



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CARACTERIZAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS MAXILARES:
ESTUDO IMAGIOLÓGICO**

Trabalho submetido por
Filipe José Garcia Canadinas
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2013



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CARACTERIZAÇÃO DE DEFEITOS ÓSSEOS MAXILARES:
ESTUDO IMAGIOLÓGICO**

Trabalho submetido por
Filipe José Garcia Canadinhas
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor José Silva Marques

e coorientado por
Prof. Doutor Carlos Zagalo

Outubro de 2013

Agradecimentos

Ao Prof. Doutor José Silva Marques, que como Orientador foi inextinguível na disponibilidade bem como na capacidade científica. Pelo apoio e estímulos constantes, por todo o incentivo e palavras experientes com que sempre acolheu e mitigou todas as dúvidas e problemas que foram surgindo. Pelo grande exemplo académico, clínico e profissional, que admiro e me influenciam constantemente.

Ao Prof. Doutor Carlos Zagalo, meu coorientador, por ter sido marcante não só na realização deste projeto, bem como ao longo de todo o meu percurso académico.

Ao Dr. Fernando Torrinha, pela partilha do seu vasto conhecimento no âmbito da imagiologia e por toda a sua disponibilidade.

Ao Prof. Dr. Luís Proença, pela sua disponibilidade e clareza com que abordou todas as questões e dúvidas que foram surgindo no âmbito da estatística.

Ao Prof. Dr. Pedro Rodrigues, por todo apoio e incentivo académico e pessoal constantes e por toda a sua disponibilidade. Pela forte amizade, pela orientação e pelo exemplo académico.

À direção clínica da clínica dentária do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, pelo auxílio e pela disponibilidade de todos os recursos.

Resumo

Este estudo, de caráter retrospectivo, teve como objetivo avaliar, por meio da tomografia computadorizada (TC), a dimensão e volume dos defeitos ósseos maxilares, entre os dentes 15 e 25. Das TC disponíveis da consulta de implantologia da clínica dentária do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, foram selecionados 36 pacientes com idades compreendidas entre os 32 a 76 anos. Destes pacientes isolou-se uma amostra total de 46 defeitos ósseos maxilares unitários. Os exames foram analisados no programa OsiriX. As medições obtidas foram analisadas estatisticamente por meio do teste “t”. Os dados foram considerados no nível de significância de 5%. A correlação efectuada, entre as medições obtidas, mostra que a comparação direta entre hemi-arcadas é uma metodologia viável para a análise de defeitos maxilares. O estudo demonstrou uma perda óssea horizontal de 17-33% (0,0718-0,2112 cm³, com média ponderada para o sector anterior de 0,1184 cm³); 2,46-3,48 mm (com média ponderada para o sector anterior de 2,91 mm), substancialmente superior à perda óssea vertical de 6-15 % (0,0291-0,0852 cm³, com média ponderada para o sector anterior de 0,0519 cm³); 2,09-2,72 mm (com média ponderada para o sector anterior de 2,27 mm). A tábua óssea vestibular apresenta a maior reabsorção. Não existe dimorfismo sexual nos defeitos ósseos maxilares neste estudo. Há uma maior prevalência de reabsorção óssea horizontal nos dentes 11/21. Na região anterior da maxila, a crista óssea de menores dimensões pós-extração corresponde à posição dentária 12/22. O dente 11/21 apresenta a maior quantidade de suporte ósseo. A porção óssea vertical de maior dimensão corresponde aos dentes 15/25. Há uma maior perda de altura óssea nos dentes 13/23. Observa-se a maior profundidade de perda óssea vestibular nos dentes 11/21. Há uma maior perda de dimensão horizontal óssea nos dentes 11/21. Existência um padrão morfológico para os defeitos ósseos.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada; defeitos ósseos maxilares; alterações dimensionais; imagem tridimensional.

Abstract

This was a retrospective study, aimed to evaluate, by means of computed tomography (CT), the size and volume of maxillary bone defects between the teeth 15 and 25. From the available CT of the department of implantology of the dental clinic of the Institute of Health Sciences Egas Moniz, 36 patients were selected with ages between 32 and 76. From these patients was isolated a total sample of 46 maxillary bone defects. The scans were analyzed with OsiriX software. The measurements obtained were analysed statistically using the "t" test. The data was considered at a significance level of 5 %. The correlation made between the obtained measurements, shows that a direct comparison between hemi-arches is a viable method for the analysis of maxillary defects. The study showed an horizontal bone loss of 17-33 % (0,0718-0,2112 cm³, with a weighted average for the non-molar region of 0,1184 cm³); 2,46-3,48 mm (with a weighted average for the non-molar region of 2,91 mm), which was substantially higher than the vertical bone loss of 6-15 % (0,0291-0,0852 cm³, with a weighted average for the non-molar region of 0,0519 cm³); 2,09- 2,72 mm (with a weighted average for the non-molar region of 2,27 mm). The buccal bone plate has the highest absorption. There is no sexual dimorphism in the maxillary bone defects in this study. There is a higher prevalence of horizontal bone resorption on 11/21 teeth. In the anterior maxilla, the smaller post-extraction bone crest corresponds to the tooth position 12/22. The tooth 11/21 has the highest amount of bone support. The most quantity of vertical bone portion corresponds to 15/25 teeth. There is a greater loss of bone height on the 13/23 teeth. There is a greater depth of vestibular bone loss in teeth 11/21. There is a greater loss of horizontal bone dimension on the 11/21 teeth. There is an existence of morphological patterns for the maxillary bone defects.

Keywords: Computed tomography; maxillary bone defects; dimensional changes; tridimensional imaging.

Lista de Abreviaturas

Abreviatura	Termo, Definição
PTH	Hormona paratiróideia (<i>Parathyroid hormone</i>)
1,25 DHCC	D – 1,25-di-hidroxi-colcalciferol
MSO	Materiais substitutos ósseos
ROG	Regeneração óssea guiada
VIH	Vírus da imunodeficiência humana
MEV	Microscópio electrónico de varrimento
MEC	Matriz extracelular
BMPs	Proteínas morfogénicas ósseas (<i>Bone morphogenic proteins</i>)
BMAC	Concentrado de aspirado de medula óssea (<i>Bone marrow aspirate concentrate</i>)
PRP	Plasma rico em plaquetas
TC	Tomografia computadorizada
UH	Unidade de Hounsfield
ATM	Articulação temporomandibular
TCI	Tomografia computadorizada interativa
DICOM	Comunicação de imagens digitais em medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
PACS	Arquivo de imagens e sistemas de comunicação (<i>Picture Archiving and Communication System</i>)
MacOS X	Sistema operativo Macintosh (<i>Macintosh Operating System</i>)
MPR	Reconstrução multiplanar (<i>Multiplanar reconstruction</i>)
3D Curved-MPR	Reconstrução multiplanar tridimensional curvada (<i>Tri dimensional curved multiplanar reconstruction</i>)
MIP	Projeção de intensidade máxima (<i>Maximum intensity projection</i>)
Spnp	Espinha nasal posterior
Spna	Espinha nasal anterior
ROI	Região de interesse (<i>Region of interest</i>)
3D	Tridimensional/Três-dimensões
VDMH	Volume dos defeitos ósseos maxilares horizontais
VSCA	Volume da secção da crista óssea atrófica maxilar

VSCCL	Volume da secção da crista óssea maxilar sã, contra-lateral ao defeito
VSVCL	Volume da secção óssea vertical sã, contra-lateral ao defeito
PDVO	Perda de dimensão vertical óssea
PDOH	Perda de dimensão horizontal óssea
PPOV	Perda de profundidade óssea vestibular
RVZE	Reconstrução volumétrica da zona edêntula

Índice Geral

INTRODUÇÃO	23
1. Histologia óssea.	24
1.1 Funções do tecido ósseo	24
1.2 Estrutura macroscópica dos ossos	24
1.3 Constituintes do tecido ósseo.	25
1.3.1 Células	25
1.3.2 Matriz extracelular	26
2. Fisiologia, Metabolismo e Biomecânica ósseas	27
2.1 Fisiologia	28
2.1.1 Classificação da densidade óssea de Misch	28
2.1.2 Densidade óssea radiográfica	29
2.2 Metabolismo ósseo	29
2.3 Biomecânica óssea	32
2.3.1 Adaptação esquelética	33
3. Alteração na dimensão óssea pós-extração dentária	33
3.1 Preservação do alvéolo	35
3.2 Correção cirúrgica da crista óssea atrofiada	36
4. Biomateriais	36
4.1 Diferentes origens de MSO	39
4.1.1 MSO de origem natural	39
4.1.1.1 Transplante autólogo	40
4.1.1.2 Material alógeno	40
4.1.1.3 Material xenógeno	41
4.1.1.4 Material fitogénico	41
4.1.2 MSO de origem sintética – aloplástica	41
4.1.3 MSO compostos	42
4.1.4 MSO combinados com factores de crescimento	42
4.1.5 MSO combinados com células vivas	43
4.2 Factores de crescimento na regeneração óssea	43
4.3 Avaliação dos MSO	44
4.4 Obstáculos na regeneração em organismos doentes e com idade avançada	45

5. Imagiologia	45
5.1 Imagem Tomográfica	46
5.2 Tomografia Computorizada Interativa (TCI)	48
6. Proposição	48
MATERIAIS E MÉTODOS	49
1. Obtenção das imagens	49
2. <i>Software</i> OsiriX	50
3. Padronização do posicionamento das imagens	50
4. Seleção das imagens para medição	53
5. Medição das imagens	53
5.1 Medições volumétricas	53
5.1.1 Medição do volume dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDMH)	53
5.1.2 Medição do volume da secção da crista óssea atrófica maxilar (VSCA)	56
5.1.3 Medição do volume da secção da crista óssea maxilar sã, contra-lateral ao defeito (VSCCL)	56
5.1.4 Medição do volume da secção óssea vertical sã, contra-lateral ao defeito (VSVCL)	57
5.2 Medições lineares	59
5.2.1 Medição da perda de dimensão vertical óssea (PDVO)	59
5.2.2 Medição da perda de dimensão horizontal óssea (PDHO)	61
5.2.3 Medição da perda de profundidade óssea vestibular (PPOV)	62
6. Erro do método	62
7. Análise estatística	62
RESULTADOS	63
1. Avaliação do erro metodológico	63
2. Distribuição da amostra	65

3. Análise dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDOMH)	66
4. Análise dos volumes das secções das cristas ósseas atróficas maxilares (VSCA)	66
5. Análise dos volumes da secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra- laterais aos defeitos (VSCCL)	67
6. Análise dos volumes das secções óssea maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos (VSVCL)	67
7. Análise das dimensões das perdas de dimensão vertical óssea (PDVO)	68
8. Análise das dimensões das perdas de dimensão horizontal óssea (PDHO)	68
9. Análise das dimensões das perdas de profundidade óssea vestibular (PPOV)	69
10. Comparação dos volumes entre a crista óssea sã e a reconstrução volumétrica da zona edêntula	69
11. Comparação dos volumes entre a crista óssea sã e os defeitos ósseos maxilares horizontais e verticais	70
12. Análise da morfologia tridimensional dos defeitos ósseos	70
DISCUSSÃO	72
1. O método de estudo	72
2. Avaliação do erro metodológico	74
3. Defeitos ósseos maxilares	75
4. Considerações clínicas	77
CONCLUSÕES	79
CONSIDERAÇÕES FUTURAS	81
BIBLIOGRAFIA	82

Índice de Figuras

Figura 1	(A) Diagrama histológico ósseo. Diagrama (B) e observação microscópica (C) da disposição das várias estruturas e constituintes ósseos do sistema de Havers (Adaptado de Marieb & Hoehn, 2013).	27
Figura 2	Quatro densidades ósseas encontradas nas regiões edêntulas da maxila e mandíbula (Adaptado de Misch, 2008).	28
Figura 3	Esquema do metabolismo de cálcio.	30
Figura 4	Imagem de corte sagital de alvéolos dentários, onde se pode observar as placas cribriformes (Adaptado de Misch, 2008).	32
Figura 5	Distribuição das células e componentes da matriz extracelular (MEC). A microporosidade contribui para aumentar a área de superfície de um biomaterial, isto intensifica consecutivamente a absorção de proteínas, que por sua vez leva a um aumento da adesão celular. Em contraste, os biomateriais macroporosos proporcionam uma área de superfície menor, mas um volume aberto maior, o que melhora o crescimento interno tecidual (Adaptado de Holzapfel et al., 2012).	39
Figura 6	A imagem da esquerda mostra a morfologia e microestrutura de um osso humano (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Kolk et al., 2012). A imagem da direita mostra a morfologia e microestrutura do granulado Bioss® (MSO xenógeno) (imagem MEV, ampliação x 50) Adaptado de Kolk et al., 2012).	40
Figura 7	A imagem da direita mostra a morfologia e microestrutura de hidroxiapatite (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Kolk et al., 2012) (Adaptado de Chen et al., 2006). A imagem da esquerda mostra a morfologia e microestrutura de Bioglass® (biovidro) (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Chen, Thompson, & Boccaccini, 2006).	42
Figura 8	Representação esquemática das unidades que compõem a imagem da TC tradicional (Adaptado de White & Pharoah, 2008).	47

Figura 9	Reconstrução multiplanar , onde estão dispostas as linhas de referência horizontal e vertical presentes nos três planos (axial, sagital e coronal).	51
Figura 10	Na Imagem da esquerda, observa-se a representação do plano palatino ou plano biespinhal (adaptado de Pereira et al., 1984). Na imagem da direita, observa-se uma linha de referencia o plano biespinhal, num corte imagiológico sagital.	51
Figura 11	A imagem da esquerda representa o plano infra-orbitário (adaptado de Netter, 2010). Na imagem da direita observa-se uma linha de referência sobre o plano infra-orbitário num corte imagiológico coronal.	52
Figura 12	Rotação e reposicionamento dos cortes e planos de observação, de modo a que as linhas de referência coincidam com a linha bi-espinhal e a linha infra-orbitária. Vista final do posicionamento tridimensional das imagens do paciente.	52
Figura 13	Rotação da imagem coronal fazendo-a coincidir com o plano infra-orbitário e com a linha de referência horizontal. Exemplificando assim um erro no posicionamento da cabeça do paciente durante a execução do exame tomográfico, sendo que essa discrepância foi corrigida nesta fase.	53
Figura 14	Corte axial, com ROI de interesse delimitada na zona correspondente ao defeito ósseo do dente 11.	53
Figura 15	Linhas de referência indicativas dos limites axiais do defeito ósseo.	54
Figura 16	Imagem ampliada de um corte imagiológico axial, onde a linha de referência representa o eixo de simetria do limite do contorno da tábua óssea vestibular, da hemi-arcada contra-lateral do defeito ósseo.	54
Figura 17	Janela de renderização 3D do defeito e o seu respetivo volume em cm ³ .	55

Figura 18	Corte axial com ROI da crista óssea atrófica, respeitando os limites impostos.	56
Figura 19	Corte axial com ROI da crista óssea maxilar da hemi-arcada oposta ao defeito.	57
Figura 20	Corte coronal com ROI da secção correspondente ao defeito ósseo vertical, obtido com o auxílio a uma linha de referência.	58
Figura 21	Corte coronal com representação dos volumes analisados.	58
Figura 22	Imagens MPI em 3D com representação dos volumes analisados.	59
Figura 23	Janela de reconstrução multiplanar tridimensional curvada (3D <i>Curved-MPR</i>).	60
Figura 24	Medição da diferença de dimensão óssea entre hemi-arcadas.	61
Figura 25	Medição da perda de dimensão óssea horizontal.	61
Figura 26	Medição da perda de profundidade óssea.	62
Figura 27	Semelhança entre uma renderização volumétrica tridimensional de um defeito horizontal, obtida pelo <i>software</i> Osirix (à esquerda) e uma calote esférica (à direita).	71
Figura 28	Semelhança entre uma renderização volumétrica tridimensional de um defeito vertical, obtida pelo <i>software</i> Osirix (à esquerda) e uma secção cilíndrica (à direita).	71

Índice de Tabelas

Tabela 1	Classificação e localização da densidade óssea segundo Misch, 2008.	29
Tabela 2	Determinação de densidades ósseas por CT, segundo Misch, 2008.	29
Tabela 3	Caracterização de tecido segundo as unidades de Hounsfield (Adaptado de Misch, 2008).	47
Tabela 4	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDMH).	63
Tabela 5	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das cristas ósseas atróficas maxilares (VSCOM).	63
Tabela 6	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra-laterais aos defeitos (VSCCL).	63
Tabela 7	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos (VSVCL).	64
Tabela 8	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático da perda de dimensões verticais ósseas (PDVO).	64
Tabela 9	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático das perdas de dimensões horizontais ósseas (PDHO).	64
Tabela 10	Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático das perdas de profundidade ósseas vestibulares (PPOV).	65
Tabela 11	Distribuição da quantidade de defeitos ósseos unitários pela localização dentária.	65

Tabela 12	Tabela com os volumes e dimensões médias das respectivas posições dentárias, bem como a média de cada zona analisada para a região anterior estética da maxila.	65
Tabela 13	Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais.	66
Tabela 14	Média, desvio padrão, mínimo, máximo e comparação entre os sexos feminino e masculino dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais.	66
Tabela 15	Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções das cristas ósseas atróficas maxilares.	67
Tabela 16	Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra-laterais aos defeitos.	67
Tabela 17	Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos.	68
Tabela 18	Média, desvio padrão, mínimo, máximo e comparação entre os sexos feminino e masculino dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos.	68
Tabela 19	- Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de dimensão vertical óssea.	68
Tabela 20	Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de dimensão horizontais ósseas.	69
Tabela 21	Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de profundidades ósseas vestibulares.	69
Tabela 22	Reconstrução volumétrica da zona edêntula.	69
Tabela 23	Diferença de volume e percentagem entre a zona sã e a reconstrução da zona edêntula	70

Tabela 24 Quantidade (em volume e em percentagem) que os defeitos ósseos horizontais e verticais apresentam, relativamente a um volume total contra-lateral da hemi-arcada oposta.

A literatura foi adquirida numa busca sistemática de títulos sobre os temas de interesse abordados, no banco de dados PubMed, ScienceDirect e a plataforma b-on. A literatura utilizada como fonte bibliográfica foi considerada ideal se a sua publicação data dos últimos 3 anos, aceitável se publicada entre 5 a 8 anos antes da data de início da pesquisa e, se a data de publicação foi posterior ao anteriormente referido, esta foi considerada como referência histórica. A literatura em língua inglesa foi também fonte de pesquisa bibliográfica.

INTRODUÇÃO

A extração de peças dentárias é um dos procedimentos mais executados em Medicina Dentária atualmente (Horowitz, Holtzclaw, & Rosen, 2012), desta técnica resultam incontestáveis alterações morfológicas/volumétricas, tanto horizontais como verticais, de dimensões de tecidos duros e moles, resultando num estreitamento e encurtamento da crista alveolar residual. (Holzapfel et al., 2012; Tan, Wong, Wong, & Lang, 2012). A magnitude dessas alterações dimensionais são importantes para a tomada de decisões informadas, para o planeamento de tratamentos e para a solução de possíveis complicações esperadas durante a reabilitação protética, otimizando assim todo o prognóstico.

No passado, os vários tipos de reabilitação protética poderiam camuflar os defeitos alveolares e o processo de reabsorção poderia ser minimizado proteticamente pelo reparo/acrescimento de material das próteses parciais. No entanto, assiste-se agora a uma alteração de paradigma de próteses parciais (fixas) para estruturas implanto-suportadas (Pjetursson, 2008).

Assim, nas últimas décadas, a estética conquistou um maior ênfase na Medicina Dentária. Uma compreensão plena do padrão de reabsorção e alterações no contorno ósseo e mucoso pós-extração dentária, especialmente na região anterior, aumentaria consideravelmente a nossa capacidade de reconstruir os nossos pacientes a um nível de função ideal conjugada com uma estética satisfatória (Tan et al., 2012).

Um volume e arquitetura óssea alveolar favoráveis da crista óssea são essenciais para obter melhores reconstruções protéticas tanto em função, como em estética. Portanto, o conhecimento sobre o processo de cicatrização em locais de extração, incluindo mudanças de contorno causadas por reabsorção óssea é essencial para a planificação de tratamentos protéticos, bem como na reposição do volume ósseo original (Tan et al., 2012).

Os implantes suportam os dispositivos protéticos e, portanto, precisam de ser colocados num local tridimensionalmente perfeito (Buser, Martin, & Belser, 2004). No âmbito da estética, em que é essencial simular os contornos naturais, mesmo não existindo nenhum dente ou raiz no processo alveolar. (Ten Heggeler, Slot, & Van der Weijden, 2011) Assim a reposição da dimensão anatómica, e por sua vez a integridade estética, prévia à perda dentária obriga a considerar opções de preenchimento e regeneração ósseas.

1. Histologia óssea

Apresenta-se o seguinte texto adaptado de Gonçalves & Bairos (2010).

O tecido ósseo é um tipo especial de tecido conjuntivo, cujas células e fibras se encontram imersas numa matriz extracelular mineralizada com alta concentração em cálcio e fósforo, conferindo ao tecido as suas características de dureza e rigidez.

Contudo, apesar da sua dureza e rigidez, os ossos estão longe de constituir uma estrutura de sustentação passiva, já que o tecido ósseo é um tecido vivo e dinâmico que se encontra em permanente remodelação, sendo metabolicamente muito ativo.

Os ossos são revestidos por um tecido conjuntivo denso, o perióstio, que apresenta superficialmente fibras de colagénio que levam à adesão do perióstio ao osso, denominam-se fibras de Sharpey. A superfície interna dos ossos longos, em contacto com o canal medular é revestida pelo endóstio, formado por uma fina camada de tecido conjuntivo. O perióstio e o endóstio, possuem na sua constituição células osteoprogenitoras, que são precursores das células formadoras de osso.

1.1 Funções do tecido ósseo

O osso é um órgão dinâmico do corpo humano tendo funções tão importantes como:

- Local de inserção muscular;
- Proteção de órgãos vitais;
- Possuem minerais e iões essenciais nos diversos processos metabólicos celulares
- Alojamento da medula óssea

1.2 Estrutura macroscópica dos ossos

A observação macroscópica permite distinguir duas formas de apresentação do tecido ósseo:

- Tecido ósseo compacto, de aspecto sólido e homogéneo, este constitui a porção

mais extensa do osso

- Tecido ósseo esponjoso, constituído por trabéculas irregulares de tecido ósseo que se ramificam e se unem, formando uma rede tridimensional de espículas ósseas, delimitando um vasto sistema de espaços em comunicação onde se aloja a medula óssea.

Estas duas formas de apresentação do tecido ósseo não se encontram separadas por uma fronteira nítida, representam sim um contínuo, sendo que o tecido ósseo compacto encontra-se na porção mais externa, enquanto o tecido ósseo esponjoso adquire uma posição mais interna no osso.

1.3 Constituintes do tecido ósseo

O osso é um tipo de tecido conjuntivo sendo constituído por células e matriz extracelular.

1.3.1 Células

As **células osteoprogenitoras** encontram-se na face mais profunda do periósteeo e do endósteeo a nível morfológico são dificilmente distinguíveis dos fibroblastos, com os quais partilham uma origem comum, a célula mesenquimatosa indiferenciada. As células osteoprogenitoras são os precursores inativos dos osteoblastos.

Os **osteoblastos** dispõem-se à periferia das zonas de tecido ósseo em formação. À medida que vão segregando componentes da matriz extracelular, os osteoblastos vão sendo rodeados pelos seus próprios produtos de secreção, ficando aprisionados no interior das lacunas após a mineralização da matriz extracelular, passando então a serem designados por osteólitos. A membrana citoplasmática dos osteoblastos possui receptores para a hormona paratiroideia e para diversos factores de crescimento.

Os **osteócitos** não se encontram isolados no interior da respectiva lacuna, visto que os prolongamentos citoplasmáticos dos osteócito contactam com os prolongamentos citoplasmáticos de outros osteócitos, estabelecendo junções de comunicação, permitindo assim a passagem de iões e pequenas moléculas de célula para célula. Os osteócitos são células metabolicamente ativas, sendo responsáveis pela manutenção e renovação da matriz óssea.

Os **osteoclastos** são as células responsáveis pela intensa remodelação que permanentemente ocorre no interior do tecido ósseo, ao promoverem a remoção da matriz óssea. Os osteoclastos são células grandes e multinucleadas, localizadas em recessos da superfície das trabéculas ósseas, designados por **lacunas de Howship**. O

citoplasma dos osteoclastos contém enzimas específicas que são lançadas para a câmara de reabsorção, atuando na degradação do colagénio e proteínas não colagénicas da matriz óssea.

As **células de revestimento ósseo** são o resultado da involução de osteoblastos que não se diferenciaram em osteócitos. São células em quiescência, no entanto, quando estimuladas podem reverter à sua função anterior,

1.3.2 Matriz extracelular

A matriz extracelular do tecido ósseo é composta por material orgânico e material inorgânico. A **porção orgânica** da matriz extracelular é constituída por colagénio, proteínas não colagénicas e proteoglicanos. Todos os constituintes da porção orgânica da matriz extracelular são elaborados pelos osteoblastos

A **componente não orgânica** da matriz óssea, responsável pela rigidez do osso, é constituída hidroxiapatite, fundamentalmente na sua forma de cristais que se depositam ao longo das fibras de colagénio. A matriz óssea também contém íões de citrato e de carbonato. A envolver cada cristal de hidroxiapatite existe um revestimento aquoso que parece facilitar a troca de íões entre os cristais e fluído extracelular.

A organização microscópica da matriz extracelular do tecido ósseo permite identificar dois tipos de osso:

- Osso primário ou osso em formação, no qual as fibras colagénicas se apresentam dispostas irregularmente;
- Osso secundário ou osso lamelar, neste tipo de osso as fibras colagénicas apresentam uma disposição altamente ordenada, dispendo-se paralelamente dentro de cada lamela e obliquamente de lamela para lamela.

No osso lamelar observam-se sistemas de Havers ou osteónios, subunidades cilíndricas, cada uma formada por 5 a 15 lamelas de matriz calcificada, dispostas de forma concêntrica em redor de um canal vascular central de trajeto longitudinal, paralelo ao eixo do osso longo. Os canais orientados longitudinalmente e localizados no centro dos canais de Havers, onde estão presentes os vasos que permitem a nutrição por difusão das células ósseas, comunicam-se através de ramos oblíquos e perpendiculares, chamados canais de Volkmann, que penetram no osso compacto pela sua face perióstica ou endóstica. A disposição e a conformação destes canais, representam o compromisso entre a solidez a resistência do tecido ósseo e a possibilidade de as suas células se nutrirem de forma adequada, mesmo quando retidas no interior de uma matriz

mineralizada.

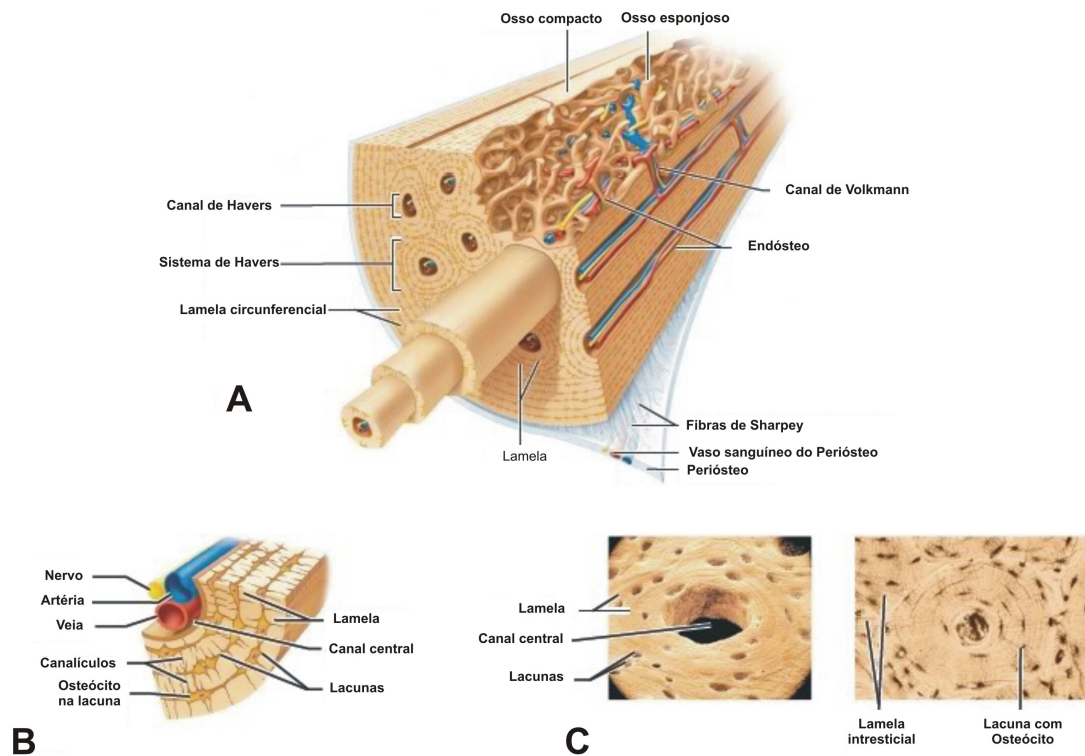


Figura 1 - (A) Diagrama histológico ósseo. Diagrama (B) e observação microscópica (C) da a disposição das várias estruturas e constituintes ósseas do sistema de Havers (Adaptado de Marieb & Hoehn, 2013).

2. Fisiologia, Metabolismo e Biomecânica ósseas (Adaptado de Clarke (2008) e Misch (2008))

O osso é um órgão com capacidade adaptativa em relação a um certo número de factores, incluindo hormonas, vitaminas e influências mecânicas. No entanto, os parâmetros biomecânicos, como a duração do estado edêntulo, são predominantes. Este tipo de adaptação foi relatado há mais de um século, permitindo concluir que a arquitetura exterior óssea, altera-se em relação à função e a estrutura óssea interna é também modificada.

Compreender a manipulação clínica do osso começa com uma apreciação dos mecanismos genéticos e ambientais fundamentais do desenvolvimento ósseo e adaptação. Princípios fundamentais controlam a qualidade e a quantidade de osso que, direta e indiretamente suportam a função do aparelho estomatognático. Um bom conhecimento dos conceitos modernos de fisiologia óssea, metabolismo e biomecânica é um pré-requisito essencial para a prática clínica atual. Estes princípios são uma base objetiva para a concepção de um plano de tratamento realista que tem uma alta

probabilidade de atender às expectativas estéticas e funcionais do paciente, ao aumentar a previsibilidade e diminuindo a morbidade.

2.1 Fisiologia

2.1.1 Classificação de densidade de óssea de Misch

O Osso cortical denso ou poroso é encontrado nas superfícies exteriores do osso incluindo também a crista óssea edêntula. Tipos de osso trabecular finos e grossos são encontrados dentro da camada externa do osso cortical e ocasionalmente na superfície crestal de um rebordo edêntulo. Estas quatro estruturas macroscópicas do osso podem ser dispostas pelo menos denso para o mais denso.

Em conjunto, estas quatro densidades macroscópicas, constituem quatro categorias ósseas descritas por Misch (D1, D2, D3 e D4) localizados nas áreas edêntulas da maxila e da mandíbula (Figura 2).



Figura 2 – Quatro densidades ósseas encontradas nas regiões edêntulas da maxila e mandíbula (Adaptado de Misch, 2008).

Através da Figura 2 é possível compreender que D1 é osso cortical principalmente denso, D2 corresponde a osso cortical mais denso exteriormente e mais porosa na crista, no seu interior tem osso trabecular grosso. O Tipo de osso D3 tem uma crista cortical porosa fina e osso trabecular menos espesso. D4 é um tipo de osso em que quase não tem osso cortical crestal. Um osso muito “macio”, com mineralização incompleta e grandes espaços inter-trabeculares, pode ser denominada como osso D5. Este tipo de osso é frequentemente osso imaturo é encontrado em zonas de desenvolvimento.

A densidade óssea pode ser determinada pela percepção tátil durante a cirurgia, a localização geral ou a avaliação radiográfica.

Densidade óssea	Descrição	Típica localização anatômica
D1	Cortical densa	Região anterior da mandíbula
D2	Cortical porosa e trabécular grossa	Região anterior e posterior da mandíbula. Região anterior da maxila.
D3	Cortical porosa e trabécular fina	Região anterior e posterior da maxila.
D4	Trabécular fino	Região posterior maxila.

Tabela 1 – Classificação e localização da densidade óssea segundo Misch, 2008.

2.1.2 Densidade óssea radiográfica

A densidade óssea pode ser determinada de forma mais precisa por exames complementares de diagnósticos, especialmente tomografias computadorizadas (TCs). A TC produz imagens axiais de anatomia topográfica do paciente. Cada imagem de TC tem 260.000 pixels e cada pixel tem um número UH (unidade Hounsfield) relacionada com a densidade dos tecidos do pixel. Em geral, quanto maior o número de UH mais denso é o tecido.

D1	>1250 UH
D2	850 a 1250 UH
D3	350 a 850 UH
D4	150 a 350 UH
D5	< 150 UH

Tabela 2 – Determinação de densidades ósseas por CT, segundo Misch, 2008.

2.2 Metabolismo ósseo

A Restauração da estética e a reabilitação protética, requerem uma manipulação óssea substancial. A resposta biomecânica à função alterada e às cargas aplicadas, dependem do estado metabólico do paciente. O Metabolismo ósseo é assim um aspeto importante na prática clínica.

O sistema esquelético é composto por tecidos mineralizados altamente especializados que têm funções estruturais e metabólicas. Estruturalmente, os vários

tipos de tecido ósseo lamelar são os únicos tipos de tecido ósseo adaptado para funções específicas. Modelagem e remodelação óssea são respostas fisiológicas distintas para as exigências mecânicas e metabólicas. A manipulação biomecânica do osso é a base fisiológica da reconstrução estomatognática. No entanto, antes de responder a questões dento-faciais, o clínico deve avaliar o estado de saúde geral do paciente.

O osso é o principal reservatório de cálcio no corpo. Aproximadamente 99% do cálcio no organismo está armazenado no esqueleto. O fluxo contínuo de minerais ósseos, responde a uma complexa interação de factores endócrinos, biomecânicos e fatores de controle celular que mantêm o nível de cálcio sérico em cerca de 10 mg/dL.

A Homeostase do cálcio é o processo pelo qual o equilíbrio mineral é mantido. A manutenção dos níveis séricos normais de cálcio é uma função essencial ao suporte de vida. O metabolismo do cálcio é um dos processos fisiológicos fundamentais de suporte vital. Quando quantidades substanciais de cálcio são necessárias para manter o nível sérico de cálcio, o osso é utilizado como fonte deste mineral (Figura 3). Os processos alveolares e os ossos maxilares estão também sujeitos à perda óssea metabólica. Mesmo nos casos de atrofia óssea severa, o córtex exterior do processo alveolar e a lâmina dura em torno dos dentes são preservados.

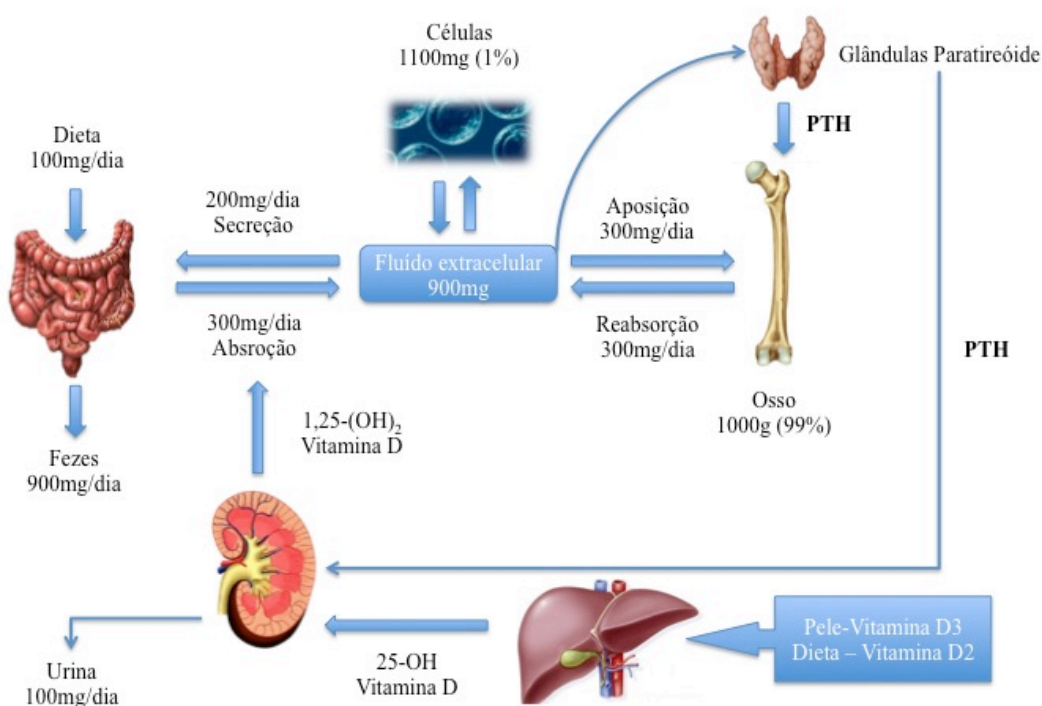


Figura 3 – Esquema do metabolismo de cálcio.

A Homeostase do cálcio é suportada por três mecanismos temporalmente relacionados:

1. O rápido/instantâneo fluxo de cálcio ósseo (que ocorre em segundos);
2. A resposta a curto prazo pelos osteoclastos e osteoblastos (dura desde minutos a dias);
3. O controle a longo prazo da remodelação óssea (ao longo de semanas ou meses);

A regulação instantânea da homeostase do cálcio é realizado em poucos segundos por transferência seletiva de íões de cálcio para dentro e para fora do fluido ósseo. O fluido ósseo é separado do fluido extracelular por osteoblastos, ou por células do revestimento do osso. Uma diminuição do nível de cálcio sérico, estimula a secreção de hormona paratiróideia (PTH), o que por sua vez aumenta o transporte de íões de cálcio do fluido ósseo para osteócitos e células de revestimento do osso. O metabolito ativo da vitamina D - 1,25-di-hidroxi-colecalciferol (1,25 DHCC) aumenta a transferência de íões de cálcio a partir de células de revestimento do osso para o fluido extra-celular. Por meio desta sequência de acontecimentos, o cálcio é transportado através das células de revestimento do osso, resultando num fluxo líquido de íões de cálcio derivado do fluido ósseo para fluido extracelular.

O controle a curto prazo dos níveis séricos de cálcio afeta as taxas de reabsorção e formação ósseas, dentro de poucos minutos, através da ação de hormonas calciotrópicas. A calcitonina é uma hormona produzida pelas células intersticiais da glândula tiróide, contribuindo para o controle da hipercalcemia por suprimir a reabsorção óssea transitoriamente. A hormona da paratiroide, atuando em conjunto com 1,25-DHCC, realiza três tarefas importantes:

- Aumenta o nível de osteoclastos;
- Aumenta a velocidade de reabsorção de osteoclastos existentes;
- Pode suprimir o ritmo a que os osteoblastos formam o osso.

A regulação a longo prazo do metabolismo tem efeitos profundos sobre o esqueleto. A distribuição da massa e a distribuição geométrica do osso são fortemente influenciadas pela história de carga biomecânica e pelas hormonas sexuais. A PTH é a principal reguladora da frequência de remodelação do osso.

2.3 Biomecânica Óssea

O osso é uma estrutura dinâmica que se adapta continuamente ao meio em que se encontra. Dado que, o esqueleto é o principal reservatório de cálcio, a remodelação óssea (*turnover* fisiológico) desempenha um papel crítico no metabolismo mineral. Coletivamente, os ossos são elementos essenciais para a locomoção, suporte anti-gravitacional e desempenham funções vitais, como a mastigação. Assim, um conhecimento detalhado da natureza dinâmica da fisiologia e biomecânica óssea torna-se essencial para o entendimento da reabsorção óssea.

A mandíbula, sendo uma estrutura independente, é concebida como uma unidade de absorção de forças. Portanto, quando os dentes estão presentes, a cortical óssea exterior é mais densa e espessa e o osso trabecular é mais grosso e denso. Por outro lado, a maxila é uma unidade de distribuição de forças, qualquer força aplicada à maxila é transferida pelo arco zigomático e palato. Como consequência, a maxila tem uma placa fina e delicada de osso trabecular cortical que suporta os dentes. Sabe-se ainda que o osso é mais denso à volta dos dentes (placa cribriforme) e na crista óssea, em comparação com as regiões que envolvem os ápices.



Figura 4 – Imagem de corte sagital de alvéolos dentários, onde se pode observa as placas cribriformes (Adaptado de Misch, 2008).

A Perda de osso trabecular generalizado nas arcadas dentárias ocorre nas regiões que envolvem um dente, devido a um decréscimo na tensão mecânica. A densidade óssea também diminui após a perda de peças dentárias. Esta perda é principalmente relacionada com o intervalo de tempo que a zona permaneceu edêntula e não sujeita a cargas oclusais de forma adequada. Em geral, a alteração da densidade após a perda do dente é maior na região posterior da maxila e menor na região anterior da mandíbula.

O osso cortical e trabéculas em todo o corpo são constantemente modificados por modelação ou remodelação do próprio osso. Na modelação há locais independentes da formação e reabsorção óssea, o que resulta na alteração da forma ou tamanho do osso. A Remodelação é um processo de reabsorção e formação óssea no mesmo local, substituindo o osso previamente existente, este processo afeta principalmente o volume interno do osso, incluindo a região onde os dentes são perdidos. Estes fenómenos de adaptação foram associadas a alterações da tensão mecânica do próprio osso.

2.3.1 Adaptação esquelética

A adaptação esquelética ao ambiente mecânico é conseguida por meio de alterações na:

- Massa óssea
- Distribuição de geométrica
- Organização da matriz
- Orientação do colagénio das lamelas

Além destes mecanismos adaptativos que influenciam a formação óssea, as propriedades mecânicas das estruturas ósseas mudam como resultado da maturação, da função, do envelhecimento e de processos patológicos.

Alguns exemplos fisiológicos e patológicos são:

- Mineralização secundária
- Idade óssea
- Danos por fadiga
- Perda de vitalidade (hipermineralização patológica)

3. Alterações na dimensão óssea pós-extração dentária

O periodonto é uma importante estrutura que suporta o dente e é afetado por quaisquer mudanças que o dente possa sofrer, incluindo erupção e extração (Cohn, 1966; Pietrokovski & Massler, 1967). O processo alveolar é dependente da presença da peça dentária, em que a forma e volume do processo alveolar é influenciada pela forma do dente, bem como a direção da erupção do mesmo (Marks & Schroeder, 1996), e ainda pela presença/ausência de dentes (Tallgren, 1972), sendo que o periodonto atrofia na ausência de peças dentárias (Cohn, 1966).

A extração dentária é um dos procedimentos dentários mais amplamente realizados. Em geral, a cicatrização pós-extração ocorre em ambos os tecidos duros e moles (Tan et al., 2012). No entanto, mesmo com uma cicatrização sem complicações, o defeito alveolar que resulta como consequência da remoção do dente só será parcialmente restaurado. Assim, o resultado é alguma perda de osso alveolar, onde são espectáveis alterações nas dimensões horizontais e verticais (Van der Weijden, Dell'Acqua, & Slot, 2009) e mais pronunciadas na região vestibular (Van der Weijden et al., 2009).

A reabsorção óssea, após a perda do dente tem demonstrado seguir determinados padrões específicos. Na maxila, a parede vestibular do alvéolo tende a reabsorver mais rapidamente após a extração dentária e o rebordo torna-se, gradualmente, representado pela parede palatina, que existia previamente à extração (reabsorção centrípeta). Contudo, na mandíbula, a parede lingual tende a reabsorver antes da vestibular (reabsorção centrífuga) (Zakhary, El-Mekkawi, & Elsalanty, 2012), resultando numa menor crista óssea em ambas as arcadas dentárias, bem como numa deslocalização, da mesma, para uma posição mais vestibular/lingual (Van der Weijden et al., 2009). Este tipo de reabsorção pode mesmo ter consequências negativas sobre a estética, fonética e função (Horowitz et al., 2012), sendo que existe uma maior reabsorção óssea na maxila do que na mandíbula (Ten Heggeler et al., 2011).

Muitos estudos têm demonstrado que a reabsorção da tábua óssea vestibular pode ter consequências estéticas devastadoras para coroas e pontes (implanto-suportadas) (Van der Weijden et al., 2009).

O processo de remodelação óssea é substancialmente comprometido se:

- Existir perda de tábuas ósseas ou de altura alveolares (Ten Heggeler et al., 2011)
- Defeitos alveolares congénitos (Huh, Park, & Kim, 2011)
- Existência de processos inflamatórios prévios com perda óssea (Doença periodontal, patologias periapicais, traumas dentários e/ou ósseos) (Van der Weijden et al., 2009)
- Danos no tecido ósseo durante a extração (Vignoletti et al., 2012)
- Hábitos tabágicos (Saldanha, 2006)

A reabsorção do osso alveolar após a extração do dente é acelerada nos primeiros 6 meses após a extração, seguido por uma remodelação gradual que inclui mudanças no tamanho e forma (Araújo & Lindhe, 2009), com cerca de 40% de altura e 60% de

largura do osso alveolar é perdida. Contudo, a atividade de reabsorção óssea no rebordo continua ao longo da vida a uma taxa mais lenta (Tan et al., 2012), sendo assim, podemos afirmar que esta mudança é dependente do tempo. No final do primeiro ano pós-extração pode esperar-se cerca de 6 mm de perda óssea vestibular (Fernandes et al., 2011).

3.1 Preservação do alvéolo

A preservação do alvéolo é um procedimento profilático que visa minimizar a atrofia do rebordo alveolar após a extração do dente, tanto em perfil como em dimensão (Hämmerle, Araújo, & Simion, 2012; Zakhary et al., 2012).

Vignoletti et al. (2012) considera, com base em revisões sistemáticas, que as razões para a preservação da crista óssea são:

- Manutenção do envelope existente entre tecidos moles e duros.
- Manutenção de um volume estável, para a otimizar os resultados funcionais e estéticos.
- Simplificação dos procedimentos subsequentes aos da preservação da crista óssea.

Horowitz et al. (2012); Vignoletti et al. (2012); Zakhary et al. (2012) relatam várias técnicas e matérias, na redução significativa de perda óssea após extração. Apresentam-se como técnicas:

- Colocação imediata de implantes endo-ósseos
- Extração atraumática, deixando as tábuas ósseas intactas.
- Utilização de membranas reabsorvíveis ou não reabsorvíveis utilizadas para cobrir o alvéolo durante a cicatrização, podendo ser combinadas conjuntamente com materiais substitutos ósseos (MSO) / biomateriais.

Contudo, estas técnicas não previnem a reabsorção óssea a longo prazo, por isso podem esperar-se alterações das dimensões ósseas mesmo utilizando este tipo de técnicas (Ten Heggeler et al., 2011). No entanto, estas técnicas, demonstraram resultados significativos na redução da contração vertical e horizontal ósseas da crista óssea alveolar (Horowitz et al., 2012) e existem ainda estudos que demonstram que a colocação de implantes endo-ósseos nas zonas regeneradas promove um atraso na reabsorção óssea a longo prazo (Zakhary et al., 2012).

3.2 Correção cirúrgica da crista óssea atrofiada

O objetivo da cirurgia de aumento de rebordo alveolar é criar osso suficiente para permitir a colocação conveniente de implantes endo-ósseos de máximo tamanho, com uma inclinação axial adequada, para que se possa restaurar uma relação interarcadas favorável. Visando este objetivo, vários procedimentos cirúrgicos para aumento ósseo vertical e horizontal têm sido descritos (Zakhary et al., 2012).

O aumento do rebordo alveolar pode ser realizado antes ou no momento da inserção do implante. Contudo consideram-se 8 a 10 semanas após a extração um espaço temporal adequado após o aumento do rebordo alveolar, de modo a permitir a integração do MSO (Heinemann, Hasan, Schwahn, Bourauel, & Mundt, 2012). Sendo que o método de aumento ósseo padrão permanece com o recurso a MSO (Zakhary et al., 2012).

Assim, a preservação da cavidade de extração é utilizada para manter, ou aumentar, as dimensões do osso alveolar e dos tecidos moles com base no princípio da regeneração óssea guiada (ROG), que utiliza vários tipos de MSO (Kesmas, Swasdison, Yodsanga, Sessirisombat, & Jansisyanont, 2010). É importante então lembrar que vários estudos demonstraram que quando são utilizados protocolos cirúrgicos para a preservação da dimensão óssea obtêm-se resultados significativos na sua preservação (Hämmerle et al., 2012; Heinemann et al., 2012; Horowitz et al., 2012; Kesmas et al., 2010; Ten Heggeler et al., 2011; Vignoletti et al., 2012).

4. Biomateriais

A reposição da dimensão anatômica e, por sua vez, a integridade prévia à perda dentária obriga a considerar opções de preenchimento e regeneração.

O desenvolvimento de MSO tem sido uma importante área de estudo para diversos investigadores de muitas áreas científicas. Os biomateriais ósseos a que se recorre têm diversas origens, nomeadamente, enxertos ósseos autogêneos que ainda são considerados como o material “*gold standard*” no contexto de aumentos ósseos de grandes dimensões (Chan et al., 2012; Kesmas et al., 2010; Kolk et al., 2012), bem como aloenxertos e um leque variado de biomateriais hoje existentes, que se apresentam como alternativa ao osso autólogo. (Chan et al., 2012).

Todos os anos são efectuados aproximadamente 2.2 milhões de enxertos ósseos a nível mundial, com o objectivo de reparar defeitos ósseos em diversas especialidades como ortopedia, neurocirurgia e cirurgia maxilofacial (Van Heest & Swiontkowski,

1999). Dada a tão elevada atividade cirúrgica a nível de enxertos ósseos, começa atualmente a surgir problemas quanto à sua disponibilidade, imunogeneticidade e integridade biomecânica, o que limitou o seu sucesso (Chan et al., 2012; Kolk et al., 2012). Contudo, hoje em dia, existe uma variada gama de biomateriais de diversas composições, origens e mecanismos de ação, com diversas aplicabilidades no corpo humano e que estão ao dispor do médico consoante a necessidade de cada caso clínico. Os MSO são um recurso bastante valioso no campo da cirurgia oral, da implantologia e da periodontologia (Kolk et al., 2012). Os MSO são atualmente um recurso quase que ilimitado, dado que muitos destes podem ser produzidos sinteticamente, eliminando assim a necessidade de se recorrer a zonas dadoras do próprio doente, muitas vezes com pós-operatórios dolorosos e demorados. Há então uma grande variedade de defeitos ósseos que poderão ser reparados recorrendo a MSO (Kolk et al., 2012)

Com a crescente necessidade de se adaptar e imitar as características dos defeitos ósseo, os MSO têm-se desenvolvido nesse sentido com novas estruturas químicas e propriedades biológicas. O sucesso clínico desta nova geração de MSO é avaliado pela sua interação com os tecidos e estruturas adjacentes e células, devido à sua macroporosidade que irá permitir e promover a infiltração celular, o crescimento ósseo e a angiogénese (Kolk et al., 2012). Sendo a porosidade interligante de um MSO uma das mais importantes características para a proliferação vascular interna e, conseqüentemente para a osteoindução (Chan et al., 2012; Matassi, Nistri, Chicon Paez, & Innocenti, 2011).

Atualmente os MSO desempenham adequadamente as seguintes funções (King & Krebsbach, 2012; Kolk et al., 2012):

- Manutenção de um espaço ideal para a regeneração óssea
- Ajustamento de uma forma anatómica desejada
- Suporte ao periosteio e membranas associadas
- Promoção de uma remodelação óssea num menor espaço de tempo
- Osteocondução
- Meio de transporte para antibióticos e factores de crescimento
- Matriz para engenharia de tecidos

Um MSO ideal atualmente segue uma lista estrita e rigorosa de requerimentos (Kolk et al., 2012):

- Biocompatibilidade
- Osteocondução e osteoindução
- Porosidade
- Reabsorção/biodegradação
- Propriedades mecânicas ideais
- Esterilização

Osteogênese, osteoindução e osteocondução são três processos essenciais de regeneração óssea, juntamente com a ligação final entre o osso hospedeiro e o material de enxerto, sendo que este último passo designa-se por osteointegração (Giannoudis, Dinopoulos, & Tsiridis, 2005).

A **osteocondução** refere-se à capacidade do biomaterial em conduzir o desenvolvimento de novo tecido ósseo através de sua matriz de suporte. Caracteriza-se pelo crescimento ósseo por reabsorção, ou pela aposição do osso circundante, em que a matriz deve ser reabsorvida e simultaneamente substituída pelo tecido ósseo. (Friedlander, 1987).

A **osteoindução** envolve a formação de osso novo a partir de células osteoprogenitoras, derivadas de células primitivas mesenquimais, sob a influência de um ou mais agentes indutores que provêm da matriz óssea. Quando um material osteoindutor é colocado subcutaneamente, na ausência de osso ou dentro de um músculo, induz a formação de osso em local ectópico. (Friedlander, 1987)

A estrutura do biomaterial é também crucial para a sua osteoindução. Estudos que investigaram o crescimento em suportes sintéticos indicam que, para um crescimento ósseo ótimo, a estrutura deve ser altamente porosa (> 90%) e o tamanho dos poros devem ter entre 400 e 500 μm , com uma interconexão dos poros superior a 100 μm (Chan et al., 2012; Chen et al., 2006). A distribuição de volume da porosidade, entre a macro e micro estrutura, tem um efeito significativo precoce sobre o padrão e dinâmica da integração óssea, influenciando a permeabilidade e a angiogênese, onde um aumento na porosidade leva a uma osteointegração mais acelerada (Hing et al., 2005). Sendo a interconexão porosa bastante importante, pois não só é propícia para a atividade celular e penetração nos tecidos na matriz do biomaterial, mas também porque permite a incorporação eficiente de fatores de crescimento (Atari et al., 2012).

Qualquer formação de novo osso, ou a sua regeneração, deverá ser sempre precedida pela formação de uma rede vascular, a rapidez e extensão desta são fortemente

influenciadas pelo grau de interligação estrutural entre os poros. Isto tem sido demonstrado por uma maior penetração do osso em implantes porosos, que apresentem tamanhos maiores de poros de interligação e também com uma melhoria na integração dentro das construções porosas, com menor porosidade, mas bem ligadas em comparação com construções com poros maiores, mais isolados (Hing et al., 2005).

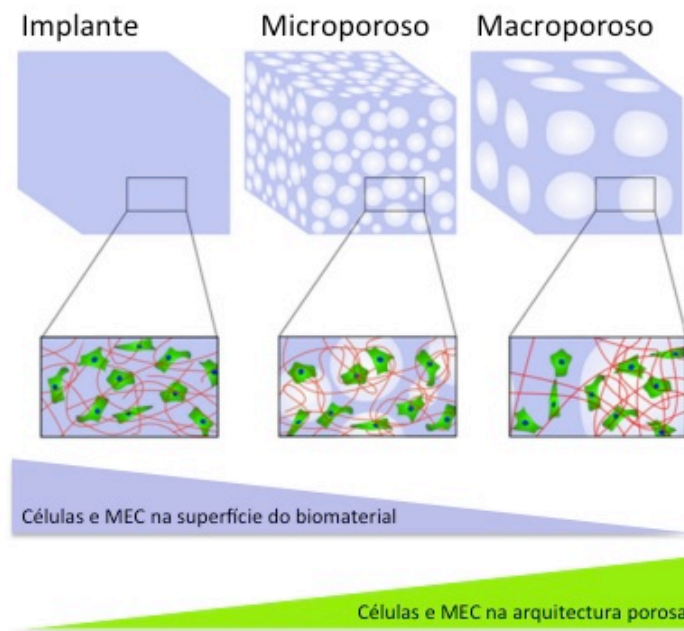


Figura 5 - Distribuição das células e componentes da matriz extracelular (MEC). A microporosidade contribui para aumentar a área de superfície de um biomaterial, isto intensifica consecutivamente a absorção de proteínas, que por sua vez leva a um aumento da adesão celular. Em contraste, os biomateriais macroporosos proporcionam uma área de superfície menor, mas um volume aberto maior, o que melhora o crescimento interno tecidual (Adaptado de Holzapfel et al., 2012).

4.1 Diferentes origens de MSO

Atualmente, os biomateriais mais importantes utilizados na região da cabeça e do pescoço estão divididos em cinco subcategorias de acordo com a sua origem (Laurencin, Khan, & Saadiq, 2006).

4.1.1 MSO de origem natural (Kolk et al., 2012)

Os MSO de origem natural acarretam um risco mínimo de transmissão de doenças infecciosas e de resposta antigénica por parte do receptor. Mundialmente, 90% de todos os procedimentos de substituição óssea incluem materiais (Kolk et al., 2012):

- Autólogos (do mesmo indivíduo)
- Alógenos (da mesma espécie)

- Xenógenos (de duas espécies diferentes)
- Fitogénicos (de origem marinha)

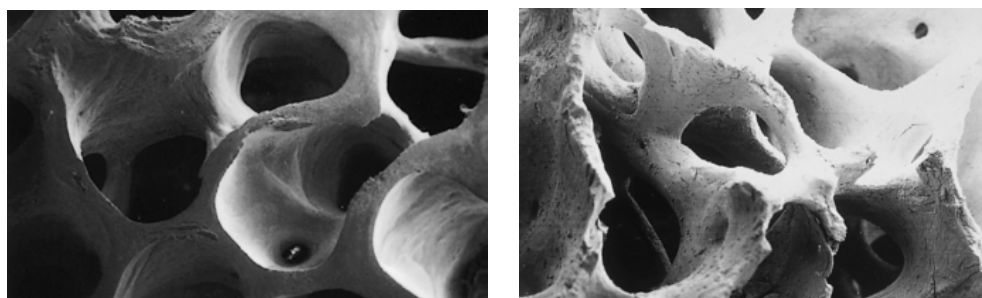


Figura 6 – A imagem da esquerda mostra a morfologia e microestrutura de um osso humano (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Kolk et al., 2012). A imagem da direita mostra a morfologia e microestrutura do granulado Bioss® (MSO xenógeno) (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Kolk et al., 2012).

4.1.1.1 Transplante autólogo

Os transplantes autógenos representam o MSO quase ideal, contendo células vivas, uma matriz reabsorvível e osteoindutora, bem como vários fatores de crescimento humano. O osso autólogo tem uma maior capacidade osteogénica do que qualquer outro tipo de MSO, visto que a revascularização atrai a diferenciação mesenquimal, em linhas celulares condrogénicas, osteogénicas ou outras. Transplantes de osso autógeno exibem uma biocompatibilidade inerente e, portanto, são mais facilmente incorporadas sem respostas imunogénicas (den Boer et al., 2003). Este tipo de transplante mantém-se assim o “*gold-standard*”.

4.1.1.2 Material alógeno

Em cirurgia geral, materiais alogénicos (enxertos) são os substitutos ósseos preferidos, visto que o seu uso tem aumentado ao longo da última década (Bostrom e Seigerman, 2005). Os aloenxertos superam as limitações associadas à aquisição de material de autoenxertos para enxerto ósseo. Este tipo de material pode ser derivado a partir de fontes ósseas cadáveres ou de doadores vivos, colhidos durante a artroplastia da anca, e tem propriedades tanto osteoindutoras (libertação de proteínas morfogénicas do osso, que atuam sobre as células ósseas) como osteocondutoras. No entanto, faltam-lhe propriedades osteogénicas, devido à ausência de células viáveis (Habibovic & Groot, 2007). As limitações ao uso destes materiais são o risco de transmissão de agentes

infecciosos como o vírus da imunodeficiência humana (VIH), hepatite B e infecção C, neoplasias, doenças sistêmicas (doenças auto-imunes) ou toxinas (Ng, 2012).

4.1.1.3 Material xenógeno

Os xenóenxertos são maioritariamente de origem bovina, podendo também derivar de gado suíno ou equino. A matéria-prima é obtida pelo processamento de ossos longos, tendão, pericárdio, submucosa intestinal ou de outros locais anatómicos. Este tipo de material pode ser utilizado em associação a osso autógeno, especialmente em casos de disponibilidade insuficiente no momento da colheita. A estrutura molecular dos enxertos xenógenos tem na sua constituição matriz óssea inorgânica desproteinada, de modo a eliminar respostas imunes e inflamatórias no indivíduo receptor. Este tipo de estrutura de xenóenxertos atua como um suporte para a proliferação de células ósseas do hospedeiro (Eduardo, Padovan, Manfron, Sampaio, & Mattos, 2012). Assim, o osso nativo cresce lentamente neste meio, sendo substituído gradualmente por osso neoformado (Rodrigues et al., 2003). Esta substituição é lenta e gradual, desta forma, as baixas taxas de reabsorção estão associadas a preservação do volume ósseo, principalmente nas áreas estéticas (Steigmann, 2008).

4.1.1.4 Material fitogénico

O MSO fitogénicos, são de origem marinha, o mais comum é Algipore®, que é um fosfato de cálcio análogo do osso, que foi originalmente obtido a partir de matrizes de algas marinhas em 1985 (Ewers, 2005). Este tipo de materiais foram projetados para a reconstrução e contorno de um defeito ósseo alveolar com, pelo menos, três paredes. Os materiais derivados de coral têm boas propriedades elásticas, muito semelhantes ao tecido ósseo humano (Nomura, Katz, Powers, & Saito, 2005).

4.1.2 MSO de origem sintética – aloplástica

Os biomateriais sintéticos ou aloplásticos podem ser de natureza metálica, cerâmica ou plástica. Esses materiais sintéticos são denominados como materiais de implante. Entretanto, esses implantes, na sua maioria, desempenham um papel fundamental no preenchimento dos espaços apresentados pelos defeitos ósseos, sem haver uma incorporação fisiológica (Kolk et al., 2012).

4.1.3 MSO compostos

Os MSO compostos surgem como uma criação da engenharia de tecidos, na qual se combinam diferentes materiais de modo a ultrapassar as suas limitações individuais. Consegue-se assim juntar, as propriedades osteocondutoras das diferentes classes de MSO e, em simultâneo, melhorar as suas forças mecânicas (Chesnutt et al., 2008).

Destes materiais destaco:

- Hidroxiapatite
- Cerâmicos
- Metálicos (titânio)
- Polímeros
- Biovidro
- Cimentos de fosfato de cálcio

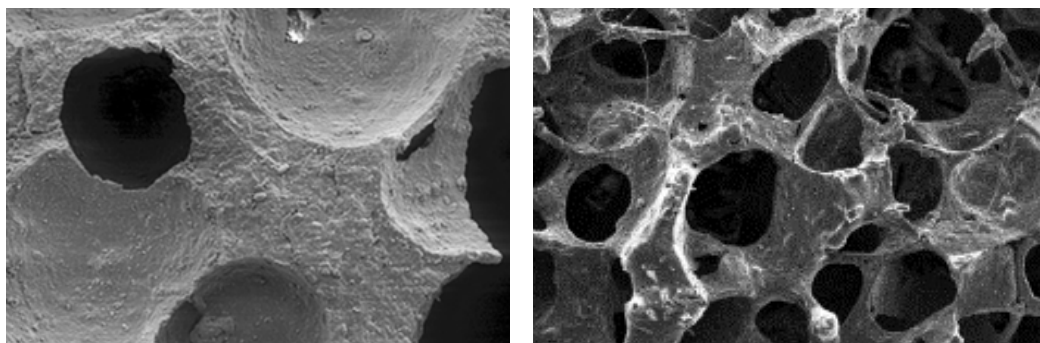


Figura 7 – A imagem da direita mostra a morfologia e microestrutura de hidroxiapatite (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Kolk et al., 2012) (Adaptado de Chen et al., 2006). A imagem da esquerda mostra a morfologia e microestrutura de Bioglass® (biovidro) (imagem MEV, ampliação x 50) (Adaptado de Chen, Thompson, & Boccaccini, 2006).

4.1.4 MSO combinados com fatores de crescimento

Muitas vezes, para induzir a formação óssea é necessário incorporar fatores de crescimento nas matrizes dos biomateriais usados como substitutos ósseos. Sendo que as proteínas morfogénicas ósseas (BMPs) são, hoje em dia, consideradas como o factor de crescimento mais efetivo na formação de novo osso em humanos. (King & Krebsbach, 2012).

Assim, É necessário que esta nova geração de biomateriais possua matrizes que sejam capazes de manter os fatores de crescimento bioativos e que melhorem a capacidade de retenção dos mesmos no local de implante. Sejam estes materiais naturais ou recombinantes, que poderão ser aplicados isoladamente ou combinados com diversos factores de crescimento. (King & Krebsbach, 2012; Kolk et al., 2012).

4.1.5 MSO combinados com células vivas

Esta recente combinação de MSO pretende imitar o desempenho biológico do enxerto autógeno. No entanto sem a morbidade associada à colheita de autotransplante, pois o material contém células estaminais vivas, provenientes de um humano adulto e não de uma fonte embrionária, oferecendo assim também um potencial osteogénico (Kolk et al., 2012). Cientistas ortopédicos e profissionais clínicos propuseram o uso de concentrado de aspirado de medula óssea (BMAC) e plasma rico em plaquetas (PRP) como duas fontes naturais de regeneração óssea (Amini, Laurencin, & Nukavarapu, 2013) e com resultados promissores (Sauerbier et al., 2010) e mais recentemente, utilizando células pluripotentes da polpa dentária (Atari et al., 2012).

Várias células estaminais mesenquimais adultas, como as células estaminais da polpa dentária, células estaminais de dentes humanos decíduos esfoliados, as células estaminais do ligamento periodontal, as células estaminais do folículo dentário e as células estaminais da papila apical dentária, já foram examinados “*in vivo*” e “*in vitro*”, de modo a analisar o seu potencial para gerar componentes do órgão dentário (Ulmer, Winkel, Kohorst, & Stiesch, 2010). Destes estudos salientou-se o potencial de regeneração óssea das células estaminais mesenquimais da papila dental, que mostraram ser células progenitoras de osteoblastos, (Tetè et al., 2008) e das células estaminais do folículo dentário, que induzem osteogénese (Atari et al., 2012; Bluteau, Luder, De Bari, & Mitsiadis, 2008).

A matriz osteocondutora torna-se um sistema de entrega para agentes bioativos, exigindo menos quimiotaxia e menor migração de células progenitoras de osteoblastos para o local do enxerto. A infusão direta de células progenitoras deverá conduzir a uma recuperação óssea mais rápida e consistente (Kahle, Wiesmann, Berr, Depprich, & Kübler, 2010). Quando uma matriz osteocondutora é implantada com aspirado de medula óssea, um enxerto composto pode tornar-se tanto osteogénico e osteoindutor por exemplo, proporcionando uma alternativa competitiva ao auto-enxerto (Kolk et al., 2012).

4.2 Fatores de crescimento na regeneração óssea

A regeneração tecidual ocorre devido à interação entre as células e os factores de crescimento. Na verdade, os factores de crescimento regulam a expressão celular, a migração, a formação de tecido e a sua morfogénese. (Amini et al., 2013).

Os fatores de crescimento desempenham dois papéis vitais durante a osteogênese; primeiramente cabe a estes fatores o recrutamento de células pluripotentes endógenas dos tecidos adjacentes para o interior da matriz do biomaterial; seguidamente irão direcionar a diferenciação das células recrutadas para o tecido ósseo (King & Krebsbach, 2012).

O sucesso do tratamento de regeneração óssea, recorrendo a fatores de crescimento, está intimamente relacionada com a capacidade de o biomaterial conseguir manter um balanço entre a libertação do fator de crescimento e a sua retenção no mesmo. Por este motivo é necessário compreender as propriedades físico-químicas destes materiais de modo a melhorar a segurança e eficácia no método de dispensa no nosso organismo (King & Krebsbach, 2012). Contudo na área emergente de factores de crescimento, ainda não existem evidências de alta qualidade para apoiar ou refutar a sua utilização (Horowitz et al., 2012).

4.3 Avaliação dos MSO

MSO em combinação com osso autólogo podem criar uma formação óssea adequada para ser utilizada na prática clínica a longo prazo. Sendo os MSO podem ser utilizados com sucesso em procedimentos como a elevação do seio maxilar, para a criação de uma camada suficiente de osso peri-implantar, bem como no aumento tridimensional de defeitos ósseos (Kolk et al., 2012)

A adição de agentes osteoindutivos a materiais osteocondutores vai mimetizar a capacidade osteogénica do osso autólogo, sem a morbilidade associada à cirurgia de colheita (Kolk et al., 2012). Além disso, a natureza da superfície topográfica do biomaterial tem uma influência direta na adesão e proliferação celular (Chan et al., 2012; Holzapfel et al., 2012; Roohani-esfahani, Nouri-khorasani, Lu, Appleyard, & Zreiqat, 2010).

Os fatores de crescimento osteoindutores são altamente eficazes, podendo levar à rápida regeneração de defeitos ósseos. No entanto, devido à insuficiente vascularização associada, a curto prazo, a qualidade óssea induzida nem sempre garante o sucesso total, a longo prazo, na retificação do defeito. (Kolk et al., 2012). Assim devido à complexidade do processo de regeneração óssea, os investigadores ponderam agora o envolvimento de múltiplos factores de crescimento na mesma. Esta nova ideologia passa pela utilização de fatores pró-osteogénicos e pró-angiogénicos (King & Krebsbach, 2012). O uso de tais fatores de crescimento pode proporcionar benefícios

em casos de defeitos alveolares extremos, após a remoção de peças dentárias (Horowitz et al., 2012).

Com o desenvolvimento de matrizes mais eficientes no transporte de fatores, pode-se diminuir os problemas sistêmicos envolvidos neste tipo de prática, devido ao seu local de ação ser mais preciso. Assim, os MSO competem com grande vantagem em conjunto com medicação sistêmica já aprovada, tornando-os clinicamente mais atrativos (King & Krebsbach, 2012).

A manipulação genética de células estaminais mesenquimais humanas, que conseguem escapar à resposta imune do hospedeiro produzindo factores de crescimento pró-osteogénicos e participando na osteogénese, é considerada como uma técnica emergente na regeneração óssea, bem como na libertação de múltiplos fatores (King & Krebsbach, 2012).

4.4 Obstáculos na regeneração em doentes e com idade avançada

Com o envelhecimento, o processo de regeneração entra em fase de declínio. Este fenómeno inclui uma diminuição gradual das células totipotentes, uma alteração nos processos migratórios e nos processos de diferenciação celular.

Estudos recentes demonstram que a regeneração tecidual e a sua maturação estão controlados por factores de inibição, e ao se utilizar anticorpos antagonistas, produzem-se respostas anabólicas impressionantes, que melhoram a hematopoiese, formação e regeneração ósseas. Como consequência, novos medicamentos anabólicos para o tratamento de perda óssea devido a osteoporose e devido à inibição de regeneração associada a tumores, estão a ser desenvolvidas (Holzapfel et al., 2012).

Assim, com o aumento crescente da população mundial e com o aumento da esperança média de vida, a necessidade de regeneração de defeitos ósseas, como complemento de reabilitações protéticas, torna-se cada vez maior.

5. Imagiologia

A análise tomográfica tridimensional do rebordo alveolar tornou-se recentemente popular, sendo hoje amplamente utilizada por várias especialidades de Medicina Dentária (Rom & Mages, 2005). Esta é especialmente válida em casos de atrofia óssea significativa ou para reconstruir os segmentos endêntulos. Uma renderização da morfologia da crista óssea pode ser obtida por tomografia computadorizada helicoidal de alta resolução ou através de scanners com software

especializado, que ajudam assim a desenvolver e implementar um plano de tratamento coerente e abrangente, tanto para o clínico como para o paciente (N, D, Me, Hirsch, & Schutyser, 2007).

Vários estudos demonstraram que, seis meses após a extração dentária, a mucosa desenvolve-se à volta do ao alvéolo original, com uma espessura considerável. Esta espessura de tecido mole, que se desenvolve pós-extração, pode mascarar a real extensão de reabsorção de tecido duro, resultando num impacto no resultado global de todos os esforços de reconstrução, especialmente no que diz respeito à estética (Tan et al., 2012). Assim, de modo a evitar erros na análise volumétrica por parte dos tecido mucosos, opta-se pela tomografia computadorizada (TC) helicoidal, pois esta consegue obter reconstruções tridimensionais mais precisas (Rom & Mages, 2005).

O diagnóstico volumétrico de uma localização anatômica e sua continuidade são facilmente alcançadas com imagens 3D reconstruídos, partindo de imagens de TC e comparando depois com imagens bidimensionais (Kawamata, Ariji, & Langlais, 2001).

Os implantes são uma ajuda para dispositivos protéticos e, portanto, precisam de ser colocados num local tridimensionalmente perfeito (Buser et al., 2004). Especialmente na zona estética da maxila, onde é importante simular os contornos naturais, mesmo não existindo nenhum dente ou raiz no processo alveolar (Ten Heggeler et al., 2011), sendo aqui que a TC demonstra todo o seu potencial como meio complementar de diagnóstico médico.

5.1 Imagem Tomográfica

A imagem tomográfica compõe-se, unitariamente, pelo pixel. Cada pixel representa um número que traduz a densidade tecidual ou o seu poder de atenuar a radiação. Tais números, conhecidos como escala de Hounsfield, variam de -1000 (densidade do ar) a +1000 (densidade da cortical óssea), passando pelo zero (densidade da água). Desse modo, os tecidos de maior densidade são descodificados com um número positivo pelo tomógrafo e denominados por hiperdensos, enquanto que os tecidos com densidade inferior à água recebem um número negativo e são denominados hipodensos (Garib, Jr, & Raymundo, 2007).

Ar	-1000 UH
Água	0 UH
Músculo	35-70 UH
Tecido fibroso	60-90 UH
Cartilagem	80-130 UH
Ossos trabéculares	150-900 UH
Ossos corticais	900-1800 UH
Dentina	1600-2400 UH
Esmalte	2500-3000 UH

Tabela 3 – Caracterização de tecido segundo as unidades de Hounsfield (Adaptado de Misch, 2008).

A imagem de TC apresenta ainda uma terceira dimensão, representada pela espessura do corte - o *voxel*. Denomina-se *voxel* a menor unidade da imagem na espessura do corte, podendo variar de 0,5 a 20,0mm, dependendo da região do corpo a ser analisada e da qualidade da imagem desejada. Desse modo, quando se desejam imagens muito precisas de pequenas regiões, como a face, ajusta-se o aparelho para adquirir cortes de 1,0mm de espessura, por exemplo, e, assim, o *voxel* das imagens resultantes corresponderá a 1,0mm (Garib et al., 2007). Atualmente consegue-se cortes de 800 μm , obtendo-se uma resolução de imagem bastante superior.

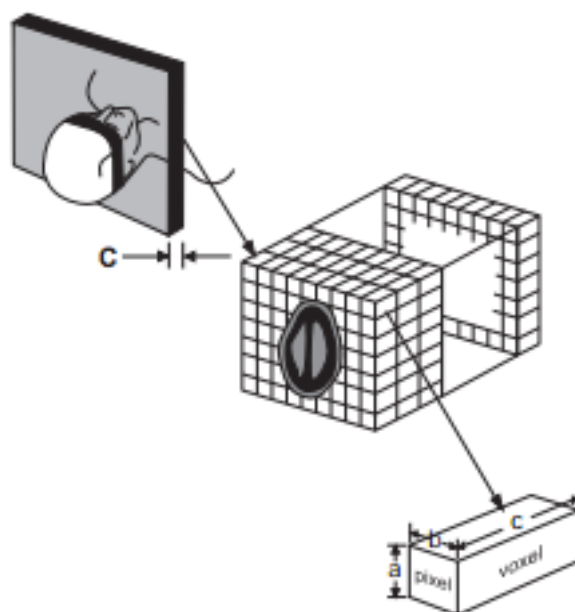


Figura 8 - Representação esquemática das unidades que compõem a imagem da TC tradicional (Adaptado de White & Pharoah, 2008).

Assim, a utilidade da TC de alta resolução, para a imagiologia e diagnóstico maxilo-facial é evidente. A TC é utilizada na análise da articulação temporomandibular (ATM), para avaliação de lesões dento-ósseas, deformidades maxilo-faciais e para avaliação maxilo-facial pré-operatória e pós-operatória. A TC fornece um meio único de

análise da cirurgia proposta, reformatando os dados da imagem, para criar imagens tomográficas tangenciais e transversais do mesmo local. Deste modo permite a avaliação dos locais de implante propostos e fornece informações de diagnóstico precisas, que outro método de imagem não forneceria. (Misch, 2008).

5.2 Tomografia Computorizada Interativa (TCI)

Esta técnica permite que o radiologista transfira o estudo de imagem para o clínico, em formato de ficheiro DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Permite assim que o clínico visualize e interaja com o estudo de imagem, mesmo no seu computador pessoal. O computador do Médico Dentista torna-se então uma estação de trabalho de diagnóstico radiológico, com instrumentos para medição do alvéolo, análise da qualidade do osso medido e alterar o nível da escala de cinzentos do estudo, de modo a melhorar a percepção de estruturas críticas, entre bastantes outras aplicações. As imagens axiais, em corte transversal, e panorâmicas, bem como as imagens tridimensionais são exibidas e referenciadas de modo a que o dentista possa apreciar a mesma posição ou região da anatomia do paciente em cada uma das imagens (Misch, 2008).

A TC e a sua técnica interativa cumprem mais objetivos da imagiologia pré-protética do que a radiografia periapical, a radiografia cefalométrica e a radiografia panorâmica. A TC e a TCI determinam a quantidade absoluta de osso, a qualidade do osso e a relação com as estruturas críticas, num nível de precisão consideravelmente maior. Por exemplo, a determinação da quantidade de osso com uma precisão de ± 1 milímetro ocorre em cerca de 95% dos casos que utilizam TC e apenas em 30% dos casos quando utilizada radiografia panorâmica. Com o uso de TCI, o clínico pode determinar a qualidade do osso diretamente nos locais de implante, com o objetivo de desenvolver um plano de tratamento tridimensional digital (Misch, 2008).

6. Proposição

Este estudo tem por objetivo:

- Caracterizar a dimensão e forma do defeito ósseo após perda dentária na região mais estética a nível maxilar, nomeadamente a região que se estende do dente 15 ao 25.
- Obter padrões de dimensão e morfologia volumétrica que possibilitam aumentar a previsibilidade dos procedimentos regeneradores.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para a elaboração deste estudo, com caráter retrospectivo, utilizou-se os arquivos pertencentes à clínica de Medicina Dentária, do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, de tomografias computadorizadas helicoidais, realizadas no âmbito da Consulta de Implantologia.

Na amostra foram incluídos os exames de tomografia computadorizada da maxila de pacientes entre 32 e 76 anos.

Para se enquadrarem no estudo os pacientes tiveram de apresentar:

- Defeitos ósseos unitários, que correspondam à extração de uma única peça dentária executada há mais de 6 meses.
- Os defeitos devem ser apenas maxilares e que correspondam à localização comprometida, entre os dentes 15 e 25.
- Em cada defeito ósseo deve estar sempre presente a peça dentária correspondente na hemi-arcada contra-lateral, sem a presença de qualquer índice de reabsorção óssea.

Foram excluídos da amostra pacientes que apresentavam:

- Contra-indicações gerais para intervenções cirúrgicas orais.
- Infecções no local planeado para a preservação da crista óssea, que não possam ser tratados durante a cirurgia de preservação.
- Pacientes submetidos a técnicas de preservação do alvéolo.
- Doença periodontal ativa.
- Pacientes irradiados na área planeada para a preservação.
- Pacientes a tomar bifosfonatos.
- Pacientes com patologia genética com compromisso do metabolismo ósseo.

1. Obtenção das imagens

As imagens da tomografia computadorizada foram adquiridas em formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Este é um formato universal para manuseamento, armazenamento, impressão e transmissão de informações em imagens médicas. O formato DICOM tornou-se o padrão incontestável para a troca e gestão de imagens biomédicas (C. Rosset, Rosset, & Ratib, 2005).

Em formato DICOM, as imagens adquiridas podem ser analisadas em *softwares*

de imagens volumétricas. As imagens em formato DICOM originais apresentam uma chave de segurança ou número associado, que impossibilita a sua modificação.

2. Software Osirix

O OsiriX é um *software* de processamento de imagem dedicado a imagens DICOM, produzidas por equipamentos de diagnóstico imagiológico (C. Rosset et al., 2005). O *software* é desenvolvido numa plataforma Macintosh, necessitando assim do sistema operativo MacOS X (*Macintosh Operating System*) (A. Rosset, Spadola, & Ratib, 2004).

Este software foi projetado especificamente para a navegação e visualização de imagens multimodais e multidimensionais. (A. Rosset, Spadola, Pysher, & Ratib, 2006).

O visualizador 3D oferece todos os modos modernos de processamento: reconstrução multiplanar (MPR), *rendering* de superfícies e volumes, bem como projeção de intensidade máxima (MIP).

O OsiriX é ao mesmo tempo uma estação de trabalho PACS (Arquivo de imagens e sistemas de comunicação) DICOM para imagens e um software de processamento de imagem para a investigação médica (radiologia e imagiologia nuclear), imagiologia funcional, imagens 3D, microscopia conofocal e imagem molecular (Bidgood, Horii, Prior, & Van Syckle, 1997; A. Rosset et al., 2006).

3. Padronização do posicionamento das imagens

Após copiar o arquivo do exame para um computador com MacOS X (V10.8) e com o *software* OsiriX 32-bit, *open-source version* (V5.7.1), procedeu-se à padronização da posição das imagens. A visualização dos cortes nas três dimensões do espaço (cortes axiais, sagitais e coronais), como pode ser observado na figura 9, é designado como reconstrução multiplanar.

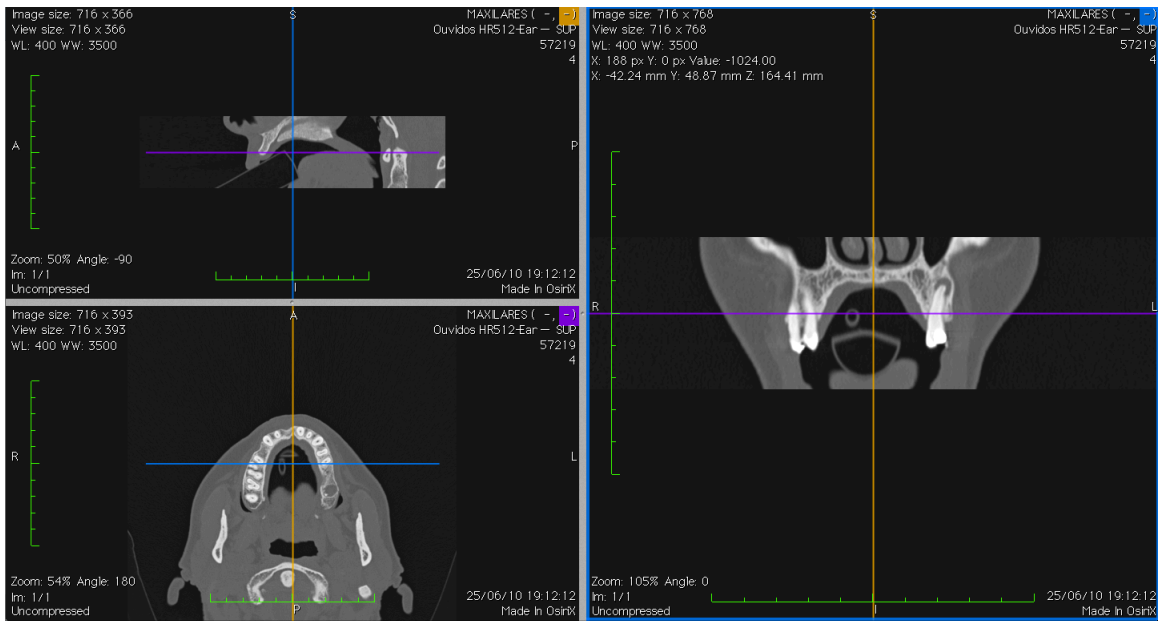


Figura 9- Reconstrução multiplanar , onde estão dispostas as linhas de referência horizontal e vertical presentes nos três planos (axial, sagital e coronal).

Nesta janela, é possível selecionar os cortes pretendidos, ou seja, em que profundidade ou quais as estruturas que se desejam observar, além de permitir a rotação das imagens. Permite também ajustar os planos de observação, de modo a que seja possível coincidi-las com as linhas de referência, conforme é possível observar nas figuras 12 e 13. A referência escolhida para padronizar os planos axial e sagital foi o plano bi-espinhal, fazendo assim coincidir com os planos vertical e horizontal, respectivamente. O plano bi-espinhal é definido entre a espinha nasal posterior (Spnp) e a espinha nasal anterior (Spna) (Pereira et al., 1984).

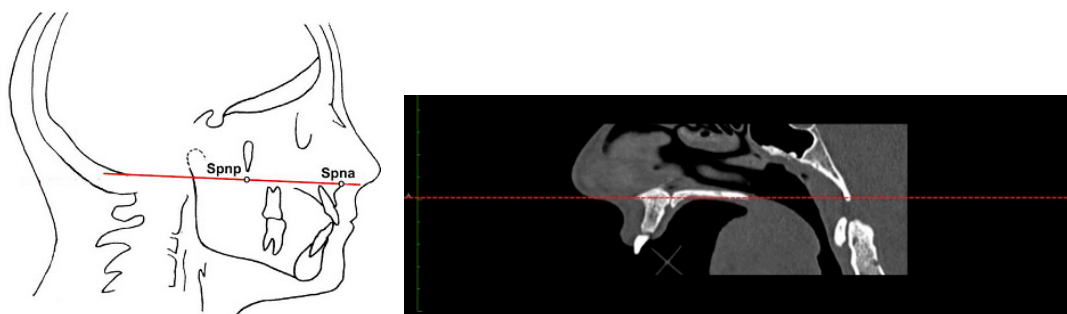


Figura 10- Na Imagem da esquerda, observa-se a representação do plano palatino ou plano biespinhal (adaptado de Pereira et al., 1984). Na imagem da direita, observa-se uma linha de referencia o plano biespinhal, num corte imagiológico sagital.

Caracterização de defeitos ósseos maxilares: Estudo imagiológico

A referência adotada para padronizar o plano coronal foi a linha que passa entre os pontos infra-orbitários, denominado de plano infra-orbitário (Netter, 2010). Finaliza-se assim, o posicionamento padronizado das imagens nos três planos do espaço. É importante notar que, caso exista erro no posicionamento da cabeça do paciente durante a execução do exame tomográfico, essa discrepância pode e deve ser corrigida nesta fase, recorrendo assim à rotação e reposicionamentos dos cortes e planos de observação.



Figura 11– A imagem da esquerda representa o plano infra-orbitário (adaptado de Netter, 2010). Na imagem da direita observa-se uma linha de referência sobre o plano infra-orbitário num corte imagiológico coronal.

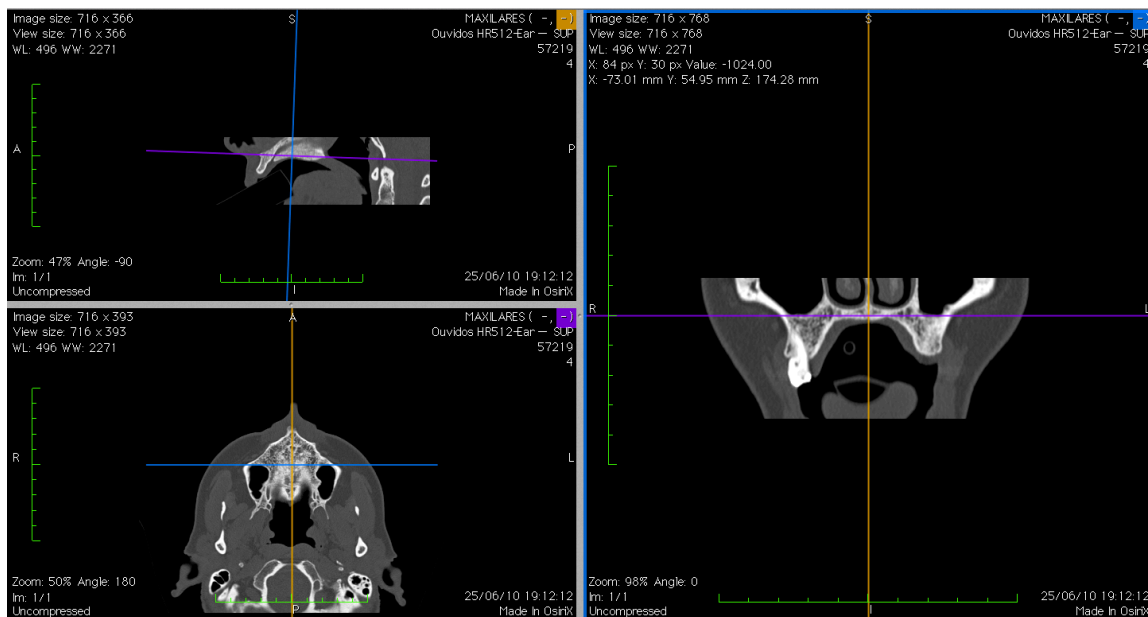


Figura 12– Rotação e reposicionamento dos cortes e planos de observação, de modo a que as linhas de referência coincidam com a linha bi-espinhal e a linha infra-orbitária. Vista final do posicionamento tridimensional das imagens do paciente.

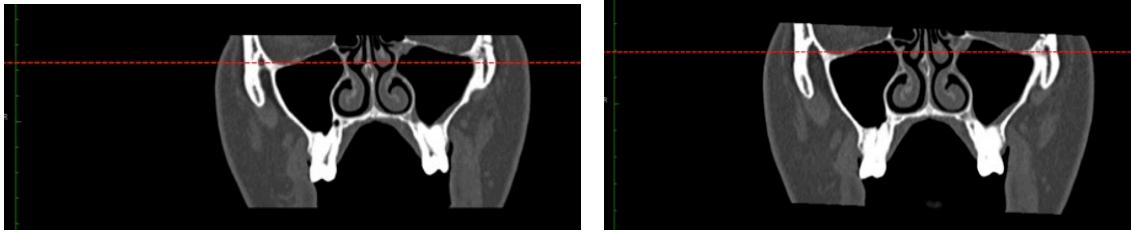


Figura 13– Rotação da imagem coronal fazendo-a coincidir com o plano infra-orbitário e com a linha de referência horizontal. Exemplificando assim um erro no posicionamento da cabeça do paciente durante a execução do exame tomográfico, sendo que essa discrepância foi corrigida nesta fase.

4. Seleção das imagens para medição

As imagens selecionadas foram TC maxilares de espessura constante entre cortes, de modo a que fosse possível executar medições e cálculos corretos e precisos.

5. Medição das imagens

Todas as medições foram realizadas pelo método digital, recorrendo-se a um computador MacBook Pro da Apple®, equipado com MacOS X (V10.8) e com o *software OsiriX 32-bit, open-source version (V5.7.1)*.

5.1 Medições volumétricas

5.1.1 Medição do volume dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDMH)

Para a medição da volume dos defeitos ósseos maxilares foram utilizados os cortes axiais. Nestes cortes axiais isolou-se o defeito ósseo digitalmente, criando uma região de interesse ou ROI (*Region of Interest*), para o defeito unitário em questão. Conforme exemplificado na figura 14.



Figura 14 – Corte axial, com ROI de interesse delimitada na zona correspondente ao defeito ósseo do dente 11.

Para a padronização dos limites axiais dos defeitos, delimita-se desde o topo da crista óssea do defeito até a localização correspondente ao ápice radicular do dente contra-lateral. Conforme exemplificado na figura 15.



Figura 15 – Linhas de referência indicativas dos limites axiais do defeito ósseo.

Para a delimitação do o limite sagital do defeito utilizou-se a tábua óssea vestibular e para o seu limite mais anterior utilizou-se o contorno simétrico da tábua óssea vestibular da hemi-arcada contra-lateral. Para isso desenhou-se uma linha de referência que segue o contorno da tábua óssea vestibular, na região contra-lateral ao defeito. Após realizar a inversão dessa linha, transferiu-se para para a hemi-arcada onde se localiza o defeito, obtendo-se assim o seu limite vestibular. Conforme demonstrado na imagem 16.

Para os limites coronais recorreu-se aos dentes adjacentes.

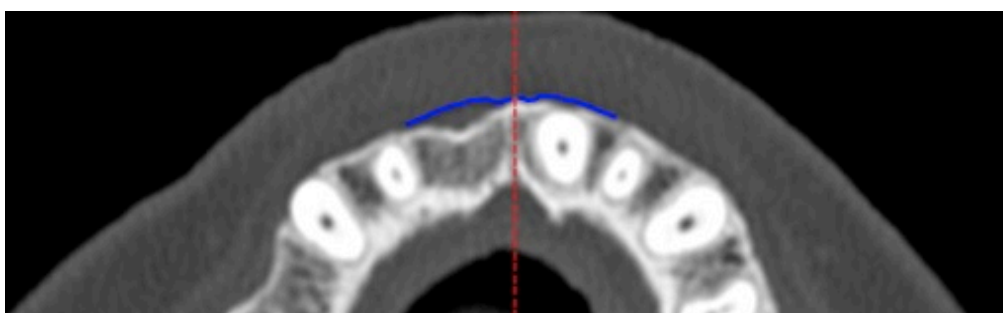


Figura 16 – Imagem ampliada de um corte imagiológico axial, onde a linha de referência representa o eixo de simetria do limite do contorno da tábua óssea vestibular, da hemi-arcada contra-lateral do defeito ósseo.

A partir do corte axial selecionado, se necessário, executou-se uma ampliação e um ajuste do contraste, caso necessário, de modo a facilitar a visualização do local desejado.

Cria-se uma região de interesse para o defeito ósseo em análise, seguindo os passos:

1. Selecionar a ferramenta “*Closed Polygon Tool*” ou “*Pencil*” da barra de funções, na zona de funções do botão do rato.
2. Criar uma área em redor do defeito ósseo de interesse, para o primeiro corte imagiológico.
 - . Caso necessário, utilizar a ferramenta “*Repulsor*” de modo a tornar os limites da ROI mais precisos e exatos aos do defeito de interesse.
3. Criar ROIs para todos os cortes imagiológicos que contêm o defeito, dentro dos limites estipulados.
 - . Regressar a cada corte, certificando que as ROIs estão corretamente dimensionadas e orientadas dentro dos limites do defeito de interesse, de modo a capturá-lo por completo.
4. Cálculo do volume do defeito (ROI → ROI Volume → Compute Volume...)
 - . Obtém-se o volume do defeito, em centímetros cúbicos (cm^3), bem como a renderização do defeito em 3D (Figura 17)

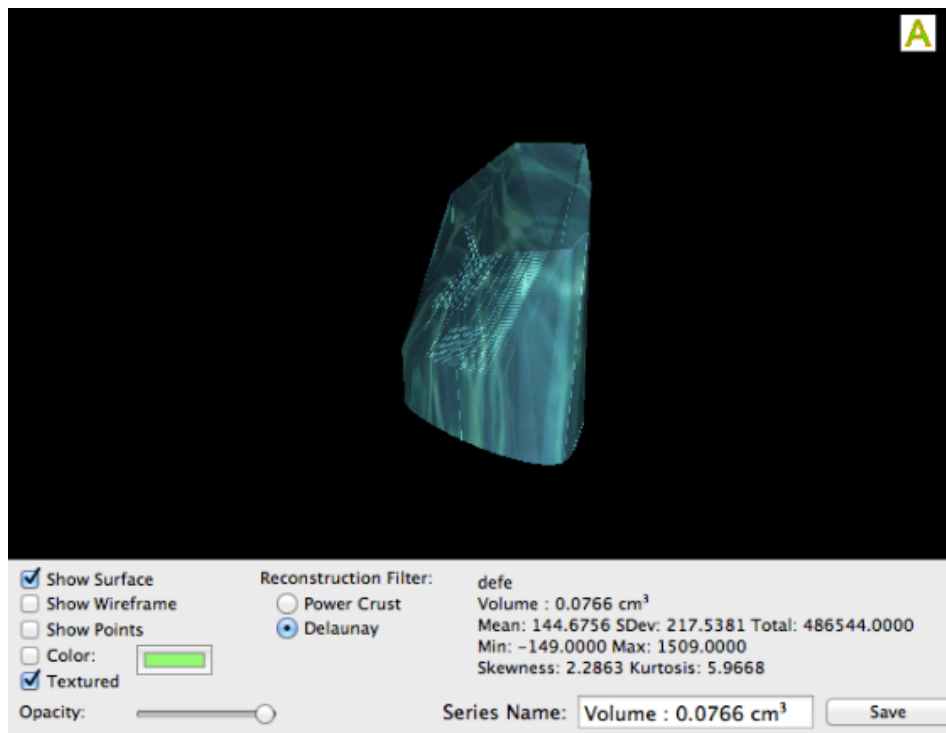


Figura 17 –Janela de renderização 3D do defeito e o seu respetivo volume em cm^3 .

5.1.2 Medição do volume da secção da crista óssea atrófica maxilar (VSCA)

Para a medição do volume da crista óssea atrófica foram utilizados os cortes axiais. Nestes cortes axiais isolou-se a crista óssea digitalmente, criando uma ROI sobre a crista que apresenta reabsorção óssea pós-extracional, demonstrado na figura 18.

Para a padronização dos limites da crista atrófica:

- Para os limites axiais: delimita-se desde o topo da crista óssea até à localização correspondente ao ápice radicular do dente contra-lateral.
- Para os limites sagitais: recorre-se às corticais ósseas vestibular e palatinas.
- Para os limites coronais: recorre-se aos dentes adjacentes.

Cria-se uma região de interesse para o defeito ósseo em análise, conforme os passos já mencionados em 5.1.1.



Figura 18 – Corte axial com ROI da crista óssea atrófica, respeitando os limites impostos.

5.1.3 Medição do volume da secção da crista óssea maxilar sã, contra-lateral ao defeito (VSCCL)

Para a medição do volume da crista óssea maxilar oposta, foram utilizados os cortes axiais. Nestes cortes axiais isolou-se a crista óssea digitalmente, criando uma ROI. Como se observa na figura 19.

Para a padronização dos limites da crista atrófica:

- Para os limites axiais: delimita-se desde o topo da crista óssea, até à localização

correspondente ao ápice radicular.

- Para os limites sagitais: recorre-se ás corticais ósseas vestibular e palatinas.
- Para os limites coronais: recorre-se aos dentes adjacentes.

Cria-se uma região de interesse para o defeito ósseo em análise, conforme os passos mencionados em 5.1.1.



Figura 19 – Corte axial com ROI da crista óssea maxilar da hemi-arcada oposta ao defeito.

5.1.4 Medição do volume da secção óssea maxilar vertical sã, contra-lateral ao defeito (VSVCL)

Para a medição do volume desta secção, foram utilizados os cortes coronais. Nestes cortes coronais isolou-se a secção da crista óssea digitalmente, criando uma ROI, demonstrado na figura 20.

Para a padronização dos limites desta secção:

- Para os limites axiais: delimita-se desde do topo da crista óssea da hemi-arcada oposta ao defeito, até á zona correspondente ao topo da crista óssea da hemi-arcada atrofica.
- Para o limites sagitais: recorre-se ás corticais ósseas vestibular e palatinas.
- Para o limites coronais: recorre-se aos dentes adjacentes.

Cria-se uma região de interesse para o defeito ósseo em análise, conforme os passos mencionados em 5.1.1.

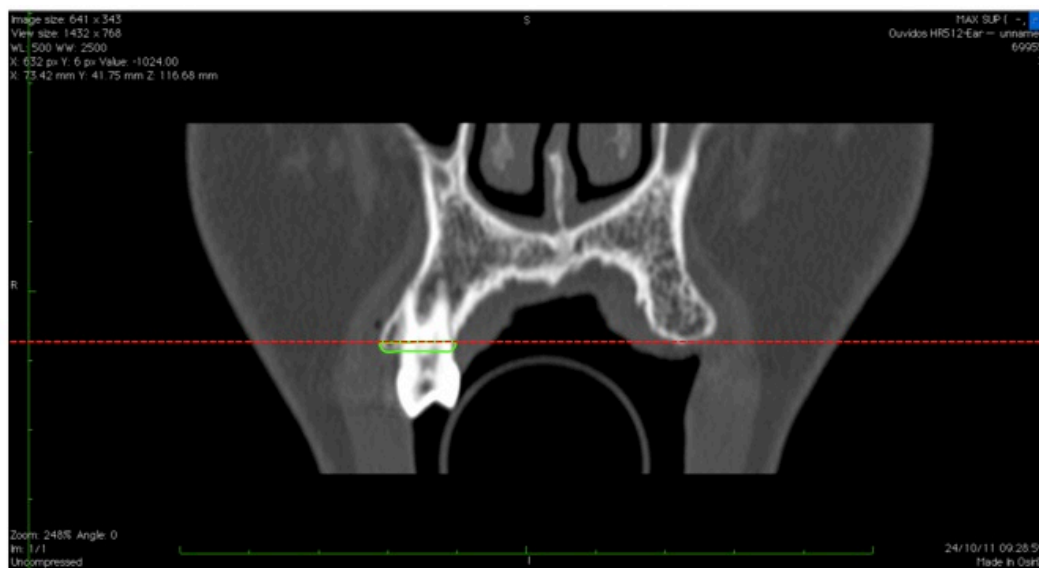


Figura 20 – Corte coronal com ROI da seção correspondente ao defeito ósseo vertical, obtido com o auxílio a uma linha de referência.

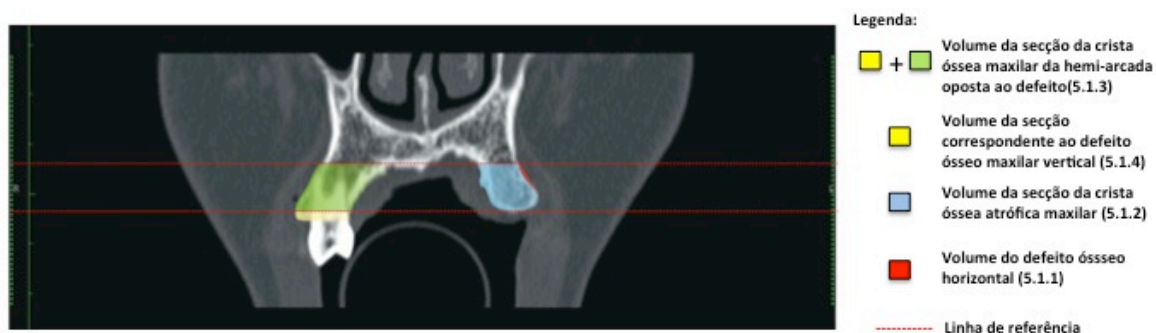
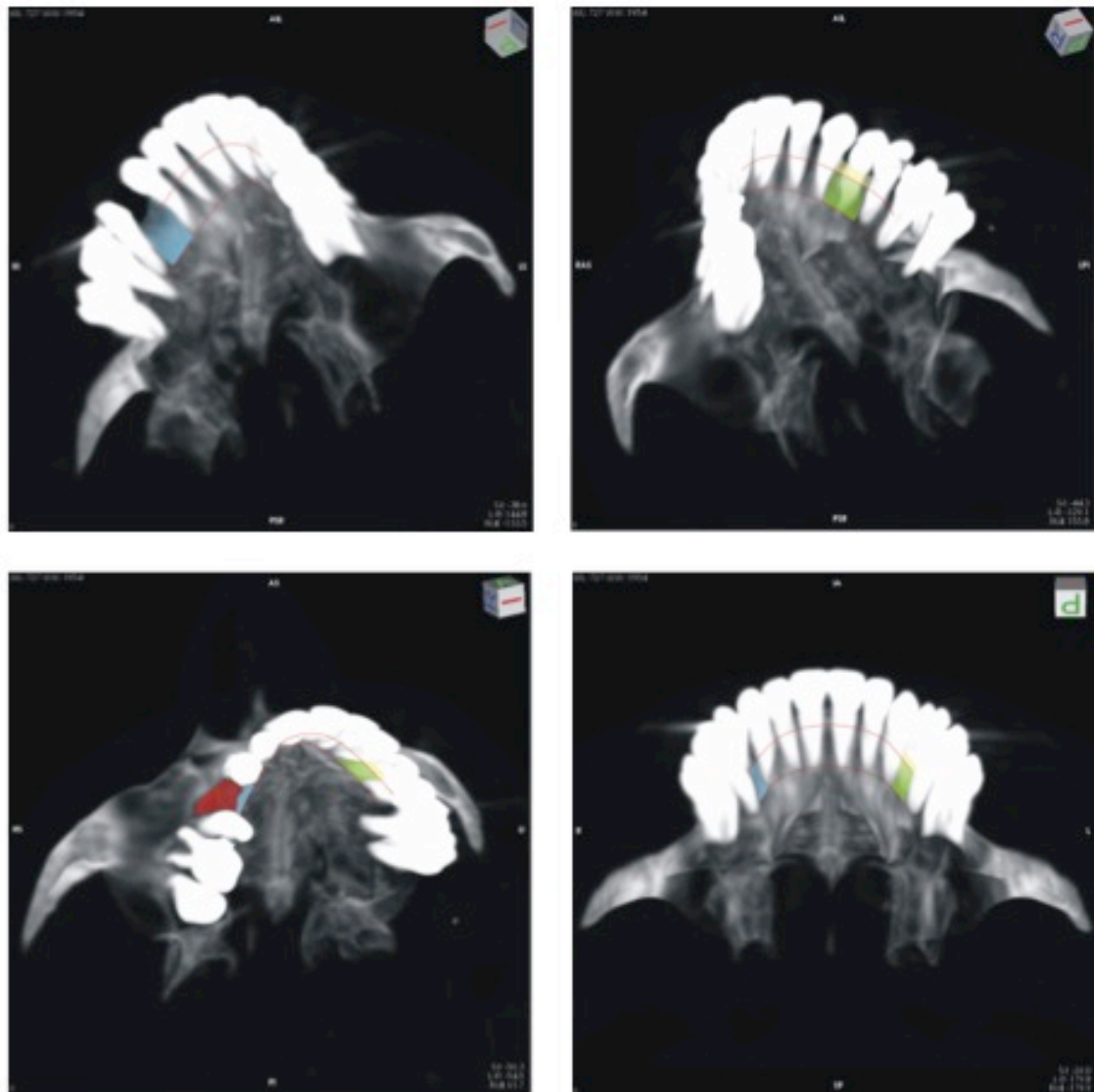


Figura 21- Corte coronal com representação dos volumes analisados.



Legenda:

- + Volume da secção da crista óssea maxilar da hemi-arcada oposta ao defeito (5.1.3)
- Volume da secção correspondente ao defeito ósseo maxilar vertical (5.1.4)
- Volume da secção da crista óssea atrófica maxilar (5.1.2)
- Volume do defeito ósseo horizontal (5.1.1)
- Linha de referência

Figura 22 – Imagens MPI em 3D com representação dos volumes analisados.

5.2 Medições lineares

5.2.1 Medição da perda de dimensão vertical óssea (PDVO)

Para a medição da perda de dimensão vertical óssea dos defeitos maxilares foram utilizados os cortes coronais, recorrendo à janela de reconstrução multiplanar tridimensional curvada (3D *Curved-MPR*) (Figura 23).

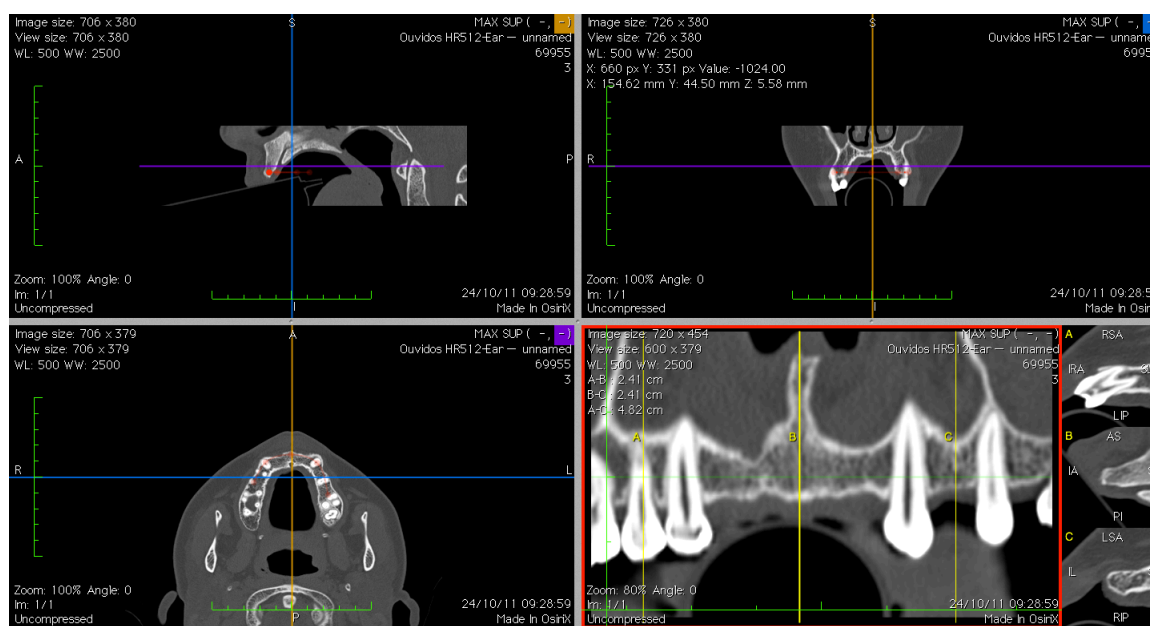


Figura 23- Janela de reconstrução multiplanar tridimensional curvada (3D Curved-MPR).

Esta janela produz uma imagem renderizada multiplanar curva do conjunto de dados tridimensionais, presentes no arquivo do exame do paciente. O plano da curvatura multiplanar pode ser definido em qualquer direção e ângulo, no conjunto de dados original. Este plano é definindo por uma linha de curvatura tridimensional.

Quatro pontos de vista são exibidos nessa janela. Os primeiros três mostram planos multiplanares ortogonais em relação aos outros pontos de vista. Permitindo assim que se mova as imagens de forma precisa, colocando e editando a linha de curvatura tridimensional. A visão inferior direita exibe a linha de curvatura tridimensional esticada, ou uma imagem multiplanar curva esticada. Pode-se girar toda a curvatura 3D e exibir três vistas perpendiculares com este método (Vistas A, B e C).

A zona central do defeito bem como o centro do dente contra-lateral são selecionados na linha de curvatura tridimensional esticada, sendo ainda medida a diferença de dimensão óssea nas vistas perpendiculares. A medição é executada perpendicularmente ao contorno do arco dentário em milímetros (mm), partindo da crista óssea do defeito até ao osso alveolar do dente contra-lateral, estando assim a medição compreendida entre as linhas de referência como podemos ver na figura 24.

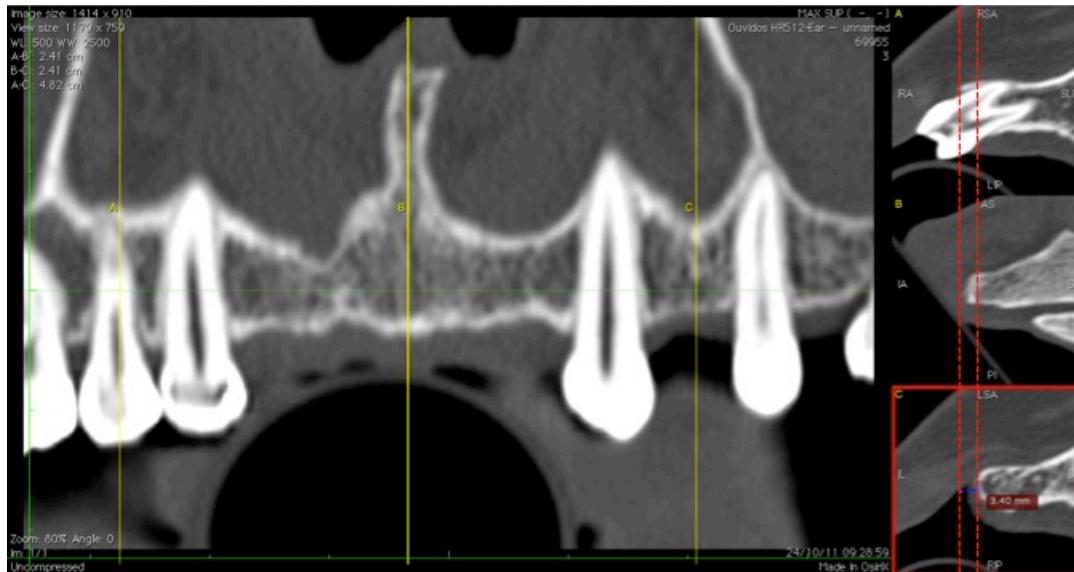


Figura 24 – Medição da diferença de dimensão óssea entre hemi-arcadas.

5.2.2 Medição da perda de dimensão horizontal óssea (PDHO)

Para a medição da perda de dimensão horizontal óssea do defeito maxilar foram utilizados os cortes axiais. Selecionando o corte axial central do defeito ósseo, é executada a sua medição linear em milímetros paralelamente à arcada, no sentido distal-mesial, como podemos observar na figura 25.



Figura 25 – Medição da perda de dimensão óssea horizontal.

5.2.3 Medição da perda de profundidade óssea vestibular (PPOV)

Para a medição da perda de profundidade óssea vestibular do defeito maxilar foram utilizados os cortes axiais. Selecionando o corte axial central do defeito ósseo, é executada a sua medição linear em milímetros perpendicularmente à arcada, no sentido vestibulo-palatino. Como limites da medição utiliza-se o contorno simétrico da arcada e a parede do defeito, como podemos observar na figura 26.



Figura 26 – Medição da perda de profundidade óssea.

6. Erro do método

A concordância intra-examinador nas avaliações das tomografias computadorizadas foram realizada duas vezes em intervalo de, no mínimo, de vinte dias. Esta medida visou dar confiabilidade à metodologia escolhida.

Para verificar o erro sistemático intra-examinador foi utilizado o teste “t” pareado. Os resultados das avaliações do erro sistemático, avaliado pelo teste “t” pareado, estão encontram-se nas tabelas 4 a 10.

7. Análise estatística

Os dados foram descritos pela média, desvio padrão e valores mínimos e máximos das medições analisadas. Tais medições foram comparadas utilizando o teste “t” de Student e adotado o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no programa *Excel* do *Microsoft Office* 2011, para *Macintosh*.

RESULTADOS**1. Avaliação do erro metodológico**

Nas tabelas 4 a 10 visualizam-se os valores dos erros sistemáticos, das medições das dimensões e volumes das secções maxilares analisadas.

Erro sistemático para VDMH					
Dente	1ª medição (cm ³)		2ª medição (cm ³)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	0,2112	0,3198	0,2113	0,3197	0,4143
12/22	0,1282	0,0756	0,1286	0,0752	0,0593
13/23	0,0723	0,0428	0,0714	0,5297	0,4696
14/24	0,0844	0,0405	0,0783	0,0432	0,3461
15/25	0,0991	0,0550	0,0989	0,0550	0,2118

Tabela 4 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDMH).

Erro sistemático para VSCA					
Dente	1ª medição (cm ³)		2ª medição (cm ³)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	0,3772	0,1667	0,3769	0,1662	0,7241
12/22	0,3639	0,2004	0,3640	0,2005	0,5464
13/23	0,3178	0,0250	0,3182	0,0257	0,3910
14/24	0,4305	0,1230	0,4303	0,1230	0,1125
15/25	0,3981	0,0415	0,3989	0,0413	0,1584

Tabela 5 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das cristas ósseas atróficas maxilares (VSCOM).

Erro sistemático para VSCCL					
Dente	1ª medição (cm ³)		2ª medição (cm ³)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	0,6372	0,4238	0,6379	0,4238	0,2669
12/22	0,5215	0,2063	0,5215	0,2062	0,9939
13/23	0,4316	0,0156	0,4320	0,0145	0,7832
14/24	0,5657	0,1338	0,5670	0,1342	0,0780
15/25	0,5841	0,0812	0,5827	0,0789	0,2759

Tabela 6 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra-laterais aos defeitos (VSCCL).

Erro sistemático para VSVCL					
Dente	1ª medição (cm ³)		2ª medição (cm ³)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	0,0487	0,0193	0,0481	0,0178	0,4153
12/22	0,0292	0,0039	0,0291	0,0042	0,9049
13/23	0,0416	0,0194	0,0416	0,0191	0,8621
14/24	0,0551	0,0197	0,0549	0,0196	0,1711
15/25	0,0547	0,0206	0,1157	0,1825	0,3347

Tabela 7 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos (VSVCL).

Erro sistemático para PDVO					
Dente	1ª medição (mm)		2ª medição (mm)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	2,15	0,74	2,15	0,73	1,00
12/22	2,19	1,12	2,23	1,05	0,3572
13/23	2,71	0,97	2,72	0,95	0,3534
14/24	2,09	0,83	2,09	0,82	0,5938
15/25	2,23	0,86	2,15	0,92	0,3736

Tabela 8 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático da perda de dimensões verticais ósseas (PDVO).

Erro sistemático para PDHO					
Dente	1ª medição (mm)		2ª medição (mm)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	3,53	0,90	3,43	0,95	0,3667
12/22	3,23	0,64	3,24	0,63	0,7019
13/23	2,47	0,37	2,46	0,32	0,9120
14/24	2,66	0,62	2,59	0,58	0,2477
15/25	2,70	0,79	2,73	0,80	0,2658

Tabela 9 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático das perdas de dimensões horizontais ósseas (PDHO).

Erro sistemático para PPOV					
Dente	1ª medição (mm)		2ª medição (mm)		p
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	
11/21	7,14	0,78	6,73	1,55	0,3258
12/22	6,84	1,55	6,83	1,54	0,5618
13/23	4,04	1,09	4,05	1,10	0,6951
14/24	6,16	1,16	6,15	1,14	0,6986
15/25	5,57	1,44	5,58	1,44	0,7533

Tabela 10 - Média, desvio padrão das duas medições e teste “t” pareado para avaliar o erro sistemático das perdas de profundidade ósseas vestibulares (PPOV).

2. Distribuição da amostra

Das TC disponíveis, da consulta de implantologia da clínica dentária do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, foram selecionados 36 pacientes com os seus respectivos ficheiros DICOM das TC pedidas no âmbito da consulta, dado terem-se enquadrado nos critérios de seleção do estudo. Sendo que 19 (53%) eram do sexo feminino e 17 (47%) do sexo masculino, com idades compreendidas entre os 32 e 76 anos.

Dos 36 pacientes isolou-se uma amostra total de 46 defeitos ósseos maxilares unitários, onde se observa a distribuição apresentada na tabela 11.

Dente	Quantidade de defeitos ósseos
11/21	10
12/22	6
13/23	4
14/24	17
15/25	9

Tabela 11 – Distribuição da quantidade de defeitos ósseos unitários pela localização dentária.

Dente	VDMH (cm³)	VSCA (cm³)	VSCCL (cm³)	VSVCL (cm³)	PDVO (mm)	PDHO (mm)	PPOV (mm)
11/21	0,2112	0,3771	0,6381	0,0484	2,15	3,48	6,93
12/22	0,1284	0,3639	0,5194	0,0291	2,21	3,23	6,84
13/23	0,0718	0,3180	0,4328	0,0416	2,72	2,46	4,05
14/24	0,0814	0,4304	0,5663	0,0550	2,09	2,63	6,15
15/25	0,0990	0,3985	0,5834	0,0852	2,19	2,72	5,58
Média	0,1184	0,3776	0,5480	0,0519	2,27	2,91	5,91

Tabela 12 – Tabela com os volumes e dimensões médias das respectivas posições dentárias, bem como a média de cada zona analisada para a região anterior estética da maxila.

3. Análise dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais (VDMH)

Recorrendo à tabela 13, observa-se que de toda a região anterior da maxila há uma maior prevalência de reabsorção óssea horizontal nos dentes 11/21, visto que apresenta um maior volume de perda óssea. As demais medições não apresentam dimorfismo sexual, considerando que estatisticamente não existem diferenças significativas ($p>0,05$), conforme observado na tabela 14.

VDMH (cm3)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	0,2112	0,3198	0,0297	1,1129
12/22	6	0,1284	0,0759	0,0575	0,2620
13/23	4	0,0718	0,0420	0,0210	0,1138
14/24	17	0,0814	0,0398	0,0268	0,1789
15/25	9	0,0990	0,0550	0,0245	0,1800

Tabela 13 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais.

VDMH (cm3)									
Dente	Feminino				Masculino				P
	Média	Desv.P.	Mín.	Máx.	Média	Desv.P.	Mín.	Máx.	
11/21	0,0786	0,0425	0,0297	0,1314	0,2996	0,3994	0,1129	1,1129	0,3114
12/22	0,1113	0,0540	0,0575	0,1655	0,0611	0,0293	0,0297	0,0876	0,3411
13/23	0,0594	0,0542	0,0210	0,0977	0,0843	0,0416	0,0549	0,1138	0,7752
14/24	0,0823	0,0482	0,0268	0,1789	0,0800	0,0270	0,0473	0,1315	0,9116
15/25	0,0817	0,0506	0,0245	0,1477	0,1128	0,0599	0,0507	0,1800	0,4357

Tabela 14 - Média, desvio padrão, mínimo, máximo e comparação entre os sexos feminino e masculino dos volumes dos defeitos ósseos maxilares horizontais.

4. Análise dos volumes das secções das cristas ósseas atróficas maxilares (VSCA)

Recorrendo à tabela 15, observa-se que, de toda a região anterior da maxila, a crista óssea de menores dimensões pós-extração corresponde à posição dentária 12/22, visto que o volume da sua crista é o de menores dimensões.

VSCA (cm3)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	0,3771	0,1664	0,2250	0,7202
12/22	6	0,3639	0,2004	0,1253	0,6007
13/23	4	0,3180	0,0254	0,2915	0,3510
14/24	17	0,4304	0,1243	0,2690	0,6375
15/25	9	0,3985	0,0414	0,3409	0,4739

Tabela 15 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções das cristas ósseas atróficas maxilares.

5. Análise dos volumes das secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra-laterais aos defeitos (VSCCL)

Recorrendo à tabela 16, observa-se que, os diversos volumes de suporte ósseo para as respectivas peças dentárias. Ao qual o dente 11/21, apresenta a maior quantidade de suporte ósseo.

VSCCL (cm3)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	0,6381	0,4234	0,3310	1,6997
12/22	6	0,5194	0,2065	0,2585	0,7342
13/23	4	0,4328	0,0154	0,4203	0,4550
14/24	17	0,5663	0,1361	0,3472	0,8345
15/25	9	0,5834	0,0801	0,4559	0,7546

Tabela 16 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções das cristas ósseas maxilares sãs, contra-laterais aos defeitos.

6. Análise dos volumes das secções óssea maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos (VSVCL)

Recorrendo à tabela 17, observa-se que a porção óssea vertical de maior dimensão corresponde ao dente 15/25, sendo que as demais medições não apresentam dimorfismo sexual, considerando que estatisticamente não existem diferenças significativas ($p > 0,05$), conforme observado na tabela 18.

VSVCL (cm ³)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	0,0484	0,0185	0,0190	0,0922
12/22	6	0,0291	0,0040	0,0226	0,0325
13/23	4	0,0416	0,0192	0,0192	0,0592
14/24	17	0,0550	0,0200	0,0185	0,0888
15/25	9	0,0852	0,0944	0,0321	0,3307

Tabela 17 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos.

VSVCL (cm ³)									
Dente	Feminino				Masculino				P
	Média	Desv.P.	Mín.	Máx.	Média	Desv.P.	Mín.	Máx.	
11/21	0,0383	0,0147	0,0190	0,0516	0,0551	0,0188	0,0415	0,0922	0,1717
12/22	0,0270	0,0048	0,0226	0,0322	0,0338	0,0143	0,0190	0,0475	0,3415
13/23	0,0456	0,0192	0,0320	0,0592	0,0376	0,0261	0,0192	0,0561	0,8456
14/24	0,0472	0,0163	0,0185	0,0819	0,0662	0,0196	0,0412	0,0888	0,0447
15/25	0,1240	0,1395	0,0321	0,3307	0,0541	0,0222	0,0346	0,0900	0,2986

Tabela 18 - Média, desvio padrão, mínimo, máximo e comparação entre os sexos feminino e masculino dos volumes das secções ósseas maxilares verticais sãs, contra-laterais aos defeitos.

7. Análise das dimensões das perdas de dimensão vertical óssea (PDVO)

Recorrendo à tabela 19, observa-se que há uma maior perda de altura óssea nos dentes 13/23.

PDVO (mm)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	2,15	0,74	1,17	3,99
12/22	6	2,21	1,08	1,02	3,57
13/23	4	2,72	0,96	1,80	3,71
14/24	17	2,09	0,80	1,09	3,49
15/25	9	2,19	0,88	1,24	3,90

Tabela 19 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de dimensão vertical óssea.

8. Análise das dimensões das perdas de dimensão horizontal óssea (PDHO)

Recorrendo à tabela 20, observa-se que há uma maior perda de dimensão horizontal óssea nos dentes 11/21.

PDHO (mm)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	3,48	0,91	2,05	4,48
12/22	6	3,23	0,63	2,47	4,30
13/23	4	2,46	0,34	2,01	2,74
14/24	17	2,63	0,59	1,76	3,45
15/25	9	2,72	0,79	1,53	4,11

Tabela 20 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de dimensão horizontais ósseas.

9. Análise das dimensões das perdas de profundidade óssea vestibular (PPOV)

Onde se observa uma maior profundidade de perda óssea vestibular é nos dentes 11/21, como se constata na tabela 21.

PPOV (mm)					
Dente	n	Média	Desvio padrão	Mín.	Máx.
11/21	10	6,93	1,06	4,85	8,24
12/22	6	6,84	1,55	4,49	8,55
13/23	4	4,05	1,09	2,72	5,20
14/24	17	6,15	1,15	4,15	7,84
15/25	9	5,58	1,44	3,83	7,99

Tabela 21 - Média, desvio padrão, mínimo e máximo das perdas de profundidades ósseas vestibulares.

10. Comparação dos volumes entre a crista óssea sã e a reconstrução volumétrica da zona edêntula

Para obter a reconstrução volumétrica da zona edêntula (RVZE) realizou-se o somatório de todas as porções que a constituem, como observado na tabela 22.

Como observado, a diferença existente entre os volumes da zona sã e da zona edêntula reconstruída é inferior a 0,4%.

Dente	VSCA (cm ³)	+	VDMH (cm ³)	+	VSVCL (cm ³)	=	RVZE (cm ³)
11/21	0,3771		0,2112		0,0484		0,6366
12/22	0,3639		0,1284		0,0291		0,5215
13/23	0,3180		0,0718		0,0416		0,4314
14/24	0,4304		0,0814		0,0550		0,5668
15/25	0,3985		0,0990		0,0852		0,5827

Tabela 22 – Reconstrução volumétrica da zona edêntula.

Dente	VSCCL (cm3)	RVZE (cm3)	VSCCL - RVZE	
			(cm3)	(%)
11/21	0,6381	0,6366	0,0015	-0,24
12/22	0,5194	0,5215	-0,0021	0,40
13/23	0,4328	0,4314	0,0014	-0,32
14/24	0,5663	0,5668	-0,0005	0,09
15/25	0,5834	0,5827	0,0007	-0,12

Tabela 23 – Diferença de volume e percentagem entre a zona sã e a reconstrução da zona edêntula.

11. Comparação dos volumes entre a crista óssea sã e os defeitos ósseos maxilares horizontais e verticais

Quando comparado o volume da crista óssea sã e o defeitos ósseos maxilares, demonstra-se que a reabsorção óssea horizontal de maiores dimensões corresponde ao dente 11/21, valores na ordem dos 33%. Enquanto que a maior reabsorção de volume óssea vertical, observa-se no dente 15/25, na ordem dos 15%.

Dente	VSCCL (cm3)	VDMH (cm3)	(%)	VSCL (cm3)	(%)
11/21	0,6381	0,2112	33	0,0484	8
12/22	0,5194	0,1284	25	0,0291	6
13/23	0,4328	0,0718	17	0,0416	10
14/24	0,5663	0,0814	14	0,0550	10
15/25	0,5834	0,0990	17	0,0852	15

Tabela 24 – Quantidade (em volume e em percentagem) que os defeitos ósseos horizontais e verticais apresentam, relativamente a um volume total contra-lateral da hemi-arcada oposta.

12. Análise da morfologia tridimensional dos defeitos ósseos

Seguindo a metodologia descrita em 5.1.1(capítulo Materiais e Métodos) para o cálculo volumétrico da ROI, o *software* forneceu o volume do defeito, em centímetros cúbicos (cm³), bem como a renderização precisa de cada defeito analisado em 3D. Após a análise cuidada de cada renderização, destacou-se um padrão morfológico para VDMH e VSCCL. Observa-se uma semelhança, de um grosso modo, a sólidos regulares. Nomeadamente a uma calote esférica para os defeitos ósseos horizontais e a uma secção cilíndrica para os defeitos ósseos verticais. Conforme exemplificado nas figuras 27 e 28.

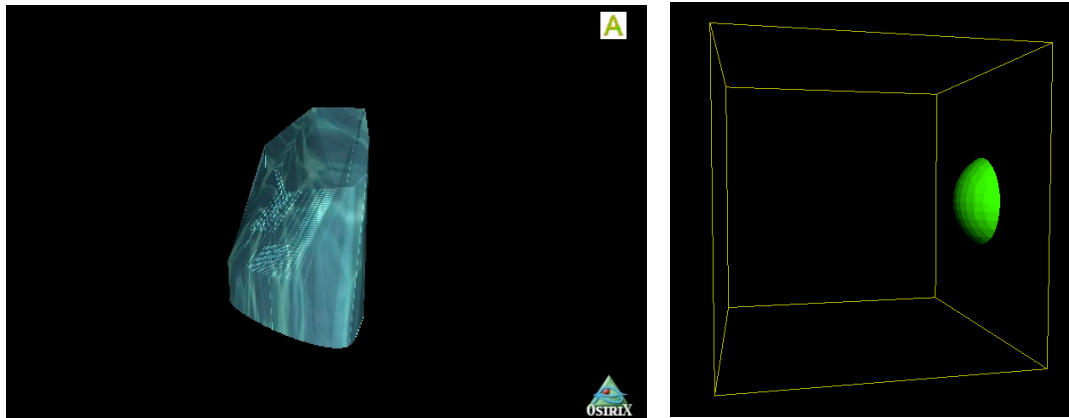


Figura 27 – Semelhança entre uma renderização volumétrica tridimensional de um defeito horizontal, obtida pelo *software* Osirix (à esquerda) e uma calote esférica (à direita).

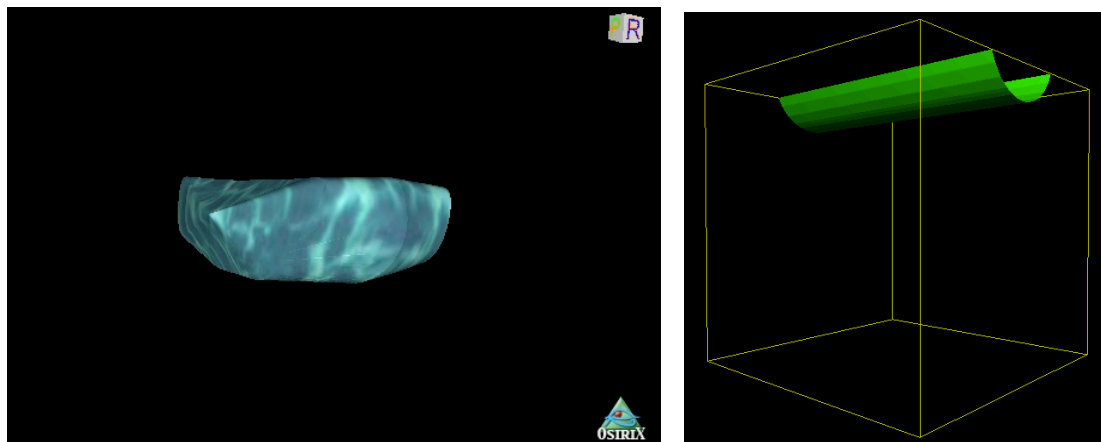


Figura 28 – Semelhança entre uma renderização volumétrica tridimensional de um defeito vertical, obtida pelo *software* Osirix (à esquerda) e uma secção cilíndrica (à direita).

DISCUSSÃO

A extração dentária é um dos procedimentos dentários mais amplamente realizados. (Tan et al., 2012). No entanto, mesmo com uma cicatrização sem complicações, há um defeito alveolar que resulta como consequência da remoção do dente, onde são espectáveis alterações nas dimensões horizontais e verticais (Van der Weijden et al., 2009).

Muitos estudos têm demonstrado que a reabsorção da tábua óssea vestibular pode ter consequências estéticas devastadoras, para coroas e pontes (implanto-suportadas) (Van der Weijden et al., 2009).

A reabilitação da maxila anterior é assim um desafio para o clínico, devido às exigências estéticas dos pacientes e à difícil anatomia pré-existente. Nesta área da cavidade oral, o clínico é frequentemente confrontado com deficiências anatômicas dos tecidos. Defeitos que, muitas vezes, requerem procedimentos de regeneração óssea com MSO, de modo a regenerar os volumes adequados de osso para permitir a reabilitação protética. O manuseamento dos tecidos para a reabilitação protética necessita de uma aproximação 3D precisa, que só a TC pode providenciar (N et al., 2007).

Vários estudos demonstraram uma menor reabsorção do rebordo alveolar, quando os procedimentos de preservação da crista alveolar foram utilizados (Horowitz et al., 2012). Contudo, mesmo utilizando técnicas de preservação alveolar, irá sempre ocorrer uma reabsorção óssea a longo prazo, o que significa que existirá uma recorrência do defeito ósseo, essencialmente na cortical óssea vestibular maxilar, sendo assim necessário atuar mais cedo ou mais tarde na sua regeneração (Zakhary et al., 2012), tendo em vista a funcionalidade e estética dos possíveis tratamentos protéticos a serem realizados.

1. O método de estudo

A quantidade de reabsorção vertical e horizontal das paredes alveolares foi investigado com métodos diferentes, que vão desde o estudo e medição de modelos de gesso (Johnson, 1969; Pietrokovski & Massler, 1967; Schropp, Wenzel, Kostopoulos, & Karring, 2003), à análise radiográfica (Schropp et al., 2003), e à avaliação clínica individual, com moldeiras pré-fabricadas de acrílico durante o segundo tempo cirúrgico (Camargo et al., 2000). Contudo, este estudo pretende introduzir um novo e inovador método de medição e análise volumétrica das alterações dimensionais alveolares pós-extração, através de TC, utilizando a hemi-arcada contra-lateral como referência. A falta

de seguimento clínico do local de extração, bem como a falta de acesso a uma história clínica detalhada do procedimento clínico, leva à necessidade de recorrer a métodos de comparação direta entre hemi-arcadas.

A avaliação por imagens é um fator importante no que diz respeito ao diagnóstico de problemas odontológicos é, por conseguinte, um método de imagem eficiente que é capaz de fornecer um prognóstico mais realista.

A TC, método em que uma imagem representa uma secção ou “corte” do corpo sem qualquer sobreposição tornou-se, desde o seu advento em 1973, a primeira opção de vários profissionais, como principal forma de captação de imagens (Garib et al., 2007).

Entretanto, a qualidade dessa imagem está diretamente relacionada com a forma de captação exercida pelo aparelho tomográfico.

Desse modo, quando se desejam imagens muito precisas de pequenas regiões, como a face, ajusta-se o aparelho para adquirir cortes de 1,0mm de espessura, por exemplo, e assim o *voxel* das imagens resultantes corresponderá a 1,0mm. No entanto, com o desenvolvimento dos aparelhos tomográficos já é possível obter espessuras de 800µm e até menores, aumentando assim exponencialmente a resolução e conseqüentemente a definição da imagem. Contudo, essa espessura terá que ser constante ao longo de todo o exame para que seja possível obter medições precisas e corretas. O padrão de imagens obtidas segue uma norma mundial denominada DICOM, gerada pelos respectivos aparelhos tomográficos (Bidgood et al., 1997).

Assim, optou-se apenas pela utilização de TC's, pois este é o método que consegue realizar as mais as mais precisas reconstruções tridimensionais (Rom & Mages, 2005). Através das tomografias e dos seus respetivos ficheiros DICOM é possível avaliar vários aspectos importantes, com uma exatidão e precisão muito maiores do que aqueles conseguidos normalmente com as imagens radiográficas bidimensionais. Contudo, sob o aspeto da avaliação de volumes, a tomografia é única, dada a impossibilidade de visualização volumétrica por meio de radiografias convencionais (películas bidimensionais), sem referir outras limitações deste último exame como, a sua menor exatidão e precisão de medições. A TC tem assim todo o potencial para ultrapassar estas limitações e proporcionar um método de quantificação mais preciso para avaliação 3D do osso (Kreider, Goldstein, & Giannobile, 2008).

De entre os critérios de seleção das TC's destaca-se a obtenção das imagens em fase pré-cirúrgica, pois o objetivo é a avaliação pré-cirúrgica da qualidade e quantidade

óssea disponível, angulação dos ossos, a seleção de potenciais locais de implante e verificar a ausência de outra patologia (Misch, 2008). Sendo para isso necessário uma perspectiva 3D da anatomia do paciente, onde a TC demonstra novamente ser o exame ideal devido à sua precisão e reconstrução 3D, já anteriormente mencionadas. Quanto à orientação e à padronização dos cortes imagiológicos escolhidos, para a análise volumétrica, foram selecionados em função da possibilidade de obter medições mais precisas e sem qualquer tipo de interferência ou de sobreposição de outras estruturas da cavidade oral e, que sendo assim, fosse possível a sua fiabilidade e reprodutibilidade.

A seleção da extensão da arcada maxilar, compreendida entre os dentes 15 e 25, teve em conta determinadas variáveis, assim como parâmetros estéticos, faciais e do sorriso, já definidos em diversos estudos (Chang et al., 2011; Kattadiyil, Goodacre, Naylor, Maveli, & Linda, 2012; Krishnan, Daniel, Lazar, & Asok, 2008; Panossian & Block, 2010). Estes parâmetros podem ajudar a definir o risco de potenciais fatores de deficiências estéticas, sendo que os principais objetivos estéticos, em vários tipos de reabilitação oral, são a obtenção de uma margem gengival harmoniosa, sem mudanças bruscas de altura e/ou profundidade do tecido, bem como a obtenção ou preservação de um contorno ótimo da crista alveolar (Buser et al., 2004).

Os critérios de exclusão de pacientes para o estudo seguem a diretriz indicada para os procedimentos de preservação da crista óssea (Hämmerle et al., 2012). Todos os defeitos têm mais de 6 meses, de modo a ultrapassar o pico de reabsorção óssea (Vignoletti et al., 2012).

2. Avaliação do erro metodológico

Neste estudo foi realizada uma pesquisa correlacional, em que se procurou não influenciar nenhuma variável, mas apenas executar as medições e procurar correlações entre elas, utilizando-se, para isso, variáveis dependentes. As variáveis diferem apenas na precisão de medição. Existem erros presentes em cada medição, o que determina a sua precisão e fiabilidade, contudo, o fator que determina a quantidade de informação que uma variável pode prover é o seu tipo de nível de mensuração. Sob essa ótica, foi utilizada a variável intervalar. Dessa forma, para determinar o erro sistemático, que é a tendência de desvios constantes para uma determinada direção, calculou-se a significância desse tipo de erro, comparando-se as duas medições realizadas nas imagens tomográficas, por meio da aplicação do teste “t” pareado.

O segundo tipo de erro calculado diz respeito à confiabilidade, que se relaciona

com a representação do resultado encontrado numa amostra específica de toda a população. Por outras palavras, diz o quão provável será encontrar uma relação similar, se o estudo fosse realizado com outras amostras, retiradas da mesma população. O interesse da amostra reside na informação de que ela pode dar sobre a população. Então, a confiabilidade de uma relação observada entre variáveis na amostra pode ser estimada quantitativamente e representada usando uma medida padrão, denominada de nível-p ou nível de significância estatística. sugerindo que o método é reprodutível em termos de medidas de imagens capturadas e reorientadas.

Como podemos observar nas tabelas 4 a 10, não houve erro estatisticamente significativo para as medições dos volumes e dimensões das secções maxilares analisadas, sugerindo que o método é reprodutível em termos de medição de imagens capturadas e reorientadas. Tendo em consideração que não houve erros estatisticamente significativos, esses não serão considerados na discussão.

3. Defeitos ósseos maxilares

Este estudo pretende introduzir um novo método de medição volumétrica de alterações dimensionais alveolares pós-extração através de TC, utilizando também a hemi-arcada contra-lateral como referência. A falta de acesso a uma história clínica detalhada da extração em causa, bem como a falta de seguimento clínico do local de extração, leva a necessidade de recorrer a métodos de comparação direta entre hemi-arcadas. Assim este estudo demonstra ser viável a utilização da hemi-arcada contra lateral sã como zona comparativa entre a crista, visto que VSCCL e o volume da RVZE demonstram que existe apenas uma diferença $\leq 0,4\%$ entre volumes ósseos.

Sendo um dos objetivos deste estudo a caracterização da dimensão dos defeitos ósseos, após perda dentária na região mais estética a nível maxilar, nomeadamente a região que se estende do dente 15 ao 25, bem como a análise dos seus padrões dimensionais, observou-se valores de reabsorção horizontal (VDMH) entre 17 a 33% ($0,0718 - 0,2112 \text{ cm}^3$) e de reabsorção vertical (VSVCL) de 6 a 15% ($0,0291 - 0,0852 \text{ cm}^3$), como consta na tabela 5.17. Valores estes que corroboram os estudos de reentrada em humanos quanto à perda de massa óssea vertical e horizontal, 6 meses após a extração dentária (Tan et al., 2012). Estes valores demonstram também que, durante o período de recuperação pós-extração, as alterações médias ponderadas, com base nos dados obtidos a partir do estudo, mostram que a perda clínica em largura e profundidade na região vestibular é superior à do que a perda em altura óssea, tal como demonstrado

em diversos estudos (Horowitz et al., 2012; Ten Heggeler et al., 2011; Van der Weijden et al., 2009), principalmente devido a uma maior reabsorção da tábua óssea vestibular. Observe-se também que, quanto maior o volume da raiz no interior do alvéolo, maior a quantidade de reabsorção óssea pós-extracção na região analisada. O que sugere uma relação entre ambos.

Misch (2008) indica uma diminuição de 25% na largura vestibulo-palatina, que ocorre durante o primeiro ano da extração dentária e evolui rapidamente para uma diminuição de 30% a 40%, 3 anos após a extração, datando assim os defeitos analisados no presente estudo, como tendo em média 1 ano (7 – 16 meses). Em que nesse primeiro ano Tallgren (1972), reporta que a quantidade de perda óssea que ocorre no primeiro ano após a perda dentária é quase 10 vezes superior à dos anos seguintes, o que coloca a amostra na mais importante e relevante etapa da reabsorção óssea maxilar.

Misch (2008) defende também que o sexo feminino apresenta uma redução total superior e perda óssea mais rápida durante os primeiros 2 anos. Contudo este estudo não revela dimorfismo sexual a nível de reabsorção óssea sobre os defeitos analisados, pois não se observam diferenças estatisticamente significativas nas medições efetuadas ($p > 0,05$) (tabelas 14 e 18).

Quanto à redução de dimensional horizontal, esta estende-se em média para a região anterior estética em 2,91 mm, enquanto que a redução vertical, para a mesma região, foi de 2,27mm (tabela 12). Considera-se assim que, para a cicatrização natural do alvéolo, a redução horizontal é superior à vertical, conforme demonstrado nos mais recentes estudos, e nos quais se enquadram os valores obtidos (Ten Heggeler et al., 2011).

Não se considera a reabsorção da tábua óssea palatina pois este é um osso funcionalmente basal, que comporta uma função genética diferente da tábua óssea vestibular, não sendo assim passível de reabsorção (Huynh-Ba et al., 2010).

Relativamente aos padrões morfológicos dos defeitos ósseos observa-se, após a análise cuidada de cada renderização volumétrica, a relevância de um padrão morfológico para VDMH e VSCCL. De um grosso modo, observa-se uma semelhança a outros sólidos regulares, nomeadamente a uma calote esférica, para os defeitos ósseos horizontais, e a uma secção cilíndrica, para os defeitos ósseos verticais.

4. Considerações clínicas

A reabsorção do rebordo alveolar representa um desafio especial na prática da clínica diária. A manutenção dos tecidos duros e moles e um volume estável da crista óssea foram considerados objetivos importantes para permitir simplificar os tratamentos subsequentes, assim como para a otimização dos seus resultados (Hämmerle et al., 2012). Em geral, as alterações dimensionais dos tecidos moles e duros alveolares podem ser bastante extensas, de onde resultam mudanças tanto horizontais como verticais. É fundamental que o clínico entenda o padrão, a magnitude e as sequelas dessas mudanças, de modo a poder planejar tratamentos e chegar a prognósticos promissores, considerando todas as possíveis complicações esperadas durante o processo de reabilitação protética, relacionadas com a reabsorção óssea. O clínico deve assim saber gerir as extrações dentárias, para prever a futura colocação de um implante dentário ou para maximizar as dimensões da crista óssea para a fabricação de uma prótese fixa ou removível. Se realizada de forma inadequada, a deformidade resultante pode ser um obstáculo considerável para os posteriores resultados estéticos, fonética e funcional.

Por vezes essas alterações dimensionais dos tecido duros não são visíveis clinicamente, devido à aposição dos tecidos moles. Porém, são facilmente diagnosticados em TC podendo, por exemplo, prevenir deiscências de implantes, influenciando resultados a longo prazo do tratamento. É importante também considerar a necessidade de enxerto ósseo antes da colocação do implante, pois o processo de extração da raiz vestibular muitas vezes provoca a perda óssea. Assim, a colocação de implantes sem enxerto ósseo pode resultar num perfil de emergência diminuído.

Com o advento de novos MSO e de novos conceitos de preservação alveolar otimizaram-se os resultados dos procedimentos de preservação do alvéolo e retardou-se a extensão da reabsorção óssea, que se prolonga depois durante toda a vida (Ten Heggeler et al., 2011), permitindo assim um melhor prognóstico para as reabilitações protéticas. Contudo, por vezes pode acontecer que os níveis de reabsorção óssea podem ir de encontro aos limites da ROG. Isto é uma consequência da colocação tardia de um implante dentário, quando resultados da reabsorção se demonstram a longo prazo, torna-se mais crítica a sua colocação

Muitos dos estudos existentes realizam uma avaliação através de medições lineares do alvéolo pós-extração, ao longo de um período de tempo. Contudo, até agora não existia uma metodologia que permitisse uma avaliação precisa do volume dos defeitos através de TC e, também, uma comparação mais prática e clinicamente

relevante, que é a comparação entre hemi-arcadas.

CONCLUSÕES

Os métodos desenvolvidos permitem medições altamente precisas e reprodutíveis dos defeitos ósseos maxilares, através de TCI. Estas abordagens, para a avaliação quantitativa das estruturas ósseas, demonstram a confiabilidade e reprodutibilidade de medições 3D por TC, de osso alveolar maxilar. A comparação entre hemi-arcadas e a correlação entre as ROIs analisadas fornecem critérios essenciais e reprodutíveis para a medição de parâmetros ósseos volumétricos. As medições demonstraram forte concordância intra-examinador e, fiabilidade e reprodutibilidade significativa. Assim, este método pode servir como um padrão para a avaliação de massa óssea, com alta precisão, bem como para a análise de defeitos ósseos e a sua comparação direta entre hemi-arcadas. Sendo esta comparação direta entre hemi-arcadas maxilares um método viável.

Este estudo demonstrou uma perda óssea horizontal de 17-33 % (0,0718-0,2112 cm³, com média ponderada para o sector anterior de 0,1184 cm³); 2,46-3,48 mm (com média ponderada para o sector anterior de 2,91 mm). A perda óssea horizontal foi substancialmente superior à perda óssea vertical de 6-15 % (0,0291-0,0852 cm³, com média ponderada para o sector anterior de 0,0519 cm³); 2,09-2,72 mm (com média ponderada para o sector anterior de 2,27 mm).

Mediante os resultados obtidos, pode concluir-se que:

- A tábua óssea vestibular é aquela que apresenta maior reabsorção vestibular.
- Não existe dimorfismo sexual nos defeitos ósseos maxilares deste estudo.
- Há uma maior prevalência de reabsorção óssea horizontal nos dentes 11/21.
- De toda a região anterior da maxila, a crista óssea de menores dimensões pós-extração, corresponde à posição dentária 12/22.
- O dente 11/21 apresenta a maior quantidade de suporte ósseo.
- A porção óssea vertical de maior dimensão corresponde ao dente 15/25.
- Há uma maior perda de altura óssea nos dentes 13/23.
- Onde se observa a maior profundidade de perda óssea vestibular é nos dentes 11/21.
- Há uma maior perda de dimensão horizontal óssea nos dentes 11/21.
- Existe um padrão morfológico para os defeitos ósseos horizontais semelhante a uma calote esférica e a uma secção cilíndrica para os defeitos ósseos verticais.

Caracterização de defeitos ósseos maxilares: Estudo imagiológico

Entende-se assim que, conhecendo o padrão, a magnitude e as sequelas das alterações dimensionais dos tecidos duros, o clínico poderá planejar tratamentos e chegar a resultados mais previsíveis, com um prognóstico mais promissor, ao considerar todas as possíveis complicações esperadas durante o processo de reabilitação protética, relacionadas com a reabsorção óssea.

CONSIDERAÇÕES FUTURAS

Aumentar a casuística, de modo a poder inferir valores médios, estatisticamente significativos de volumes de defeitos ósseos e suas respectivas formas morfológicas tridimensionais, para uma população global.

Utilizar os resultados deste tipo de estudos, de modo a otimizar a embalagem de biomaterial, para ir de encontro às necessidades específicas de cada caso clínico, levando a um menor desperdício.

BIBLIOGRAFIA

- Amini, A. R., Laurencin, C. T., & Nukavarapu, S. P. (2013). Bone Tissue Engineering: Recent Advances and Challenges, *40*(5), 363–408.
- Araújo, M. G., & Lindhe, J. (2009). Ridge alterations following tooth extraction with and without flap elevation: an experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.*
- Atari, M., Caballé-serrano, J., Gil-recio, C., Giner-delgado, C., Martínez-sarrà, E., & García-fernández, D. A. (2012). The enhancement of osteogenesis through the use of dental pulp pluripotent stem cells in 3D. *Bone*, *50*(4), 930–941. doi:10.1016/j.bone.2012.01.005
- Bidgood, W. D., Horii, S. C., Prior, F. W., & Van Syckle, D. E. (1997). Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging. *Journal of the American Medical Informatics Association : JAMIA*, *4*(3), 199–212. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=61235&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Bluteau, G., Luder, H. U., De Bari, C., & Mitsiadis, T. a. (2008). Stem cells for tooth engineering. *European cells & materials*, *16*, 1–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23863195>
- Buser, D., Martin, W., & Belser, U. C. (2004). Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, *19 Suppl*, 43–61. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15635945>
- Camargo, P. M., Lekovic, V., Weinlaender, M., Klok-kevold, P. R., Kenney, E. B., Dimitrijevic, B., ... Orsini, M. (2000). Influence of bioactive glass on changes in alveolar process dimensions after exodontia. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, *(90)*, 581–586.
- Chan, O., Coathup, M. J., Nesbitt, a, Ho, C.-Y., Hing, K. a, Buckland, T., ... Blunn, G. W. (2012). The effects of microporosity on osteoinduction of calcium phosphate bone graft substitute biomaterials. *Acta biomaterialia*, *8*(7), 2788–94. doi:10.1016/j.actbio.2012.03.038
- Chang, C. A., Jr, H. W. F., Beck, F. M., Springer, N. C., Firestone, A. R., Rosenstiel, S., & Christensen, J. C. (2011). Smile esthetics from patients' perspectives for faces of varying attractiveness. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *140*(4), e171–e180. doi:10.1016/j.ajodo.2011.03.022
- Chen, Q. Z., Thompson, I. D., & Boccaccini, A. R. (2006). 45S5 Bioglass s -derived glass – ceramic scaffolds for bone tissue engineering, *27*, 2414–2425. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.11.025

- Chesnutt, B. M., Viano, A. M., Yuan, Y., Yang, Y., Guda, T., Appleford, M. R., ... Bumgardner, J. D. (2008). Design and characterization of a novel chitosan / nanocrystalline calcium phosphate composite scaffold for bone regeneration. doi:10.1002/jbm.a.31878
- Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology : CJASN*, 3 Suppl 3, S131–9. doi:10.2215/CJN.04151206
- Cohn, S. A. (1966). Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function. *Archives of Oral Biology*, 11(1), 95–102.
- Den Boer, F. C., Wippermann, B. W., Blokhuis, T. J., Patka, P., Bakker, F. C., & Haarman, H. J. T. M. (2003). Healing of segmental bone defects with granular porous hydroxyapatite augmented with recombinant human osteogenic protein-1 or autologous bone marrow. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 21(3), 521–8. doi:10.1016/S0736-0266(02)00205-X
- Eduardo, L., Padovan, M., Manfron, A. P., Sampaio, A. L., & Mattos, B. (2012). Aplicabilidade dos enxertos em bloco de origem autógena e xenógena nas reconstruções ósseas . *Jornal ILAPEO*, 6, 2–7.
- Ewers, R. (2005). Maxilla sinus grafting with marine algae derived bone forming material: a clinical report of long-term results. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 63(12), 1712–23. doi:10.1016/j.joms.2005.08.020
- Fernandes, P. G., Jr., N. A. B., de Queiroz, A. C., de Souza, S. L., Jr., T. M., Palioto, D. B., & Grisi, M. . (2011). Ridge preservation with acellular dermal matrix and anorganic bone matrix cell-binding peptide P-15 after tooth extraction in humans. *Journal of Periodontology*.
- Friedlander, G. E. (1987). Bone grafts. The basic science rationale for clinical applications. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 69(5).
- Garib, D. G., Jr, R. R., & Raymundo, M. V. (2007). Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia, 139–156.
- Giannoudis, P. V, Dinopoulos, H., & Tsiridis, E. (2005). Bone substitutes: an update. *Injury*, 36 Suppl 3, S20–7. doi:10.1016/j.injury.2005.07.029
- Gonçalves, C., & Bairos, V. (2010). *Histologia. Texto e Imagens*. (3rd ed.). Imprensa da Universidade de Coimbra.
- Habibovic, P., & Groot, K. De. (2007). Osteoinductive biomaterials – properties and relevance in bone repair, 25–32. doi:10.1002/term

- Hämmerle, C. H. F., Araújo, M. G., & Simion, M. (2012). Evidence-based knowledge on the biology and treatment of extraction sockets. *Clinical oral implants research*, 23 Suppl 5, 80–2. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02370.x
- Heinemann, F., Hasan, I., Schwahn, C., Bourauel, C., & Mundt, T. (2012). Bone level change of extraction sockets with Bio-Oss collagen and implant placement: a clinical study. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft*, 194(6), 508–12. doi:10.1016/j.aanat.2011.11.012
- Hing, K. A., Annaz, B., Saeed, S., Revell, P. A., Buckland, T., Materials, B., & Mary, Q. (2005). Microporosity enhances bioactivity of synthetic bone graft substitutes, 6, 467–475.
- Holzapfel, B. M., Reichert, J. C., Schantz, J.-T., Gbureck, U., Rackwitz, L., Nöth, U., ... Hutmacher, D. W. (2012). How smart do biomaterials need to be? A translational science and clinical point of view. *Advanced drug delivery reviews*. doi:10.1016/j.addr.2012.07.009
- Horowitz, R., Holtzclaw, D., & Rosen, P. S. (2012). A review on alveolar ridge preservation following tooth extraction. *The journal of evidence-based dental practice*, 12(3 Suppl), 149–60. doi:10.1016/S1532-3382(12)70029-5
- Huh, J., Park, C., & Kim, S. (2011). Alveolar ridge augmentation using anodized implants coated with Escherichia coli – derived recombinant human bone morphogenetic protein 2. *YMOE*, 112(1), 42–49. doi:10.1016/j.tripleo.2010.09.063
- Huynh-Ba, G., Pjetursson, B. E., Sanz, M., Cecchinato, D., Ferrus, J., Lindhe, J., & Lang, N. P. (2010). Analysis of the socket bone wall dimensions in the upper maxilla in relation to immediate implant placement. *Clinical oral implants research*, 21(1), 37–42. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01870.x
- Johnson, K. (1969). A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Australian Dental Journal*, 14, 241–244.
- Kahle, M., Wiesmann, H., Berr, K., Depprich, R. A., & Kübler, N. R. (2010). Embryonic stem cells induce ectopic bone formation in rats, 20, 371–380. doi:10.3233/BME-2010-0650
- Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., Naylor, W. P., Maveli, T. C., & Linda, L. (2012). Esthetic smile preferences and the orientation of the maxillary occlusal plane. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(6), 354–361. doi:10.1016/S0022-3913(12)60192-9
- Kawamata, A., Arijji, Y., & Langlais, R. (2001). Three-dimensional imaging for orthognathic surgery and orthodontic treatment. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*.
- Kesmas, S., Swadison, S., Yodsanga, S., Sessirisombat, S., & Jansisyanont, P. (2010). Esthetic alveolar ridge preservation with calcium phosphate and collagen

- membrane: preliminary report. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*, 110(5), e24–36. doi:10.1016/j.tripleo.2010.06.006
- King, W. J., & Krebsbach, P. H. (2012). Growth factor delivery: how surface interactions modulate release in vitro and in vivo. *Advanced drug delivery reviews*, 64(12), 1239–56. doi:10.1016/j.addr.2012.03.004
- Kolk, A., Handschel, J., Drescher, W., Rothamel, D., Kloss, F., Blessmann, M., ... Smeets, R. (2012). Current trends and future perspectives of bone substitute materials - from space holders to innovative biomaterials. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 40(8), 706–18. doi:10.1016/j.jcms.2012.01.002
- Kreider, M., Goldstein, S. A., & Giannobile, W. V. (2008). Three-Dimensional Micro-Computed Tomographic Imaging of Alveolar Bone in Experimental Bone Loss or Repair. *J. Periodontol.*, 78(2), 273–281. doi:10.1902/jop.2007.060252.Three-Dimensional
- Krishnan, V., Daniel, S. T., Lazar, D., & Asok, A. (2008). Characterization of posed smile by using visual analog scale, smile arc, buccal corridor measures, and modified smile index. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133(4), 515–523. doi:10.1016/j.ajodo.2006.04.046
- Laurencin, C., Khan, Y., & Saadiq, F. E.-A. (2006). Bone graft substitutes. *Expert Review of Medical Devices*, 3, 49–57.
- Marieb, E. N., & Hoehn, K. N. (2013). *Anatomy & Physiology* (5th ed.). Benjamin Cummings.
- Marks, S. C. J., & Schroeder, H. E. (1996). Tooth eruption: theories and facts. *Anatomical Record*, 245, 374–393.
- Matassi, F., Nistri, L., Chicon Paez, D., & Innocenti, M. (2011). New biomaterials for bone regeneration. *Clinical cases in mineral and bone metabolism : the official journal of the Italian Society of Osteoporosis, Mineral Metabolism, and Skeletal Diseases*, 8(1), 21–4. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23401336>
- Misch, C. E. (2008). *CONTEMPORARY IMPLANT DENTISTRY*. (Mosby/Elsevier, Ed.) (3rd ed.).
- N, V. A., D, V. S., Me, G., Hirsch, E., & Schutyser, F. (2007). Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of images : a pilot study, 816–821. doi:10.1111/j.1600-051X.2007.01110.x
- Netter, F. H. (2010). *Atlas Of Human Anatomy* (5th ed.).
- Ng, V. Y. (2012). Risk of disease transmission with bone allograft. *Orthopedics*, 35(8), 679–81. doi:10.3928/01477447-20120725-04

- Nomura, T., Katz, J. L., Powers, M. P., & Saito, C. (2005). Evaluation of the micromechanical elastic properties of potential bone-grafting materials. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 73(1), 29–34. doi:10.1002/jbm.b.30201
- Panossian, A. J., & Block, M. S. (2010). Evaluation of the Smile : Facial and Dental Considerations. *YJOMS*, 68(3), 547–554. doi:10.1016/j.joms.2009.09.021
- Pereira, C. B., Berthold, T. B., & Mundstock, C. A. (1984). *Introdução à Cefalometria Radiográfica*. (E. D. U. D. R. G. DO SUL, Ed.) *Introdução à Cefalometria Radiográfica* (5th ed.).
- Pietrokovski, J., & Massler, M. (1967). Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 17.
- Pjetursson, B. (2008). Implants and/or teeth : consensus statements and recommendations, 35, 2–8. doi:10.1111/j.1365-2842.2007.01833.x
- Rodrigues, C. V. M., Serricella, P., Linhares, a. B. R., Guerdes, R. M., Borojevic, R., Rossi, M. a., ... Farina, M. (2003). Characterization of a bovine collagen–hydroxyapatite composite scaffold for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 24(27), 4987–4997. doi:10.1016/S0142-9612(03)00410-1
- Rom, I. M. R. E. F., & Mages, C. O. T. O. I. (2005). Assessment Of Three-Dimensional X-Ray Images: Reconstruction From Conventional Tomograms, Compact Computerized Tomography Images, And Multislice Helical Computerized Tomography Images, *Xxxi*, 234–241.
- Roohani-esfahani, S., Nouri-khorasani, S., Lu, Z., Appleyard, R., & Zreiqat, H. (2010). Biomaterials The influence hydroxyapatite nanoparticle shape and size on the properties of biphasic calcium phosphate scaffolds coated with hydroxyapatite e PCL composites. *Biomaterials*, 31(21), 5498–5509. doi:10.1016/j.biomaterials.2010.03.058
- Rosset, A., Spadola, L., Pysher, L., & Ratib, O. (2006). Informatics in Radiology (info RAD) Navigating the Fifth Dimension : Innovative Interface for Multidimensional. *Radiographics*, 299–308.
- Rosset, A., Spadola, L., & Ratib, O. (2004). OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *Journal of digital imaging*, 17(3), 205–16. doi:10.1007/s10278-004-1014-6
- Rosset, C., Rosset, A., & Ratib, O. (2005). General consumer communication tools for improved image management and communication in medicine. *Journal of digital imaging*, 18(4), 270–9. doi:10.1007/s10278-005-6703-2
- Saldanha, J. B. (2006). Smoking May Affect the Alveolar Process Dimensions and Radiographic Bone Density in Maxillary Extraction Sites :, 1359–1365. doi:10.1016/j.joms.2006.05.021

- Sauerbier, S., Stricker, A., Kuschnierz, J., Bühler, F., Oshima, T., Xavier, S., ... R., G. (2010). In vivo comparison of hard tissue regeneration with human mesenchymal stem cells processed with either the FICOLL method or the BMAC method. *Tissue Eng Part C Methods*, 16(2).
- Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., & Karring, T. (2003). Bone healing and soft tissue contour changes following singletooth extraction: a clinical and radiographic 12 month prospective study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 23, 313–323.
- Steigmann, M. (2008). A bovine-bone mineral block for the treatment of severe ridge deficiencies in the anterior region: a clinical case report. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 23(1), 123–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18416422>
- Tallgren, A. (1972). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(Group C), 427–435.
- Tan, W. L., Wong, T. L. T., Wong, M. C. M., & Lang, N. P. (2012). A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clinical oral implants research*, 23 Suppl 5, 1–21. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02375.x
- Ten Heggeler, J. M. a G., Slot, D. E., & Van der Weijden, G. a. (2011). Effect of socket preservation therapies following tooth extraction in non-molar regions in humans: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 22(8), 779–88. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02064.x
- Tetè, S., Nargi, E., Mastrangelo, F., Zizzari, V., D'Apolito, G., Traini, T., ... Ciccarelli, R. (2008). Changes in matrix extracellular phosphoglycoprotein expression before and during in vitro osteogenic differentiation of human dental papilla mesenchymal cells. *Int J Immunopathol Pharmacol*.
- Ulmer, F. L., Winkel, A., Kohorst, P., & Stiesch, M. (2010). Stem cells-prospects in dentistry. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*, 120(10), 860–83. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3200012&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Van der Weijden, F., Dell'Acqua, F., & Slot, D. E. (2009). Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: a systematic review. *Journal of clinical periodontology*, 36(12), 1048–58. doi:10.1111/j.1600-051X.2009.01482.x
- Van Heest, A., & Swiontkowski, M. (1999). Bone-graft substitutes. *Lancet*, 353.
- Vignoletti, F., Matesanz, P., Rodrigo, D., Figuero, E., Martin, C., & Sanz, M. (2012). Surgical protocols for ridge preservation after tooth extraction. A systematic

review. *Clinical oral implants research*, 23 Suppl 5, 22–38. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02331.x

White, S. C., & Pharoah, M. J. (2008). *Oral Radiology: Principles and Interpretation* (6th ed.). Mosby Inc.

Zakhary, I. E., El-Mekkawi, H. a., & Elsalanty, M. E. (2012). Alveolar ridge augmentation for implant fixation: status review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 114(5), S179–S189. doi:10.1016/j.oooo.2011.09.031