 2003 out./set.; 21(4):393-9.

Caputo BV, Felicori SM, Giovani EM, Costa C. Validação da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) como recurso pré e pós-operatório na delimitação de lesões tumorais. Rev Inst Ciênc Saúde. 2009 jul./set.; 27(3):295-9.

Carvalho CB, Silva CM, Batista FC, Schneider LE, Krause RGS, Smidt R. Enxerto ósseo autógeno do mento como recurso em implantes osseointegrados: relato de caso clinico. Stomatos. 2003 jul. /dez.; 9(17):43-8.

.

¹ De acordo com o Estilo Vancouver.

Castro-Silva I L, Zambuzzi W F, Granjeiro J M. Panorama atual do uso de xenoenxertos na prática odontológica. Innov Implant J Biomater Esthet. 2009 set. /dez.; 4(3): 70-5.

Cavalcanti MGP Antunes JLF. 3D-CT imaging processing for qualitative and quantitative analysis of maxillofacial cysts and tumors. Pesqui Odontol Bras. 2002 July/Sept.;16(3):189-94.

Conz MB, Campos CN, Serrão SD, Soares GA, Vidigal Jr GM. Caracterização físicoquímica de 12 biomateriais utilizados como enxertos ósseos na Implantodontia. Rev ImplantNews. 2010 nov./dez.;7(4):541-6.

Correia F, Salgado A. Tomografia computorizada de feixe cónico e a sua aplicação em Medicina Dentária. Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac. 2012. doi:10.1016/j.rpemd.2011.11.010

Cortes ARG. Expansão da largura óssea do rebordo associada ao uso de Straumann® BoneCeramic. Rev O sorriso. 2010 jul /ago./set.; 7(29):10-1.

Costa C, Felicori SM, Cyrne MAM, Caputo BV, Paiva T.B. Estudo tomodensitométricos de áreas desdentadas da mandíbula por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico. J Health Sci Inst. 2010 out./dez.; 28(4): 311-4.

Couceiro CP, Vilella OV. Imagens em 2D e 3D geradas pela TC Cone Beam e radiografias convencionais: qual a mais confiável? Dental Press J Orthod. 2010 Sept./Oct.; 15(5):40-1.

Cruz ACC, Silva JCZ, Pilatti GL, Santos FA. Utilização de vidros como substitutos ósseos: revisão de literatura. Rev Odontol da Univ Cidade São Paulo. 2006 set./dez.; 18(3):287-95.

Dalapicula SS, Conz MB. Caracterização físico-química de biomateriais para enxerto ósseo de origem alógena e xenógena. Rev ImplantNews. 2008 mar./abr.; 5(2):205-13.

Dalapicula SS, Vidigal Junior GM, Conz MB, Cardoso ES. Características físicoquímicas dos biomateriais em enxertias ósseas. Uma revisão crítica. Rev ImplantNews. 2006 set./out.; 3(5):487-91. De Bortoli Junior N Chagas S, Oliveira S, Lacerda A. Seios maxilares – elevação de membrana e enxerto com PRP. Revista ffo. 2011 jul. /dez.; ano 5(10):10-1.

Del Valle RA Carvalho ML, Gonzalez MR. Estudo do comportamento de enxerto ósseo com material doador obtido dos bancos de tecidos músculos-esqueléticos. Rev Odontol Univer São Paulo. 2006 maio/ago.; 18(2):189-94.

Farman A G. Guest Editorial - Self-referral: an ethical concern with respect to multidimensional imaging in dentistry?. J. Appl. Oral Sci. 2009 Out.; 17(5): . Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572009000500001&lng=pt. http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572009000500001.

Feifel H, Weiske R, Riediger D. Quantitative computed tomography – a new method in the assessment of autologous augmentation of the mandible. J Craniomaxillofac Surg. 1993 Dec.; 21(8):356-59.

Feifel H, Weiske R, Riediger R. Measurement of mandibular bone density after iliac crest grafting. Int J Oral Maxillofac Surg. 1994 Apr; 23(2):104-9.

Fortes RP, Kobayashi WC, Kawakami PY. Osso humano fresco, congelado, do banco de ossos; uma alternativa para as reconstruções ósseas. Sorriso 2007 jul./ago./set.; 4(17):4-5.

Gaia BF, Perella A, Cara ACB, Antunes JLF, Cavalcanti MGP. CT interpretation of craniofacial anomalies: a comparative analysis by undergraduate dental students. Braz Oral Res. 2005 jan./mar.;19(1):58-62.

Giraldo JCR, Clavijo CA, McCollough CH. Tomografía computadorizada por rayos X: fundamentos y actualidad. Rev Ingeniería Biomédica. 2008 Jul./Dic.; 2(4):13-31.

Gonçalves F, Hohn A, Granjeiro JM, Silva ILC, Taga R, Cestari TM, Zanetti RV, Zanetti AL. Regeneração óssea em odontologia com a utilização do substituto ósseo composto xenogênico Gen Mix. Rev Implant News. 2009 jul./ago.; 6(4):373-9.

Guilherme AS, Zavanelli RA, Fernandes JMA, Castro AT, Barros CA, Souza JEA, Cozac CD, Santos VA. Implantes osseointegráveis em áreas com levantamento do seio maxilar e enxertos ósseos. ósseos. RGO. 2009 abr./jun.; 57(2):157-63. Guttemberg S.A. Oral and maxillofacial pathology in three dimensions. Dent Clin North Am. 2008 Oct.; 52(4):843-73.

Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited Cone Beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003 Mar.; 95(3):371-7.

Jensen SS, Bosshardt DD, Buser D. Enxertos ósseos e materiais substitutos ósseos In: Buser D, editor 20 anos de regeneração óssea guiada na implantodontia. São Paulo: Quintessence editora Ltda; 2010. p.71-96.

Lima RSR, Seabra FRG. O enxerto do osso em neoformação na era da odontologia baseada em evidências. Odontol Clin.-Cient. 2010 jul./set.; 9(3):201-4.

Lindh C, Nilsson M, Klinger B, Petersson A. Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. Dentomaxillofac Radiol. 1996 jan.; 25(3):146-50.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, Newtom 3G and I-Cat. Dentomaxillofac Radiol. 2006 Jul.; 35(4):219-26.

Macedo LGS, Monteiro ASF, Macedo NL, Cosmo LAM. Osso humano fresco congelado em reconstruções ósseas: estudo retrospectivo e relato de casos. Implant News. 2007 jan./fev.; 4(1):50-6.

Magalhaes CMS, Silva JO, Souza DN, Antônio Filho J, Santos LAP. Novo método de avalição do perfil de dose em CT. Scientia Plena. 2008 nov.; 4(11):1-6.

Menuci Neto A, Matsumoto MA, Duarte MAH, Padovan LEM. Os bifosfonatos podem otimizar os enxertos ósseos autógenos? Revisão da literatura. Estudo experimental *in vivo* e recomendações clínicas. Implant News 2009 jul./ago.; 6(4):355-62.

Mozzo P, Procacci C, Taccoci A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric ct macine for dental imaging based on the cone-beam technique: peliminary results. Eur radiol. 1998 Sep.; 8(9):1558-64.

Norton MR, Gamble C. Bone Classification: na objective scale of boné density using the computerized tomography scan. Clin Oral Implants Res. 2001 Feb.; 12(1):79-84.

Padovan LEM, Figueiredo CM, Dias RP, Lopes JFS, Alonso FR, Teixeira W. Prótese imediata em implantes unitário após enxerto ósseo em paciente fissurado: acompanhamento de um ano. Rev Implant News. 2007 jan./feb.; 4(1):31-6.

Pagliosa GM, Alves GES. Considerações sobre a obtenção e o uso do plasma rico em plaquetas e das células mesenquimais indiferenciadas em enxertos ósseos. Ciênc Rural. 2007 jul./ago.; 37(4):1202-5.

Peetz M. Characterization of xenogeneic bone material. In: Boyne PJ, editor. Osseus reconstruction of the maxilla and the mandible: surgical techniques using titanium mesh and bone mineral. Chicago Quintessence; 1997. p.87-100.

Rocha LRS, Rocha FA, Moraes JR. Homoenxerto ósseo congelado: relatos de casos clínicos. Implant News. 2006 nov./dez.; 3(6):579-84.

Rocha MAS. Tomografia Cone Beam ou feixe cônico, conhecendo essa nova modalidade de exame por imagem. O sorriso 2011 abr./mai./jun.; 9(32):12-3.

Rocha SS, Ramos DLP, Cavalcanti MGP. Applicability of 3D-CT facial reconstruction for forensic individual identification. Pesqui Odontol Bras. 2003 jan./mar.; 17(1):24-8.

Rodrigues AF, Vitral RWF. Aplicações da Tomografia Computadorizada na Odontologia. Pesq Bras Odontoped Clin Integr. 2007 set./dez.; 7(3):317-24.

Rodrigues MGS, Alarcón OMV, Carraro E, Rocha JF, Capelozza ALA. Tomografia computadorizada por feixe cônico: formação da imagem, indicações e critérios para prescrição. Odontol. Clin.-Cient. 2010 abr./jun.; 9(2):115-8.

Saddy MS, Chilvaquer I, Dib LL, Sandoval RL. Aspectos clínicos, radiográficos e terapêuticos do ameloblastoma. PRG Rev Pós Grad. 2005 out./dez.;12(4):460-5.

Santiago RC, Vitral RWF. Métodos de avaliação da densidade mineral óssea e seu emprego na odontologia. Pesq Bras Odontoped Clin Integr. 2006 set./dez.; 6(3):289-94.

Santos AA, Miranda CDO, Alves MTS, Faloppa F. O papel da proteína morfogenética óssea na reparação do tecido ósseo. Acta ortop. bras. [serial on the Internet]. 2005 [cited 2013 jan. 13]; 13(4): 194-195. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-78522005000400009&lng=en. http://dx.doi.org/10.1590/S1413-78522005000400009.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of Cone-Beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc. 2006 feb.; 72(1):75-80.

Sendyk WR, Sendyk KC. Sinus Lift: aplicação clínica dos enxertos autógenos e substitutos ósseos. In: Carvalho PSP, coordenador. A excelência do planejamento em implantodontia. São Paulo: Livraria Santos Editora Ltda; 2008. p.241-8.

Sverzut CE, Trivellato AE, Sverzut AT, Luna AHB, Santos TI, Pontes CB. Rehabilitation of severely resorbed edentulous mandible using the modified visor osteotomy technique. Braz Dent J [periódico na Internet]. 2009 [citado 2013 jan. 13] ; 20(5): 419-23. Disponível em:

http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402009000500011&Ing=pt. http://dx.doi.org/10.1590/S0103-64402009000500011.

Toledo Filho JL, Marzola C, Rodriguez Sanchez MP. Os enxertos ósseos e de biomateriais e os implantes osseointegrados. BCI - Rev Bras de Cirur e Implant. 2001 abr./jun.; 8(30):126-43.

Tolentino ES, Araujo AC, Damante JH. Contribuição da tomografia computadorizada por feixe cônico (*cone beam*) no diagnóstico e plano de tratamento do odontoma complexo. Rev Bras Odontol. 2009 jul./dez.; 66(2):187-91.

Tosta M, Kawagoe ST, Imura N.; Souza Filho FJ. Tomografia computadorizada cone beam otimizando o diagnóstico em região de molares superiores. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2011 maio/jun.; 65(3):182-5.

Trevisan Junior W, Rodrigues MR, Scremin EI. Utilização de biomateriais previamente à colocação de implantes. In: Paiva JS, Almeida RV. Implantodontia a atuação clínica baseada em evidências científicas. Vol. 2. São Paulo: Editora Artes Médicas Ltda; 2005. p 11-30. vol 2.

Utumi ER, Perrella A, Albuquerque MAP, Adde CA, Rocha RG, Cavalcanti MGP. Evaluation of simulated bone lesion in the head of the mandible by using multislice computed tomography. J Appl Oral Sci. 2009 Out;17(5):521-6.

Viegas VN, Loro RCD, Gallina C. Reabilitação protética em maxila: enxerto ósseo e prótese fixa dentogengival. Rev Implant News. 2006 nov./dez.;3(6):587-91.

APÊNDICE A – Questionário

MANDÍBULA 14

	MA	MATERIAL A	۱ ۲		Σ	MATERIAL B	11.8		Ž	MATERIAL C	C		Ž	MATERIAL D	ALD	
QUESTÕES		14E				14E				14D				14D		
	PAN	၁	S	SS	PAN	C	S	SS	PAN	C	S	SS	PAN	၁	S	SS
1- Qual foi o tipo de material de enxertia que avaliando radiograficamente foi considerado mais fácil de ser observado?																
2- Qual foi o tipo de material de enxertia que avaliando radiograficamente foi considerado mais difícil de ser observado?																
3- Qual foi o tipo de material de enxertia que deu uma imagem menos homogênea, no que se refere à densidade?								8								
4- Qual foi o tipo de material de enxertia que deu uma imagem mais homogênea, no que se refere à densidade?													0.113			
5- Qual foi aimagem que permitiu uma melhor observação do material de enxertia?																
6- A granulação do material de enxertia influi na sua interpretação imagenológica?												,				
7- Você utilizou da referência anatômica - lâmina dura, para identificar o alvéolo ou o material de enxertia?	*															

ANEXO A – Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa com animais (CEUA/ICB)



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOMÉDICAS

Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira" Av. Prof. Lineu Prestes, 2415 – CEP. 05508-000 São Paulo, SP – Brasil Telefone :(55) (11) 3091-7733 - telefax : (55) (11) 3091-8405

e-mail: cep@icb.usp.br

Comissão de Ética no Uso de Animais

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo CEP-ICB Nº 023/2012 referente ao projeto intitulado: "Avaliação dos valores tomodensidométricos de Hounsfield dos diferentes enxertos, em cavidades entraósseas, em mandíbulas de porco, por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico" sob a responsabilidade de execução dos autores **Prof. Dr. Cláudio Fróes de Freitas** e a aluna **Ana Cláudia Azevedo,** foi analisado em reunião realizada pela CEUA/ICB em 10.04.12, na presente data e considerado isento de análise da CEUA por utilizar mandíbula de porco já disponíveis no Laboratório do Departamento de Estomatologia da Faculdade de Odontologia da USP.

São Paulo, 12 de abril de 2011.

Prof. Dr. WOTHAN TAVARES DE LIMA

Coordenador da CEUA-ICB/USP

ANEXO B - Mudança de título da Tese



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA
DISCIPLINA DE RADIOLOGIA

Of. Rad. nº 11/2013

São Paulo, 29 de abril de 2013.

Senhor Professor,

Venho por meio deste, informar a V.Sª, a mudança do título da Tese de Ana Claudia Azevedo, como segue abaixo:

TITULO **ANTIGO**: Avaliação dos valores tomodensidométricos de Hounsfield dos diferentes enxertos, em cavidades intraósseas, em mandíbulas de porco por meio da tomografia compuatadorizada de feixe cônico.

Obs.: com número protocolo: 023/012.

TITULO **ATUAL**: Avaliação qualitativa de biomateriais utilizados para enxertia em alvéolos dentais, em mandíbulas de suínos, por meio da tomografia compuatadorizada Cone Beam.

Atenciosamente,

Cláudio Fróes de Freitas Professor Associado Departamento de Estomatologia

Prof. Dr. WOTHAN TAVARES DE LIMA
Coordenador da CEUA-ICB/USP
Comissão de Ética no Uso de Animais
Universidade de São Paulo Instituto de Ciências Biomédicas