



CESPU
INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Osseodensificação vs técnica convencional de colocação de implantes dentários

Um estudo de tomografia computadorizada de feixe cónico

José Adriano Ferreira Gomes da Costa

Tese conducente ao Grau de Doutor em Ciências Biomédicas

Gandra, março de 2024



CESPU
INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

José Adriano Ferreira Gomes da Costa

Tese conducente ao Grau de Doutor em Ciências Biomédicas

Osseodensificação versus técnica convencional de colocação de implantes dentários

Um estudo de tomografia computadorizada de feixe cónico

Trabalho realizado sob a Orientação de
Marco Paulo de Araújo Infante da Câmara

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Marco Infante da Câmara, pela disponibilização da sua valiosa experiência clínica, ensinamentos, conselhos e amizade, orientando-me ao longo deste percurso.

Ao Professor Doutor Paulo Rompante, cuja contribuição, visão e amizade, foram imprescindíveis na execução e navegação através das complexidades da investigação académica.

Ao Professor Doutor José Manuel Mendes, à Professora Doutora Filomena Salazar, ao Professor Doutor José Júlio Pacheco, ao Professor Doutor Joaquim Ferreira Moreira, pela motivação, confiança, amizade, feedback construtivo, disponibilidade e empenho na superação das dificuldades.

Ao Instituto Universitário de Ciências da Saúde - CESPU, cujo apoio institucional, disponibilização de recursos e colaboração, facilitaram o processo de investigação e proporcionaram um apoio essencial em todas as fases da execução da tese de doutoramento.

À coordenação do doutoramento em Ciências Biomédicas, cuja experiência coletiva contribuiu para a integridade académica da investigação.

Ao meu saudoso Pai, à minha Mãe, à minha esposa Cláudia, pelo seu apoio inabalável, compreensão e encorajamento durante os altos e baixos desta jornada. Ao meu filho José Diogo. À minha restante família e amigos pelo apoio incondicional.

A todas as pessoas e colegas cujo nome não foi mencionado, mas que contribuíram de alguma forma para a concretização deste projeto deixando a sua marca indelével nesta jornada académica.

Publicações resultantes do trabalho de doutoramento

1. Artigo publicado na Oral Radiology (Springer, Q2): Costa JA, Mendes JM, Salazar F, Pacheco J, Rompante P, Câmara MI. Analysis of peri - implant bone defects by using cone beam computed tomography (CBCT): an integrative review. Oral Radiology. 2023; 39:455–66. doi:10.1007/s11282-023-00683-w

Contributions: Conceptualization; methodology; data curation; writing - original draft preparation; writing - review and editing; visualization.

2. Artigo publicado na Journal of Clinical Medicine (MDPI, Q1): Costa JA, Mendes JM, Salazar F, Pacheco JJ, Rompante P, Moreira JF, Mesquita JD, Adubeiro N, da Câmara MI. Osseodensification vs. Conventional Osteotomy: A Case Series with Cone Beam Computed Tomography. Journal of Clinical Medicine. 2024;13(6):1568. doi:10.3390/jcm13061568

Contributions: Conceptualization; methodology; investigation; data curation; writing - original draft preparation; writing - review and editing; visualization.

Resumo

A taxa de sucesso e sobrevivência a longo prazo dos implantes dentários dependem do processo de osseointegração, que é fortemente influenciado pela densidade óssea e pela estabilidade primária. A osseodensificação é uma técnica não subtrativa que utiliza brocas especialmente concebidas para aumentar a densidade óssea durante a preparação da osteotomia, permitindo que o osso seja preservado e condensado através da compactação do autoenxerto, aumentando a densidade óssea à volta dos implantes e melhorando a estabilidade primária. O objetivo deste estudo foi comparar o protocolo de osseodensificação com o protocolo de osteotomia convencional e analisar se existem diferenças na densidade óssea. Foi realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados: MEDLINE/Pubmed (via National Library of Medicine) e ScienceDirect (Elsevier). Foram utilizados os termos: “osseodensificação” OR “tomografia computadorizada de feixe cónico” AND “densidade óssea” OR “cbct” AND “densidade óssea” OR “implante dentário” AND “expansão óssea” OR “implante dentário” AND “osteotomia” AND “densidade óssea” sendo encontrados 1469 estudos na Pubmed e 42 na ScienceDirect. Foram definidas as variáveis do estudo, nomeadamente, técnica de osseodensificação, técnica de osteotomia convencional, densidade óssea, sexo, zona de colocação, dimensões do implante e estabilidade do implante. Foram definidos os critérios de elegibilidade e exclusão. Foi desenvolvido um protocolo cirúrgico passo-a-passo. O cirurgião e o radiologista foram submetidos a uma calibração intra-examinador. Foram selecionados 15 pacientes de acordo com os critérios de elegibilidade e foram colocados um total de 41 implantes, 20 implantes por osteotomia convencional e 21 por osseodensificação. Foi efetuada uma tomografia computadorizada de feixe cónico no período de um ano após a reabilitação protética para estimar a densidade óssea. Os dados foram recolhidos, registados e na análise da associação das variáveis foram aplicados testes não paramétricos. Verificou-se que existiram diferenças estatisticamente significativas ($p=0,028$) nos valores de densidade óssea (DV), tendo sido obtidos valores mais elevados com a técnica de osseodensificação, valores de densidade mediana de 1020 DV, e valores de densidade mediana de 732 DV, na osteotomia convencional. Por outro lado, não foram encontradas diferenças estatísticas na

correlação da densidade óssea em ambas as técnicas com o sexo, estabilidade do implante, dimensões do implante e área de afetação. Dentro das limitações deste estudo, verificou-se que a densidade óssea radiográfica apical ao implante aumenta significativamente com a osseodensificação no período de um ano.

Palavras-chave: osseodensificação; tomografia computadorizada de feixe cónico; implante dentário; densidade óssea; osteotomia; expansão óssea

Abstract

The success rate and long-term survival of dental implants is dependent on the osseointegration process which is greatly influenced by bone density and primary stability. Osseodensification is a non-extraction technique using specially designed drills to increase bone density while extending an osteotomy, allowing bone to be preserved and condensed by compacting autograft during osteotomy preparation, increasing bone density around implants and improving mechanical stability. The aim of this study was to compare osseodensification and conventional drilling protocol analyze whether there are differences in bone density. A search was carried out using electronic databases MEDLINE/Pubmed (via National Library of Medicine) and ScienceDirect (Elsevier). The following terms were used: “osseodensification” OR “cone beam computed tomography” AND “bone density” OR “cbct” AND “bone density” OR “dental implant” AND “bone expansion” OR “dental implant” AND “osteotomy” AND “bone density” yielding 1469 studies on Pubmed and 42 on ScienceDirect. Study variables were defined, namely, osseodensification technique, conventional osteotomy technique, bone density, sex, area of location, implant dimensions, and implant stability. Eligibility and exclusion criteria were defined. A step-by-step surgical protocol was developed. The surgeon and radiologist underwent intra-examiner calibration. A total of 15 patients were selected according to the eligibility criteria and a total of 41 implants were inserted, 20 implants by conventional osteotomy and 21 by osseodensification. A cone beam computed tomography was performed one year after prosthetic rehabilitation to estimate bone density. Data were collected, recorded and in the analysis of the association of variables, non-parametric tests were applied. It was found that there were significant statistical differences ($p=0.028$) in the bone density values (DV), with higher values being obtained with the osseodensification technique, median density values of 1020, and median density values of 732, in the conventional osteotomy. On the otherhand, no statistical differences were found in correlation to bone density in both techniques with sex, implant stability, implant dimensions, and area of allocation. Within the limitations of this study, it was found that

radiographic bone density apical to the implant is significantly increased with osseodensification over a period of one year.

Keywords: osseodensification; cone beam computed tomography; dental implant; bone density; osteotomy; bone expansion

Índice Geral

| | |
|--|------|
| Publicações resultantes do trabalho de doutoramento..... | ix |
| Resumo | xi |
| Abstract..... | xiii |
| Índice geral..... | xv |
| Índice de figuras..... | xvii |
| Índice de tabelas | xix |
| Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos | xxi |
| Introdução..... | 1 |
| Objetivos..... | 3 |
| Capítulo 1 Revisão da Literatura..... | 5 |
| 1. Revisão da Literatura | 7 |
| 1.1 O implante dentário | 7 |
| 1.2 A estabilidade do implante | 8 |
| 1.3 Métodos de medição da estabilidade dos implantes dentários..... | 8 |
| 1.4 O tecido ósseo..... | 10 |
| 1.5 Características determinantes do tecido ósseo..... | 10 |
| 1.6 Classificações de densidade óssea | 12 |
| 1.7 A osseointegração | 15 |
| 1.8 Interface implante-osso | 15 |
| 1.9 Técnicas de aumento de densidade óssea..... | 18 |
| 1.10 Osseodensificação..... | 19 |
| 1.10.1 Técnica e características das brocas | 20 |
| 1.10.2 Vantagens da osseodensificação..... | 22 |
| 1.10.3 Desvantagens da osseodensificação | 23 |
| 1.10.4 Comparação da osseodensificação com osteotomia convencional | 23 |
| 1.11 Sucesso e insucesso implantar..... | 25 |
| 1.12 Avaliação radiológica de implantes dentários | 27 |
| 1.13 Métodos de avaliação da densidade óssea | 28 |
| 1.14 O CBCT..... | 29 |
| 1.14.1 Princípios básicos do CBCT | 29 |
| 1.14.2 Vantagens do CBCT | 34 |

| | |
|---|----|
| 1.14.3 Comparação do CBCT com imagiologia 2D | 37 |
| 1.14.4 Limitações do CBCT | 37 |
| 1.14.4.1 Artefactos | 38 |
| 1.14.5 O CBCT e a densidade óssea..... | 39 |
| Capítulo 2 Materiais e Métodos | 41 |
| 2. Materiais e Métodos..... | 43 |
| 2.1 Metodologia de pesquisa bibliográfica | 43 |
| 2.2 Desenho do estudo | 44 |
| 2.3 Variáveis do estudo | 44 |
| 2.4 Critérios de inclusão | 45 |
| 2.5 Critérios de exclusão | 45 |
| 2.6 Amostra do estudo..... | 46 |
| 2.7 Fase pré-cirúrgica | 46 |
| 2.8 Fase cirúrgica..... | 47 |
| 2.9 Fase de restabelecimento de função - Após 5-7 Meses | 52 |
| 2.10 Extração de dados - Após 1 ano | 53 |
| 2.11 Análise de dados | 55 |
| Capítulo 3 Resultados e Discussão | 57 |
| 3. Resultados e Discussão | 59 |
| 3.1 Caracterização da amostra..... | 59 |
| 3.2 Caracterização, análise e efeito de variáveis | 59 |
| 3.2.1 Sexo | 59 |
| 3.2.2 Zona de colocação | 60 |
| 3.2.3 Dimensões do implante..... | 63 |
| 3.2.4 Binário de inserção | 64 |
| 3.3 A densidade óssea com o CBCT | 65 |
| 3.4 A densidade óssea de acordo com a técnica cirúrgica | 65 |
| 3.5 Correlação de variáveis | 68 |
| Capítulo 4 Conclusões..... | 71 |
| 4. Conclusões | 73 |
| Capítulo 5 Perspetivas Futuras | 75 |
| 5. Perspetivas Futuras..... | 77 |
| Bibliografia..... | 79 |

Índice de figuras

Figura 1 - A forma da secção transversal dos cinco grupos diferentes da quantidade de osso de acordo com Lekholm y Zarb, 1985

Figura 2 - Classificação de densidade óssea de Lekholm y Zarb 1985.

Figura 3 - Classificação de densidade óssea de Misch 1999.

Figura 4 - Transição da estabilidade primária estabelecida aquando da colocação do implante para a estabilidade secundária resultante da deposição de novo osso (osseointegração)

Figura 5 - Brocas Densah®

Figura 6 - Modo de atuação das brocas Densah®.

Figura 7 - (a) Vista de superfície de osteotomias de 5,8 mm de perfuração com técnica convencional (A), técnica de osseodensificação no sentido horário (B) e técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio (C). (b) Secção média da tomografia microcomputorizada e (c) secção transversal.

Figura 8 - Comparação da densidade óssea à volta dos orifícios de perfuração em imagens de tomografia por emissão de micropositivões/tomografia computadorizada de acordo com os diâmetros e técnicas: **(A)** técnica convencional com perfuração de 3,8 mm; **(B)** técnica convencional com perfuração de 4,8 mm; **(C)** técnica convencional com perfuração de 5,8 mm; **(D)** técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 3,5 mm **(E)** técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 4,5 mm; **(F)** técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 5,5 mm; **(G)** técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 3,5 mm; **(H)** técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 4,5 mm; **(I)** técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 5,5 mm.

Figura 9 - Esquema de projeção de raios-x comparando a geometria de aquisição de imagens de feixe cónico (A) e feixe em leque (B)

Figura 10 - Capacidade de seleção de FOV no CBCT para diferentes situações clínicas.

Figura 11 - Formação da imagem de CBCT.

Figura 12 – Imagens geradas pelos dados isotrópicos projetadas de várias direções: **(A)** Imagem axial; **(B)** Corte transversal **(C)** Vista panorâmica; **(D)** Vista 3D.

Figura 13 - Modos de aquisição e visualização de imagens no CBCT: As imagens de base 2D adquiridas (A) são utilizadas para a reconstrução secundária de vistas axiais (B), coronal (C) e sagital (D) (vistas ortogonais). Outros modos de visualização disponíveis em CBCT incluem (i) reformatação multiplanar que consiste em cortes oblíquos (E), cortes curvos (F) e vistas em corte transversal (G); soma de raios que inclui imagens de espessura de secção (H); e imagens volumétricas que consistem em renderização direta de volume, sendo a mais comum a projeção de intensidade máxima (I) e renderização indireta de volume (J).

Figura 14 - Instrumental cirúrgico

Figura 15 - Kit cirúrgico de osseodensificação Densah®

Figura 16 - Implantes endósseos (Straumann® BLT SLA, Villeret, Suíça)

Figura 17 - Kit cirúrgico BLT (Straumann®, Villeret, Suíça)

Figura 18 - Motor de implante dentário Implantmed (W&H®, Áustria)

Figura 19 - Pilar cicatrizador

Figura 20 - Scanner intra-oral Trios 3 (3Shape®, Dinamarca) e computador pessoal

Figura 21 - Aparelho de tomografia computadorizada de feixe cónico Newtom® GO Ref. 70BE 3D (Cefla S.C., Itália)

Figura 22 - Imagem de CBCT mostrando a avaliação radiológica

Índice de tabelas

Tabela 1 - Escala de saúde para implantes dentários.

Tabela 2 - Ferramenta de seleção para o protocolo de osseodensificação

Tabela 3 - Distribuição de implantes por sexo e técnica e relação com densidade em ambas as técnicas

Tabela 4 - Distribuição de implantes por zona

Tabela 5 - Distribuição de implantes por zona e técnica

Tabela 6 - Distribuição de valores de densidade óssea por zona e relação da zona na densidade óssea com a técnica de osseodensificação e osteotomia convencional

Tabela 7 - Distribuição de dimensões do implante e técnica de osteotomia e relação com densidade óssea na osseodensificação e osteotomia convencional

Tabela 8 - Distribuição de binário de inserção e técnica de osteotomia e relação na densidade óssea com a técnica de osseodensificação e osteotomia convencional

Tabela 9 - Valores e relação de densidade óssea na osseodensificação e técnica convencional de osteotomia

Tabela 10 - Correlação de variáveis

Tabela 11 - Correlação entre variáveis e proporcionalidade

Tabela 12 - Interpretação da correlação entre variáveis

Lista de abreviaturas, siglas e acrónimos

CBCT - tomografia computadorizada de feixe cónico

DV - valor de densidade

RFA - análise de frequência de ressonância

TAC - tomografia axial computadorizada

mm - milímetros

kV - kilovoltagem

mA - miliamperes

3D - 3 dimensões

2D - 2 dimensões

RPM - rotações por minuto

g - gramas

ROI - região de interesse

FOV - campo de visão

ALARA - tão baixo quanto razoavelmente possível

HU - Hounsfield

MPR - segmentados de forma não ortogonal

Introdução

Os implantes dentários são dispositivos fiáveis para a substituição de dentes perdidos e são cada vez mais utilizados na medicina dentária moderna (1). Após a colocação do implante no osso, é estabelecida uma ligação micromecânica entre o corpo do implante e o osso vivo, que se designa por osseointegração (2).

O sucesso ou insucesso dos implantes dentários depende da qualidade da superfície de contacto com o osso, e da capacidade do implante transferir forças para o osso e proporcionar estabilidade primária. Vários são os métodos que têm sido propostos em estudos para avaliar a estabilidade primária de implantes dentários, sendo o binário de inserção dos mais proeminentes, que examina até que ponto o osso está ligado ao implante (3). A qualidade e a quantidade óssea estão identificadas como dois fatores importantes na resistência da interface implante-osso, bem como, a sua relação com a densidade óssea (4).

Em 2013 foi desenvolvido por Huwais (5) o conceito de osseodensificação que consiste numa técnica para aumentar a densidade óssea no local da osteotomia de colocação do implante (6) utilizando brocas densificadoras especialmente concebidas, denominadas brocas Densah® (Versah LLC, MI, EUA). Na técnica de osteotomia convencional, as brocas cortam e removem o tecido ósseo (7,8), sendo que na osseodensificação, o desenho das brocas permite a criação de um ambiente que aumenta a estabilidade primária inicial através da densificação das paredes do local da osteotomia utilizando uma perfuração não subtractiva. As brocas Densah® têm um desenho especial com muitas arestas com um grande ângulo de inclinação negativo, arestas essas que funcionam como arestas não cortantes para aumentar a densidade do osso à medida que expandem a osteotomia (6).

É inegável a importância da radiologia na avaliação do osso ao redor dos implantes. Neste sentido, é importante a avaliação radiográfica pós-operatória dos implantes dentários e as vantagens e desvantagens das diferentes modalidades radiográficas (9). Nos últimos anos, a tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) tem sido utilizada como uma ferramenta específica para imagiologia da cabeça e pescoço (10,11). As vantagens do CBCT incluem alta resolução, menor radiação e menor custo em

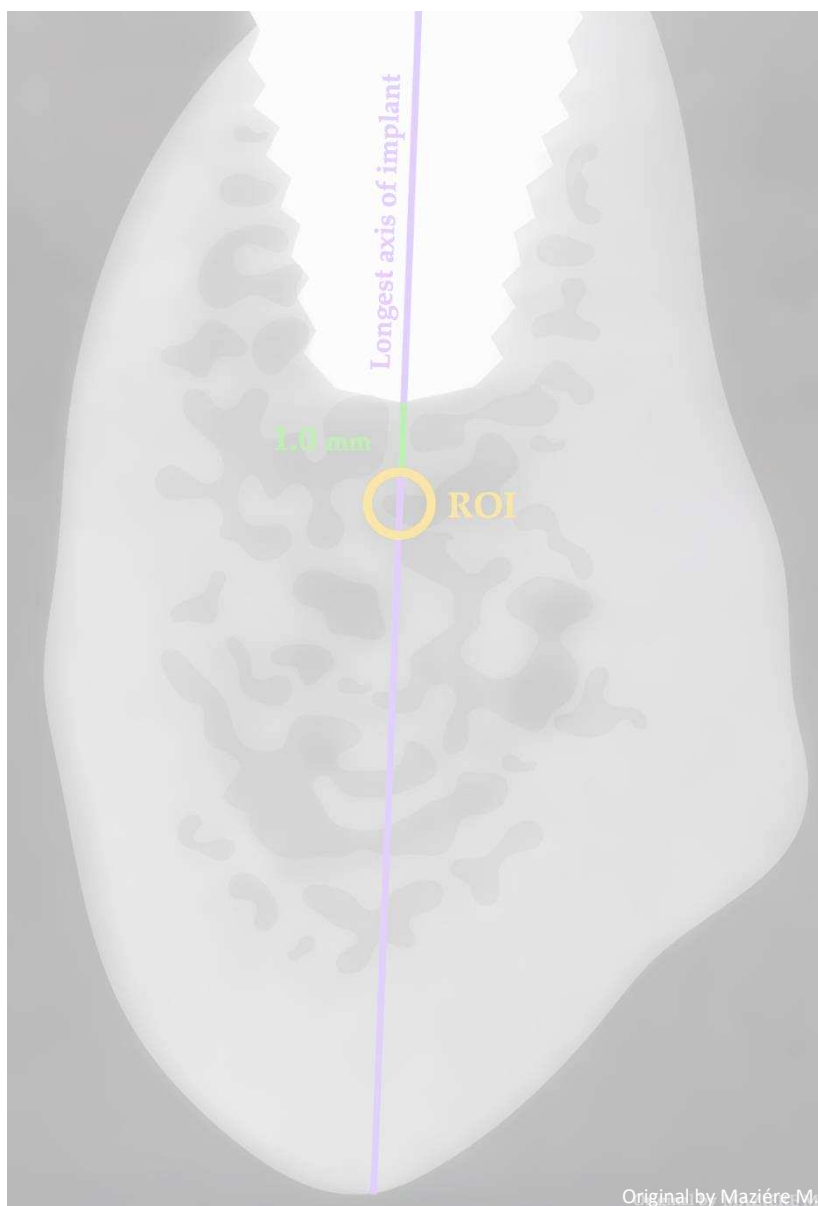
comparação com a tomografia computadorizada (TAC). O CBCT é também uma ferramenta de diagnóstico valiosa para a avaliação do tratamento com implantes permitindo uma análise morfológica detalhada do osso a três dimensões (3D) (12).

O presente projeto de doutoramento foi estruturado a partir de uma pesquisa e seleção metódica de estudos seguida de uma avaliação de resultados anteriores considerados relevantes. Foi desenhado um estudo clínico de série de casos, tendo em consideração a existência de poucos estudos, entre a técnica de osseodensificação e osteotomia convencional analisando a densidade óssea através da tecnologia imagiológica CBCT. A tese de doutoramento desenvolve-se em cinco capítulos: o Capítulo 1 descreve a revisão bibliográfica sobre o tema estabelecendo bases de análise científica nas várias vertentes envolvidas, nomeadamente, das técnicas de osteotomia, particularmente da osseodensificação, implicando o implante, o tecido ósseo, e também descrição das particularidades do CBCT. O Capítulo 2 diz respeito aos Materiais e Métodos iniciando-se com a descrição da procura e seleção dos estudos publicados, seguida da caracterização da amostra e descrição detalhada dos procedimentos cirúrgicos em todas as suas fases contemplando a execução das duas técnicas de osteotomia no mesmo paciente e, após reabilitação protética, a realização de CBCT e avaliação da densidade óssea. O Capítulo 3 descreve os resultados e a discussão dos mesmos confrontando-os com a literatura. O Capítulo 4 descreve as conclusões resultantes do trabalho efetuado. Finalmente, o Capítulo 5 descreve as perspetivas futuras potencialmente expectáveis no que diz respeito à osseodensificação e ao CBCT.

Foram desenvolvidos e aceites para publicação dois artigos em revistas científicas internacionais indexadas. Em 2023, um estudo de revisão intitulado “Analysis of peri-implant bone defects by using Cone Beam Computed Tomography (CBCT) an integrative review” na revista Oral Radiology (Springer). Em 2024, o estudo original principal intitulado “Osseodensification vs. Conventional Osteotomy: A Case Series with Cone Beam Computed Tomography” na revista Journal of Clinical Medicine (MDPI).

Objetivos

O objetivo do presente estudo foi comparar os protocolos de osseodensificação e técnica de osteotomia convencional em termos de densidade óssea. Mais especificamente, foi avaliada a densidade óssea na zona apical ao implante, através da tomografia computadorizada de feixe cónico, na técnica de osseodensificação e osteotomia convencional.



Capítulo 1

Revisão da Literatura

1. Revisão da Literatura

1.1 O implante dentário

Os implantes dentários são uma opção terapêutica fiável, amplamente utilizada e baseada na evidência científica para substituir dentes ausentes e para restaurar a estética, a função mastigatória, a comunicação e a autoestima dos pacientes (13,14). A substituição de dentes ausentes por implantes dentários é um procedimento *standard*, com elevadas taxas de sucesso (15–20).

Um implante dentário é um material aloplástico inserido cirurgicamente no osso do maxilar como base protética (2,21). O biomaterial preferencial para o fabrico de implantes dentários é o titânio comercialmente puro, que se distingue pelo seu elevado grau de biocompatibilidade e pelas suas boas propriedades mecânicas, sendo que, as recentes modificações na liga de titânio com outros metais, como o zircónio, permitem o aparecimento de implantes mecanicamente mais resistentes (22,23).

Apesar das elevadas taxas de sucesso, existem muitas variáveis e condições clínicas que potencialmente exercem alguma influência no sucesso dos implantes, incluindo a doença local e sistémica, hábitos tabágicos, medicamentos intravenosos que interagem com o metabolismo ósseo e radioterapia (24). Existem fatores relacionados com o paciente e a técnica cirúrgica que requerem particular atenção, nomeadamente o estado geral de higiene oral, a biocompatibilidade do material do implante e as características da superfície do implante (25). Tendo em conta que estas variáveis e condições podem afetar direta ou indiretamente a condição óssea, a qualidade e a quantidade de osso local são aspetos importantes (24) na resistência da interface implante-osso, e têm um efeito crítico na técnica cirúrgica, no tempo de cicatrização, e no tempo de carga das reconstruções protéticas (25). Por conseguinte, o sucesso do tratamento com implantes dentários depende da qualidade e da quantidade de osso (26).

1.2 A estabilidade do implante

A estabilidade na colocação de implantes é um dos fatores mais críticos que determinam o sucesso clínico desta modalidade de tratamento, sendo imprescindível para uma boa osseointegração (21). A estabilidade do implante pode ser classificada como estabilidade primária, que é uma estabilidade mecânica entre o implante e o osso, e estabilidade secundária, que diz respeito a uma estabilidade biológica que ocorre como resultado da osseointegração (27). Adicionalmente, a estabilidade primária é considerada um pré-requisito para o estabelecimento da estabilidade secundária do implante e, conseqüentemente, da osseointegração (28,29). Mais especificamente, a estabilidade primária é obtida através da fricção mecânica entre a superfície do implante e as paredes ósseas do local da osteotomia, que depois, através do processo de osseointegração, conduz a uma nova aposição óssea na superfície do implante e permite alcançar a estabilidade secundária do implante, que é o contacto funcional entre o osso vivo e o implante (28,30).

Os fatores que mais influenciam a estabilidade primária e as taxas de sobrevivência dos implantes dentários são a densidade óssea, a geometria do implante, a técnica cirúrgica e as condições gerais de saúde do paciente (21,31).

1.3 Métodos de avaliação da estabilidade dos implantes dentários

A estabilidade do implante pode ser avaliada medindo histologicamente a percentagem de contacto osso-implante ou registando o valor do binário inverso durante a remoção do implante (28). Ambos os métodos estão bem documentados (32,33) mas são métodos destrutivos sem valor clínico. Clinicamente, a estabilidade do implante pode ser avaliada através do registo do valor do binário de inserção, análise da frequência de ressonância (RFA) (34,35), percepção clínica, e o periotest® ou periometer® (36). A medição do binário de inserção é um método comprovado que avalia a estabilidade primária durante a colocação do implante (30,34,35). O binário de inserção foi descrito por Johansson e Strid em 1994. Este método regista o binário necessário para colocar o implante e fornece informações importantes sobre a qualidade do osso existente no local (37). O binário de inserção é um binário de resistência originado pela estabilidade mecânica que ocorre quando se verifica uma fricção entre o implante e o osso

circundante no momento da inserção. Este binário de resistência é proporcional ao esforço necessário para colocar o implante ou ao máximo binário de inserção; são essencialmente o mesmo, e dependem em grande medida das características do implante, do tamanho diferencial da osteotomia em relação ao diâmetro do implante (38), e da densidade óssea do hospedeiro (39–41). Um binário de inserção elevado pode aumentar significativamente a percentagem de contacto osso-implante inicial em relação a um implante inserido com valores de binário de inserção baixos (42). Um estudo clínico recomendou um binário de inserção mínimo de 20 Ncm e um binário ideal de 32 Ncm para atingir a osseointegração (43).

A RFA pode ser utilizada em qualquer altura durante a vida do implante. No entanto, não é uma medida direta da estabilidade do implante, uma vez que apenas regista a rigidez da matriz à qual a sonda do instrumento está conectada. Além disso, os seus valores não estão diretamente relacionados com o micro-movimento real do implante (44). O micro-movimento do implante é o único método direto de avaliar a estabilidade do implante (35,45).

A estabilidade primária do implante no momento da colocação é frequentemente avaliada através da perceção clínica da presença de qualquer mobilidade do implante, utilizando um instrumento rombo, como um cabo de espelho, sendo considerado um método pouco fiável e subjetivo (36,46).

O periotest[®] avalia a capacidade de amortecimento, e consiste num aparelho eletrónico com uma peça de mão com uma haste de contacto no interior que é acionada electromagneticamente, entrando em contacto com o implante, sendo calculado o tempo de contacto e calculado como “valor periotest” em unidades PTV que variam de -8 (baixa mobilidade e boa estabilidade) a +50 (alta mobilidade e baixa estabilidade) (47).

Para avaliar a estabilidade primária, é suficiente medir o valor do binário de inserção do implante. Este parâmetro é facilmente acessível e é determinante para o sucesso da osseointegração (48,49), dependendo em grande medida do desenho do implante, da densidade óssea e da técnica de osteotomia (50).

1.4 O tecido ósseo

O osso é composto por aproximadamente 30% de água, 40% de minerais e 30% de proteínas orgânicas (principalmente colagénio) ao nível tecidual. No processo inicial de formação óssea, os osteoblastos produzem colagénio imaturo e um composto mineral. O conteúdo mineral aumenta rapidamente até 70% da mineralização total no prazo de uma semana após o início da formação óssea. Após a primeira mineralização, são adicionados mais minerais ao composto de colagénio-mineral durante o processo de mineralização secundária que dura anos. Os processos de modelação e remodelação óssea são ativados em diferentes períodos temporais (51).

O osso num sistema esquelético vivo muda constantemente. Aproximadamente 7,5% da renovação óssea ocorre anualmente (52). Os processos de modelação e remodelação óssea estão inerentemente relacionados com a alteração do osso. No processo de remodelação óssea, uma célula de reabsorção óssea, o osteoclasto, é ativada para remover o tecido ósseo pré-existente e, posteriormente, um novo osso é depositado por uma célula formadora de osso, o osteoblasto (53–55). A modelação óssea é um processo desacoplado que consiste em ativação e reabsorção ou ativação e formação. Quando os processos de reabsorção óssea e formação óssea estão equilibrados, a quantidade de osso é preservada (56).

1.5 Características determinantes do tecido ósseo

De entre os fatores determinantes que caracterizam o tecido ósseo a quantidade e a qualidade óssea figuram-se como dos mais relevantes. A quantidade de osso pode ser definida como a altura e a largura do osso alveolar residual (25). Em 1985 Lekholm y Zarb classificaram a quantidade de osso em cinco grupos (de mínima a grave, A-E), com base na forma residual da mandíbula e nas diferentes taxas de reabsorção óssea após a extração dentária (57) (Figura 1).

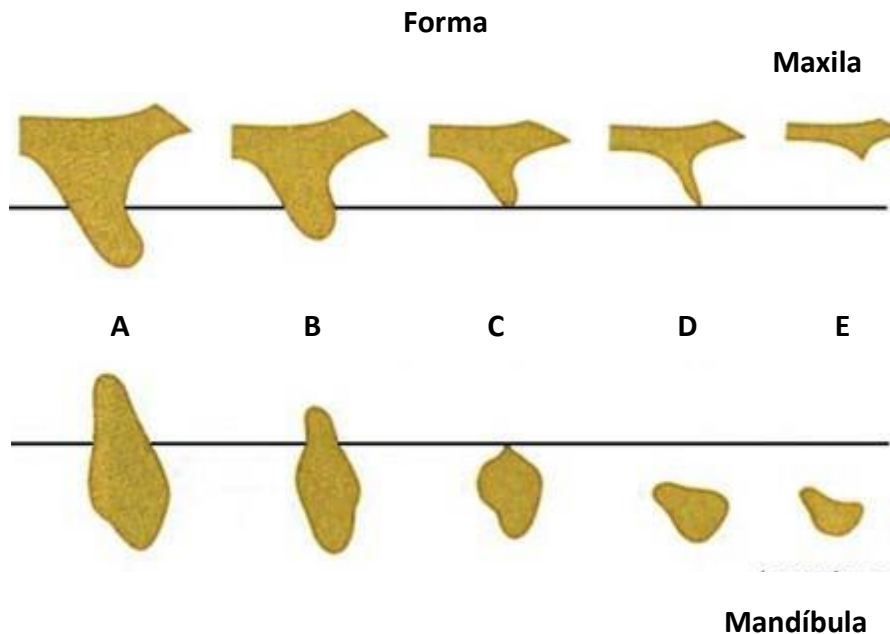


Figura 1 - A forma da secção transversal dos cinco grupos diferentes da quantidade de osso de acordo com Lekholm y Zarb, 1985. Adaptado de (57)

Por outro lado, a qualidade óssea adequada é um pré-requisito fundamental para alcançar a estabilidade primária dos implantes dentários. No entanto, a sua definição exata e a técnica de avaliação ainda não foram totalmente especificadas. Vários fatores podem influenciar a qualidade do osso, nomeadamente a espessura do osso cortical, o volume do osso trabecular e a taxa global de mineralização. A qualidade do osso é um fator chave para alcançar a osseointegração do implante (25).

A quantidade e a qualidade deficientes do osso têm sido apontadas como os principais fatores de risco para o insucesso do implante, uma vez que o insucesso pode estar associado a uma reabsorção óssea excessiva e ao comprometimento do processo de cicatrização (58–60).

A qualidade óssea é frequentemente referida como a quantidade (e a sua relação topográfica) de osso cortical e esponjoso no local recetor onde é realizada a osteotomia (61).

Lindh et al 2004 salientaram que a densidade mineral óssea e a qualidade óssea não são sinónimos. A qualidade do osso engloba outros fatores para além da densidade óssea, como o tamanho do esqueleto, a arquitetura e a orientação tridimensional das

trabéculas e as propriedades da matriz, enquanto a densidade mineral óssea é a quantidade de tecido ósseo num determinado volume de osso. A qualidade do osso não é apenas uma questão de conteúdo mineral, mas também de estrutura (62).

Considera-se que o sucesso do tratamento com implantes dentários é influenciado tanto pela qualidade como pela quantidade de osso disponível para a colocação do implante. Os estudos demonstraram taxas de insucesso mais elevadas para os implantes colocados em má qualidade e quantidade de osso. Por conseguinte, é essencial uma avaliação rigorosa da estrutura óssea (63).

1.6 Classificações de densidade óssea

Diferentes áreas da maxila e da mandíbula possuem diferentes densidades. Utilizando a TAC e o CBCT foi reportada a seguinte sequência, por ordem descendente, da densidade nas várias áreas, nomeadamente, mandíbula anterior, maxila anterior, mandíbula posterior e maxila posterior (64).

Foram propostas na literatura várias classificações da densidade óssea. Linkow, em 1970, classificou a densidade óssea em três categorias, nomeadamente a estrutura óssea de Classe I, Classe II e Classe III. A estrutura óssea de Classe I é o tipo de osso ideal que consiste em trabéculas uniformemente espaçadas com pequenos espaços esponjosos. A estrutura óssea de classe II é o tipo de osso que tem espaços esponjosos ligeiramente maiores com menor uniformidade do padrão ósseo. A estrutura óssea de classe III apresenta grandes espaços preenchidos por medula óssea entre as trabéculas (65).

Lekholm e Zarb, em 1985, classificaram a densidade óssea utilizando radiografias em quatro tipos de osso com base na quantidade de osso cortical versus trabecular. O Tipo 1 refere-se a osso compacto homogéneo e o Tipo 2 descreve uma camada espessa de osso compacto que envolve um núcleo de osso trabecular denso. O tipo 3 refere-se a uma fina camada de osso cortical que envolve osso trabecular denso e o tipo 4 corresponde a uma fina camada de osso cortical que envolve um núcleo de osso trabecular de baixa densidade (57) (Figura 2).

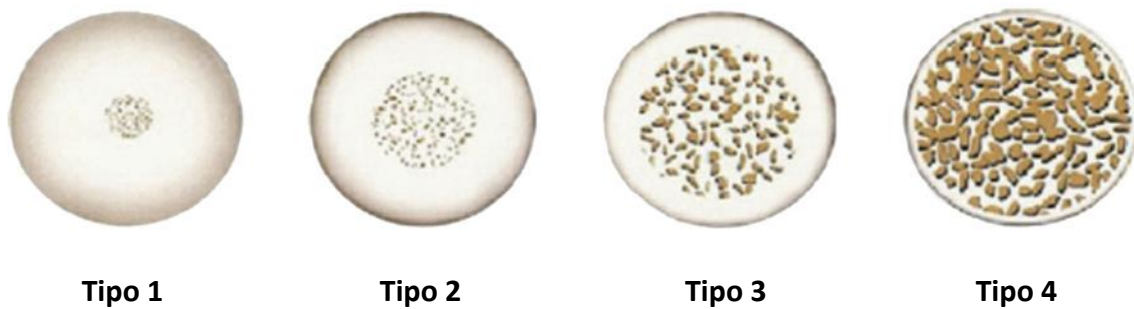


Figura 2 - Classificação de densidade óssea de Lekholm y Zarb 1985. Adaptado de (66)

Roberts, em 1987, classificou macroscopicamente as densidades ósseas em quatro categorias, da mais densa à menos densa, como cortical densa, seguida de cortical porosa, trabecular grossa e trabecular fina. O osso cortical denso e poroso encontra-se nas superfícies exteriores do osso e inclui o rebordo da crista edêntula. O osso trabecular denso e poroso encontra-se no interior da camada exterior do osso cortical (67).

Em 1988, Misch propôs quatro densidades ósseas com base nas características macroscópicas do osso cortical e trabecular localizado em áreas edêntulas da maxila e da mandíbula. O osso D1 é principalmente osso cortical denso, o osso D2 tem osso cortical poroso denso a espesso na crista e osso trabecular denso por baixo, o osso D3 tem crista cortical porosa mais fina e osso trabecular fino no interior e o D4 quase não tem osso cortical na crista e o osso trabecular fino compõe quase todo o volume total do osso. Com base neste trabalho, foi indicado que diferentes tipos de osso podem ser encontrados em diferentes regiões da boca. O tipo de osso D1 é considerado raro e encontra-se maioritariamente na parte anterior da mandíbula. O tipo de osso D2 é o tipo de osso mais comum e pode ser encontrado na maioria das áreas da mandíbula, enquanto o tipo de osso D3 é frequente na maxila anterior. Finalmente, o tipo de osso D4 é mais frequentemente identificado na parte posterior da maxila (68).

Com base na dureza clínica do osso, conforme percebida durante a osteotomia antes da colocação do implante, Misch CE, em 1993, categorizou a densidade óssea em quatro grupos. A perfuração e colocação de implantes em D1 tem o análogo tátil da madeira de carvalho ou de ácer. O osso D2 é semelhante à sensação tátil de perfuração em madeira de abeto ou pinho branco. A perfuração no osso D3 tem o análogo tátil da madeira de balsa. O osso D4 é semelhante à perfuração em esferovite (69).

Misch, em 1999, classificou a densidade óssea em cinco grupos com base no número de unidades Hounsfield (HU). D1 corresponde a valores superiores a 1250HU, D2 tem 850-1250 HU, D3 refere-se à densidade entre 350-850 HU, D4 tem 150-350 HU e D5 menos de 150 HU. A D1 encontra-se principalmente na mandíbula anterior, na plataforma bucal e na região palatina média. A D2 encontra-se principalmente na maxila anterior, na região palatina média e na mandíbula posterior. D3 encontra-se principalmente na região da tuberosidade (70)(Figura 3).

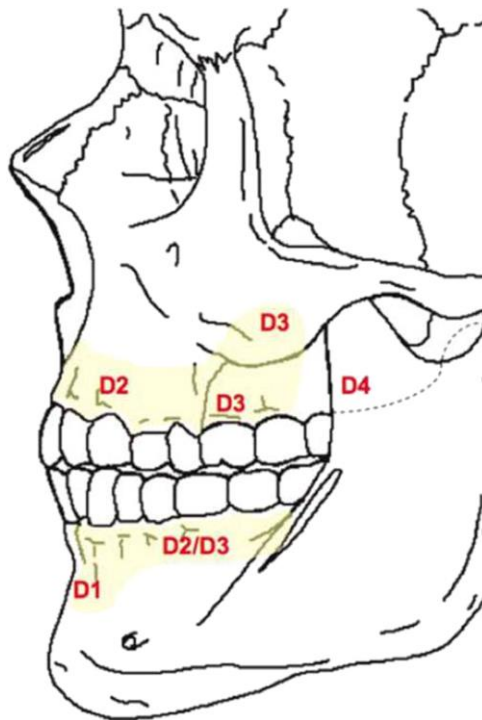


Figura 3 - Classificação de densidade óssea de Misch 1999. Adaptado de (66)

1.7 A osseointegração

Nos últimos 40 anos, uma das descobertas mais importantes na medicina dentária foi o conceito de osseointegração (13), que é definido como uma ligação direta e funcional entre o osso vivo e ordenado e a superfície de um implante em carga funcional (71).

Os parâmetros que afetam a osseointegração foram estabelecidos por Albrektsson em 1981 nos seus determinantes da seguinte forma:

1.Fatores relacionados com o implante: A biocompatibilidade do material, a topografia, a composição e o revestimento da superfície, a forma e o desenho do implante e o comprimento e o diâmetro do dispositivo de fixação

2.Fatores relacionados com o leito do hospedeiro: o volume, a densidade e a qualidade do osso

3.Fatores cirúrgicos: obtenção de estabilidade primária, trauma mecânico e térmico ou infecção

4.Fatores biomecânicos: condições de carga

5.Fatores relacionados com o paciente: doenças sistémicas, medicação e hábitos parafuncionais (72)

1.8 Interface implante-osso

O desenvolvimento da interface implante-osso é complexo e envolve numerosos fatores. Estes incluem não só fatores relacionados com o implante, como o material, a forma, a topografia e a superfície química, mas também a carga mecânica, a técnica cirúrgica e as variáveis relacionadas com o paciente, como a qualidade e a quantidade de osso (73).

Imediatamente após o traumatismo cirúrgico (0-4 horas), iões (i.e., cálcio) e proteínas plasmáticas (albumina, globulina e fibrina) aderem à superfície do implante (74).

Esta fase é fundamental no processo de osseointegração, uma vez que a fixação de células inflamatórias e formadoras de tecido à superfície do implante ocorre através desta camada de proteínas. O contacto entre o sangue e o titânio gera a camada de óxido de titânio que é fundamental para a biocompatibilidade e osseointegração do titânio (75). A análise de implantes osseointegrados ao nível da nanoescala mostrou a

inclusão gradual de íons cálcio e fósforo na camada de óxido de titânio. A interface osso-implante não é uma linha nítida de transição, mas um gradiente 3-D de cálcio, fósforo e oxigénio que diminui do osso para o implante, onde os íons de titânio aumentam, apoiando assim a hipótese de crescimento ósseo nas zonas nanoestruturadas da superfície do implante (76). Além disso, a microtextura da superfície do implante modula a atividade plaquetária, incluindo a adesão, a formação de micropartículas e a expressão de P-selectina, aumentando assim a sua osteocondutividade (77).

Alguns dias após a cirurgia (3-4 dias), a atividade de angiogénese e organização do coágulo sanguíneo no tecido de granulação é mais evidente na parte esponjosa do osso primitivo, enquanto o coágulo com elevado número de eritrócitos ainda se encontra no lado do implante (78–83). No lado do implante, as células mesenquimatosas indiferenciadas migram para a superfície do material, fixam-se e proliferam. Durante este período, sintetizam a sua própria matriz extracelular, incluindo fatores de crescimento e citocinas, e modificam a superfície do implante (84).

Entre três e seis dias de cicatrização, as células mesenquimais sofrem uma diferenciação osteoblástica. Produzem osteóide, incluindo vesículas de matriz e fatores de crescimento diretamente sobre a superfície que reveste o implante (84,85). As células osteogénicas respondem a agentes reguladores endócrinos, parácrinos e autócrinos. Aos 6-14 dias, as células começam a calcificar a sua matriz. A maturação das vesículas da matriz é indicada pelo aumento das atividades da fosfatase alcalina e da fosfolipase A2 e pelo conteúdo de fosfatidilserina no tecido adjacente aos materiais que promovem a formação óssea. Após 21 dias, o tecido ósseo recém-formado é remodelado, envolvendo o recrutamento de osteoclastos (79,86,87).

Dependendo do sucesso do mecanismo em cada uma das fases que se sobrepõem, a formação óssea progride ou segue-se a formação de tecido conjuntivo fibroso (84).

Entre as 8 e as 12 semanas, inicia-se a estabilidade biológica ou secundária, através da formação de osso lamelar, nomeadamente a osseointegração. Às 12 semanas, à semelhança da dentição natural, os implantes estão sujeitos a uma remodelação dos tecidos moles e duros, sendo descrita uma largura biológica média à volta dos implantes de cerca de 3,5 mm (88).

O processo de osseointegração prossegue com o aumento da densidade mineral óssea próximo do corpo do implante por um período de até 2 anos, estabelecendo-se um estado estável de osseointegração em que se verifica um acréscimo e uma diminuição quase iguais de minerais, sem alteração substancial da massa óssea volumétrica (89).

Um dos fatores mais críticos para o sucesso da osseointegração de um implante é a estabilidade do osso no momento da colocação. A existência de movimento relativo entre o corpo do implante e o osso circundante durante a fase inicial de cicatrização é considerada um fator de alto risco para a perda precoce do implante, uma vez que ocorre uma falha na osseointegração. Após a colocação de um implante endósseo, a estabilidade mecânica primária é gradualmente substituída pela estabilidade biológica ou secundária. A transição da estabilidade mecânica primária, proporcionada pela arquitetura do implante, para a estabilidade biológica, proporcionada pelo osso recém-formado à medida que ocorre a osseointegração, ocorre durante a cicatrização precoce da ferida. Por conseguinte, existe um período de tempo durante a cicatrização em que a atividade osteoclástica diminuiu a estabilidade mecânica inicial do implante, mas a formação de novo osso ainda não ocorreu ao nível necessário para manter a estabilidade do implante. Durante este período crítico, um implante em carga protética está em maior risco de movimento relativo e é mais suscetível à falha da osseointegração. Só através da remodelação óssea é que haverá uma substituição gradual do osso peri-implantar, com a possibilidade de formação de novo osso na superfície do implante (73) (Figura 4).

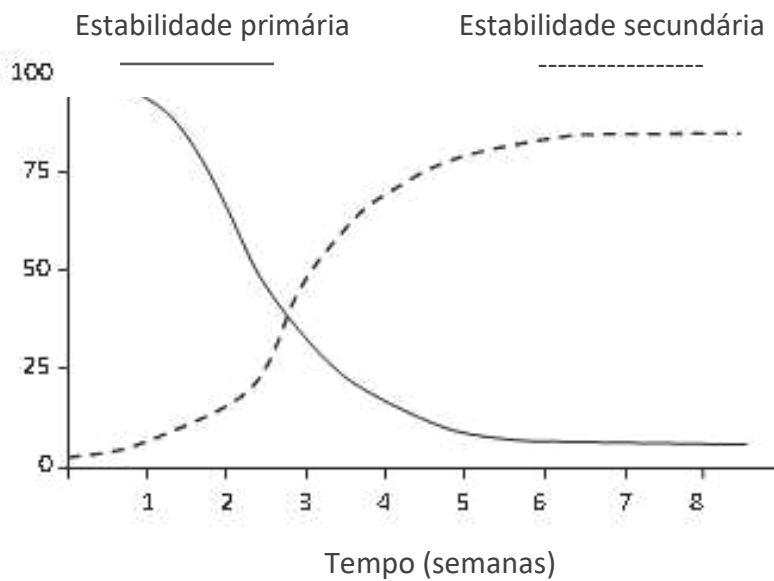


Figura 4 - Transição da estabilidade primária estabelecida aquando da colocação do implante para a estabilidade secundária resultante da deposição de novo osso (osseointegração) Adaptado de (73)

1.9 Técnicas de aumento de densidade óssea

Foram desenvolvidas várias técnicas cirúrgicas para aumentar a estabilidade primária num osso de baixa densidade. Um método amplamente utilizado para aumentar a estabilidade primária é a sub-preparação do leito do implante, que se obtém utilizando um ou mais tamanhos mais pequenos, como última broca, do que o diâmetro do implante selecionado. Na presença de uma má qualidade óssea, uma preparação do leito do implante 10% inferior é suficiente para aumentar a estabilidade primária, sendo que uma diminuição adicional não melhora os valores da estabilidade primária (90,91). Os estudos sobre a osteotomia escalonada do leito do implante, que é outra variante do método de sub-preparação envolvendo apenas a porção apical da osteotomia (92), relataram uma maior estabilidade do implante em termos de binário de inserção do que a osteotomia convencional em osso pouco denso (28,29). Como tal, pode obter-se uma maior estabilidade com vários graus de sub-preparação da osteotomia. Em geral, a combinação de diâmetros de implante crescentes com dimensões de osteotomia reduzidas resulta em níveis de binário de inserção proporcionalmente maiores durante a colocação do implante (93).

No entanto, embora seja possível obter maiores níveis de binário de inserção colocando implantes em locais de dimensões inferiores, a resposta precoce do hospedeiro ao

implante pode ser afetada, uma vez que podem ocorrer elevados graus de tensão mecânica óssea imediatamente após a colocação (94,95).

Summers, em 1994, descreveu a utilização do osteótomo para condensar o osso em caso de baixa densidade óssea. O princípio subjacente à condensação óssea na periferia do leito do implante, consiste em inserir o implante numa matriz óssea de elevada densidade. A técnica do osteótomo utiliza dispositivos acionados manualmente e comprime o osso circundante através de uma expansão gradual que conduz a valores de binário de inserção melhorados, o que é considerado como uma indicação de maior estabilidade (96).

A utilização de osteótomos em osso de baixa densidade permite a fratura e a condensação das trabéculas ósseas (97), contudo, esta técnica não melhora a densidade óssea peri-implantar nem a estabilidade do implante. Foi demonstrado que as trabéculas fraturadas no osso peri-implantar, causadas pela técnica de osteótomo, induzem um atraso na estabilidade secundária em relação aos procedimentos de perfuração convencionais durante a cicatrização (98,99). Adicionalmente, esta técnica pode provocar fratura ou deslocação do osso e vertigens (100).

A expansão do rebordo e o alargamento utilizando expansores do tipo parafuso são outras técnicas relatadas para expandir o osso e criar uma osteotomia sem remover qualquer osso, mas sim deslocando-o (101). Por outro lado, a fratura da cortical vestibular durante este procedimento pode afetar a estabilidade da inserção do implante (102,103).

A osseodensificação é uma técnica de preparação do leito do implante, para desenvolver um auto-enxerto condensado à volta do implante, o que aumenta a estabilidade do implante e melhora a quantidade e a qualidade do osso à volta dos implantes, com um risco reduzido de causar microfracturas (104).

1.10 Osseodensificação

O conceito de osseodensificação foi desenvolvido por Huwais em 2013 e introduz um novo método de preparação biomecânica do osso realizado para a colocação de implantes dentários com brocas densificadoras especialmente concebidas, denominadas brocas Densah® (da Versah LLC - The osseodensification company) (6,105) (Figura 5).



Figura 5 - Brocas Densah® Adaptado de: catálogo de produtos (www.versah.com)

A teoria subjacente a esta técnica é que o *design* da broca permite a criação de um ambiente que aumenta a estabilidade primária inicial através da densificação das paredes do local da osteotomia através de uma osteotomia não subtrativa (104,106).

1.10.1 Técnica e características das brocas

Esta técnica de preservação óssea é possível através de brocas especialmente concebidas que possuem muitas lâminas com um grande ângulo de inclinação negativo, que funcionam como arestas não cortantes para aumentar a densidade do osso à medida que expandem a osteotomia. Estas brocas densificadoras têm quatro ou mais superfícies e sulcos que compactam suavemente o osso. As brocas densificadoras são dispositivos cirúrgicos, uma vez que foram concebidas para terem um bordo cortante e uma haste cónica, pelo que, à medida que penetram mais profundamente na osteotomia, têm um diâmetro progressivamente maior que controla o processo de expansão. Estas brocas são utilizadas com um motor cirúrgico e podem densificar o osso rodando no sentido não cortante (no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio a 800-1200 rpm) ou perfurar o osso rodando no sentido cortante (no sentido dos ponteiros do relógio a 800-1200 rpm) (107,108) (Figura 6).

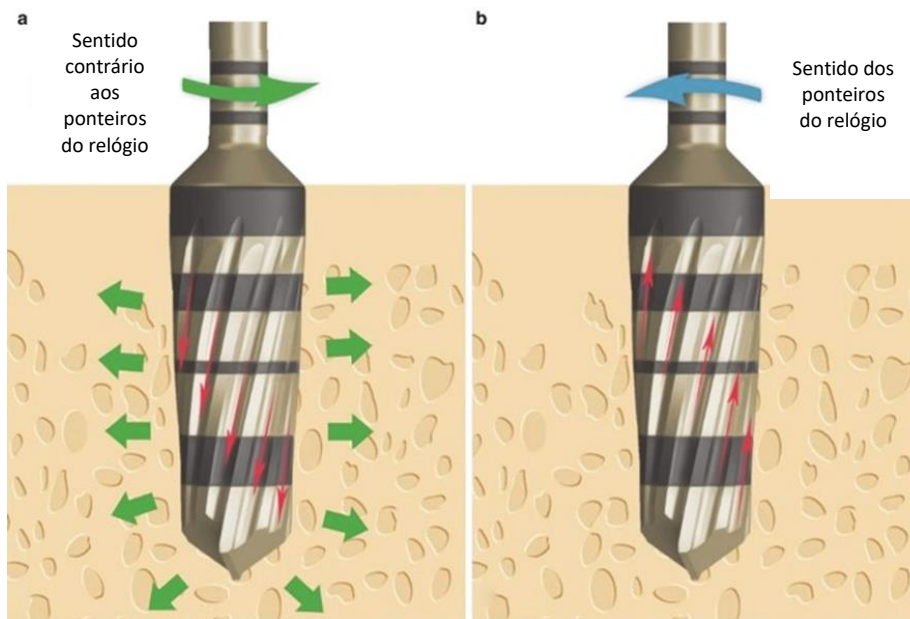


Figura 6 - Modo de atuação das brocas Densah®. Adaptado de (109)

O método de compactação óssea proposto por esta nova técnica consiste na aplicação de uma deformação controlada devido ao contacto de rolamento e deslizamento ao longo da superfície interna da osteotomia com as superfícies rotativas da broca densificadora. A deformação óssea ocorre através de mecanismos viscoelásticos e plásticos quando a carga é controlada abaixo da resistência máxima do osso. Quantidades abundantes de líquido de irrigação durante este procedimento fornecem lubrificação entre a broca e as superfícies ósseas e eliminam o sobreaquecimento. Uma técnica recomendada é a utilização pelo cirurgião de um movimento de “vaivém” da broca para dentro e para fora da osteotomia, o que induzirá uma onda de pressão antes do ponto de impacto. O fluido de irrigação que é então forçado para dentro da osteotomia pode também facilitar o auto-enxerto de partículas ósseas ao longo da superfície interna da osteotomia. O auto-enxerto complementa a compactação plástica do osso para densificar ainda mais as paredes internas do osteótomo. O cirurgião pode controlar com segurança o processo de densificação óssea porque o contacto da broca com o osso aplica uma força de reação axial oposta, que é proporcional à intensidade da força aplicada pelo cirurgião. Deste modo, o cirurgião obtém feedback háptico para controlar a força com base na densidade óssea encontrada e para facilitar a deformação

plástica controlada pela taxa de deformação que compacta o osso e expande a osteotomia (108).

1.10.2 Vantagens da osseodensificação

As vantagens da osseodensificação são:

- Auto-enxerto/condensação de compactação: A osseodensificação mantém o volume do osso por condensação, o que resulta num maior contacto entre o osso e o implante (110);
- Aumenta a densidade óssea: as brocas densah® permitem a preservação e a condensação do osso através de auto-enxerto de compactação durante a preparação da osteotomia, aumentando a densidade óssea peri-implantar e a estabilidade mecânica (108,110);
- Processo de cicatrização acelerado: ao preservar osso em volume, o processo de cicatrização é potencialmente acelerado devido à matriz óssea, células e bioquímicos mantidos e auto-enxertados ao longo do local da superfície da osteotomia (108,110);
- Expansão do rebordo residual: os rebordos estreitos expandem-se em largura juntamente com o processo de osseodensificação, facilitando assim a colocação de implantes de maior diâmetro e evitando também a fenestração e o defeito de deiscência (110,111);
- Aumenta a deformação residual: o movimento de “vaivém” (movimento para dentro e para fora) ajuda a criar uma tensão em função da intensidade para produzir uma deformação em função da mesma intensidade, e permite que a irrigação salina pressurize suavemente as paredes ósseas. Estes fatores, em conjunto, facilitam o aumento da plasticidade e da expansão óssea (110);
- Aumenta a estabilidade do implante: a tecnologia das brocas densah® facilita a expansão do rebordo com a manutenção da integridade do rebordo alveolar e também permite a colocação total do comprimento do implante em osso autógeno com estabilidade primária adequada;

- Preservação do volume ósseo: apesar da anatomia óssea comprometida, a osseodensificação preserva o volume ósseo e promove um período de tempo de espera mais curto para a reabilitação protética;
- Reabilitação protética mais rápida: ao acelerar o processo de cicatrização e preservar o volume ósseo a osseodensificação possibilita um tempo de espera mais curto para reabilitação protética (106,110).

1.10.3 Desvantagens da osseodensificação

A osseodensificação não funciona com osso cortical, uma vez que o osso cortical é um tecido não dinâmico que carece de plasticidade. A densificação de xenoenxertos deve ser evitada porque estes têm um comportamento biomecânico diferente do tecido ósseo, dado que têm apenas conteúdo inorgânico e apenas fornecem o volume sem qualquer viscoelasticidade (110).

1.10.4 Comparação da osseodensificação com osteotomia convencional

As brocas utilizadas na osteotomia convencional escavam o osso para facilitar a colocação do implante. Elas produzem um corte eficaz do osso, mas não têm a capacidade de criar uma osteotomia circunferencial precisa. Por conseguinte, as osteotomias tornam-se alongadas e elípticas devido ao corte impreciso das brocas. Isto leva a uma redução do binário durante a inserção do implante, conduzindo a uma estabilidade primária deficiente e contribuindo para a potencial não osseointegração do implante. Além disso, as osteotomias preparadas em osso deficiente podem produzir deiscências vestibulares ou linguais, o que resulta numa redução da estabilidade primária e necessidade de um enxerto ósseo adicional, aumentando o custo total do tratamento e o tempo de cicatrização. Verificou-se que as osteotomias na osseodensificação são mais pequenas do que as osteotomias convencionais preparadas com as mesmas brocas devido à natureza elástica e à tensão elástica do osso (112) (Figura 7).

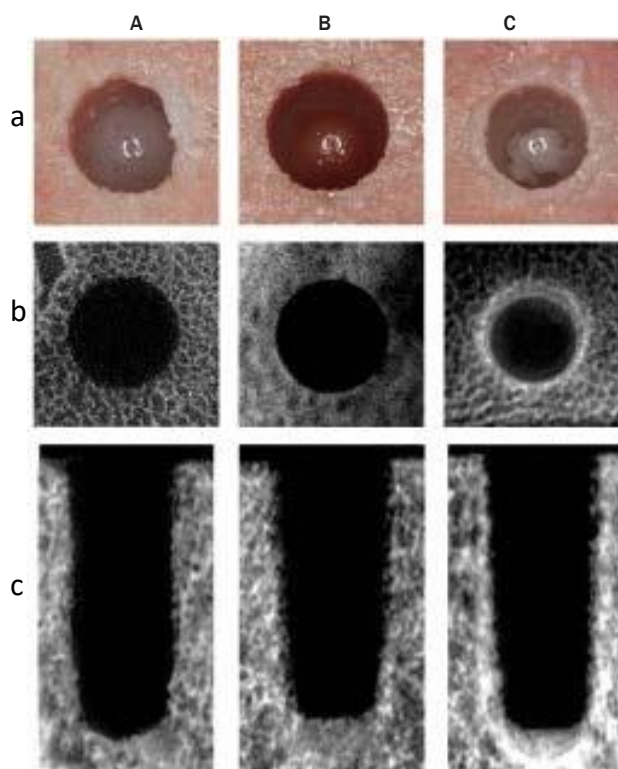


Figura 7 - (a) Vista de superfície de osteotomias de 5,8 mm de perfuração com técnica convencional (A), técnica de osseodensificação no sentido horário (B) e técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio (C). (b) Secção média da tomografia microcomputorizada e (c) secção transversal. Adaptado de (108)

A análise histomorfológica demonstrou a presença de fragmentos de osso autógeno nos locais das osteotomias osseodensificadas, especialmente no osso de baixa densidade mineral em relação às brocas convencionais. Estes fragmentos atuam como superfícies nucleantes promovendo a formação de novo osso à volta dos implantes e proporcionando maior densidade óssea e melhor estabilidade (112,113) (Figura 8).

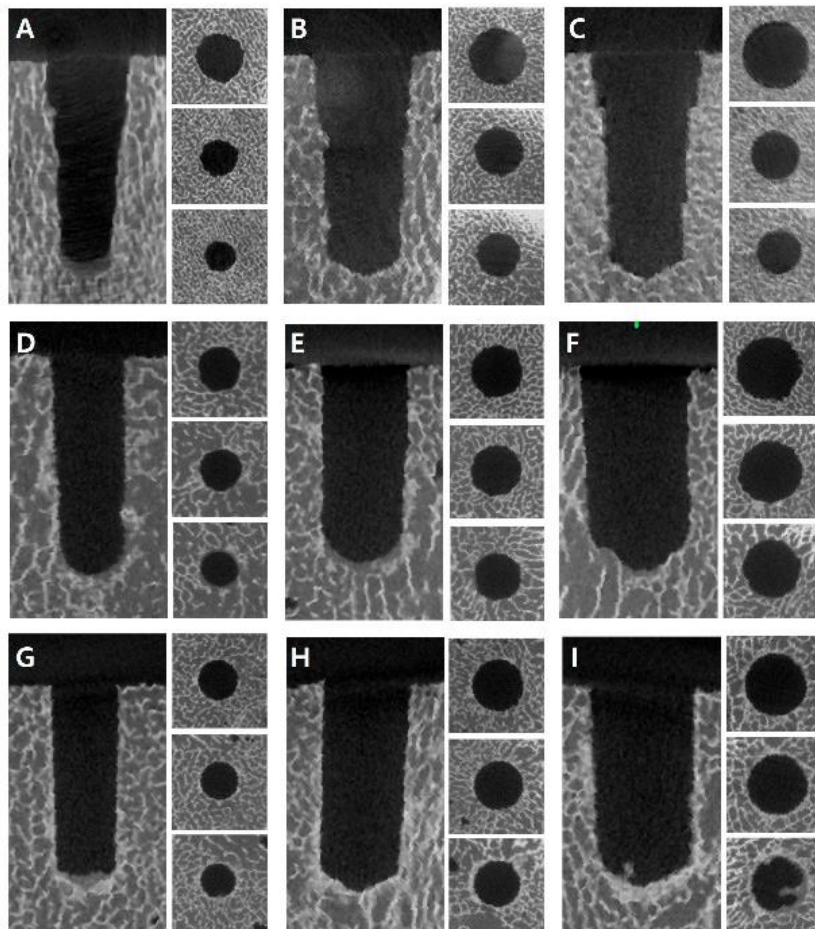


Figura 8 - Comparação da densidade óssea à volta dos orifícios de perfuração em imagens de tomografia por emissão de micropositrões/tomografia computadorizada de acordo com os diâmetros e técnicas: (A) técnica convencional com perfuração de 3,8 mm; (B) técnica convencional com perfuração de 4,8 mm; (C) técnica convencional com perfuração de 5,8 (D) técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 3,5 mm (E) técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 4,5 mm; (F) técnica de osseodensificação no sentido horário com perfuração de 5,5 mm; (G) técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 3,5 mm; (H) técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 4,5 mm; (I) técnica de osseodensificação no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio com perfuração de 5,5 mm. Adaptado de (114)

1.11 Sucesso e insucesso implantar

Os insucessos dos implantes podem ser classificados em insucesso precoce e insucesso tardio, com base no momento em que o pilar foi conectado: os insucessos precoces ocorreram antes da aplicação da carga funcional e os insucessos tardios ocorreram após a aplicação da carga oclusal ou na primeira remoção da restauração provisória nos casos de carga imediata do implante. O insucesso precoce representa uma falha no estabelecimento da osseointegração do implante dentário, enquanto o insucesso tardio

é a falha da osseointegração estabelecida nos implantes dentários ou a falência da função dos implantes dentários. Enquanto o insucesso precoce se deve exclusivamente a complicações biológicas, o insucesso tardio pode ter complicações biológicas ou mecânicas. As complicações biológicas podem dever-se a peri-implantite, que normalmente envolve a reabsorção de tecidos moles e duros. As complicações mecânicas podem dever-se a uma conceção incorreta nos componentes de carga do implante, que pode levar à fratura do corpo do implante, do corpo do parafuso ou da supraestrutura do implante (115).

Em 2008, Misch et al. apresentaram a Escala de Saúde dos Implantes de Pisa, que estabelece 4 grupos de implantes para descrever as condições clínicas de sucesso, sobrevivência ou fracasso dos implantes (Tabela 1). O grupo 1 representa o sucesso e é considerado um estado de saúde ótimo, não se observando dor à palpação, percussão ou função. Não se observa mobilidade clínica do implante em qualquer direção com cargas inferiores a 500g. Observa-se menos de 2,0 mm de perda óssea radiográfica crestal em comparação com o momento do procedimento cirúrgico de inserção do implante. O implante não tem historial de exsudado. O prognóstico dos implantes do Grupo 1 é muito bom a excelente. Os implantes do Grupo II são classificados como "sobrevivência" e têm uma saúde satisfatória. São estáveis, mas apresentam um historial de, ou potencial para problemas clínicos. Não se observa dor ou sensibilidade à palpação, percussão ou função. Não existe mobilidade observável com cargas inferiores a 500g. A perda óssea radiográfica da crista situa-se entre 2,0 e 4,0 mm a partir do momento de inserção do implante. O prognóstico é bom a muito bom, dependendo da condição estável da crista óssea. Os implantes do Grupo III também se encontram na categoria de "sobrevivência", mas apresentam uma peri-implantite ligeira a moderada e um estado de saúde comprometido. Os implantes do Grupo III são caracterizados por não apresentarem dor na função. Não é evidente qualquer mobilidade vertical ou horizontal inicial. Ocorreu uma perda óssea radiográfica da crista superior a 4 mm desde a colocação do implante, mas a perda óssea é inferior a 50% à volta do implante. As profundidades de sondagem aumentaram desde a linha de base até metade do comprimento do implante, frequentemente acompanhadas de hemorragia à sondagem. Os episódios de exsudado (se presentes) podem ter durado mais de 2 semanas. O prognóstico é bom a reservado, dependendo da capacidade de reduzir e controlar o

stress, uma vez que as correcções cirúrgicas melhoraram a saúde dos tecidos moles e duros. O grupo IV é o fracasso clínico ou absoluto. O implante deve ser removido em caso de dor à palpação, percussão ou função; mobilidade horizontal e/ou vertical; perda óssea progressiva não controlada; exsudado não controlado ou mais de 50% de perda óssea à volta do implante. Os implantes colocados cirurgicamente mas incapazes de serem reabilitados também estão incluídos no insucesso do Grupo IV (116) (Tabela 1).

| Grupo | Condições Clínicas |
|---|---|
| I. Sucesso (saúde óptima) | <ul style="list-style-type: none"> a) Sem dor ou sensibilidade durante a função b) Sem mobilidade c) <2 mm de perda óssea radiográfica desde a cirurgia inicial d) Sem história de exsudado |
| II. Sobrevivência satisfatória | <ul style="list-style-type: none"> a) Sem dor na função b) Sem mobilidade c) 2-4 mm de perda óssea radiográfica d) Sem história de exsudado |
| III. Sobrevivência comprometida | <ul style="list-style-type: none"> a) Pode ter sensibilidade na função b) Sem mobilidade c) Perda óssea radiográfica > 4mm (menos de ½ do comprimento do implante) d) Profundidade de sondagem > 7mm e) Pode ter historial de exsudado |
| IV. Insucesso (insucesso clínico ou absoluto) | <p>Qualquer uma das seguintes situações</p> <ul style="list-style-type: none"> a) Dor à função b) Mobilidade c) Perda óssea radiográfica > ½ do comprimento do implante d) Exsudado não controlado e) Já não se encontra na boca |

Tabela 1 - Escala de saúde para implantes dentários. Adaptado de (116)

1.12 Avaliação radiológica de implantes dentários

As análises radiográficas são habitualmente utilizadas na implantologia dentária como um importante meio de diagnóstico para o planeamento e acompanhamento do tratamento. Estas análises correspondem a avaliações de quantidade e qualidade óssea (117).

É inegável a importância da radiologia na avaliação do osso ao redor dos implantes. Neste sentido, é importante a avaliação radiográfica pós-operatória dos implantes dentários e as vantagens e desvantagens das diferentes modalidades radiográficas (9). A técnica de imagem ideal para o tratamento de implantes dentários deve ter várias características essenciais, incluindo a capacidade de visualizar o local do implante nas dimensões mesiodistal, vestibulolingual e superioinferior; a capacidade de permitir medições fiáveis e precisas; a capacidade de avaliar a densidade óssea trabecular e a espessura cortical; acesso e custo razoáveis para o paciente minimizando a quantidade de radiação (118) de acordo com o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*) (119).

O CBCT produz uma imagem a 3 dimensões (3D) que permite uma análise morfológica detalhada do osso e tem sido amplamente utilizada para o diagnóstico clínico de complicações dentárias (51).

1.13 Métodos de avaliação da densidade óssea

Existem vários métodos radiológicos utilizados para medir a densidade óssea. A absorciometria de raios X de dupla energia (DXA) é considerada o “gold standard” para a análise da densidade óssea. No entanto, a DXA não capta totalmente a microestrutura e a morfologia tridimensional do osso, uma vez que a informação é obtida bidimensionalmente (120). A micro-CT tem uma elevada precisão em micrómetros para os parâmetros trabeculares e é considerada o “gold standard” para a morfologia e a microestrutura ósseas, como o volume e a fração óssea, mas está limitada ao modelo ósseo ex-vivo (121). A TAC é um método bem estabelecido, capaz de fornecer um campo de visão maior, sinal superior e rácios de contraste-ruído e valores de unidade Hounsfield mais exactos quando comparados com o CBCT (122). O CBCT tem vantagens em relação à TAC e à DXA, uma vez que é mais económico, emite menor dose de radiação, tem uma aquisição mais rápida e produz imagens de maior qualidade (123).

1.14 O CBCT

Em 1998/1999, Mozzo et al. introduziram a imagiologia com tecnologia de feixe cónico, que, dependendo das configurações específicas do dispositivo e das unidades, permite obter imagens tridimensionais com doses relativamente baixas de radiação (9,124).

Nas últimas duas décadas, o CBCT tornou-se uma ferramenta radiográfica importante para o diagnóstico e o planeamento do tratamento no domínio da cirurgia oral e, especialmente, para a implantologia oral (125–127).

1.14.1 Princípios básicos do CBCT

A tecnologia de imagem de feixe cónico é mais frequentemente referida como tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT). O CBCT, em virtude da sua terminologia, é uma forma de tomografia computadorizada. Sendo que, a terminologia "feixe cónico" refere-se à forma cónica do feixe que varre o paciente num percurso circular em torno do eixo vertical da cabeça (128), em contraste com o feixe em forma de leque da TAC (51)(Figura 9).

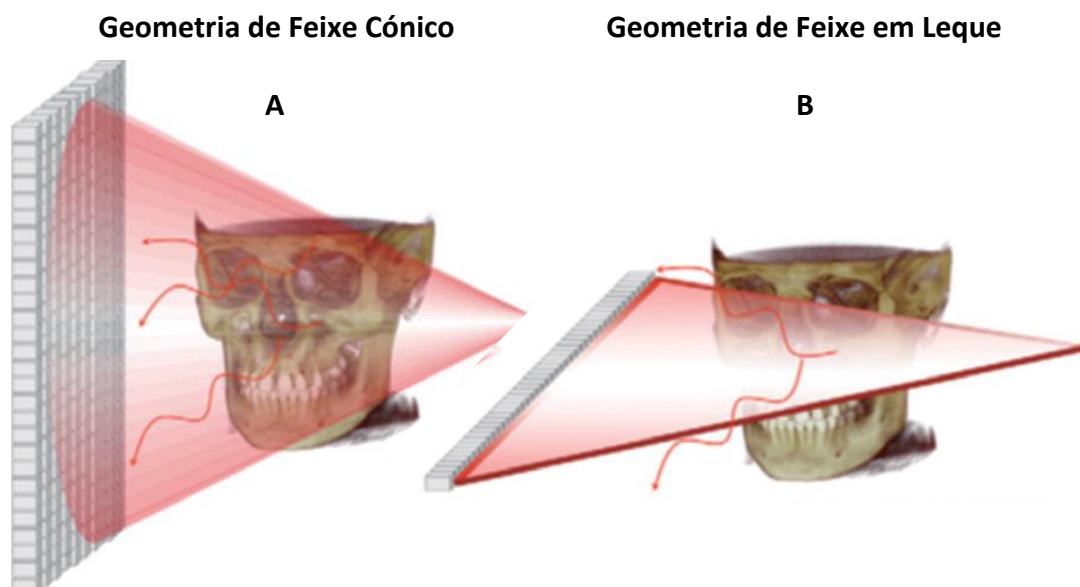


Figura 9 - Esquema de projeção de raios-x comparando a geometria de aquisição de imagens de feixe cónico (A) e feixe em leque (B). Adaptado de (51)

Numa única rotação, a região de interesse (ROI) é varrida por um feixe de raios X em forma de cone em torno do eixo vertical da cabeça do paciente. A informação digitalizada dos objectos na ROI, como a forma e a densidade, é adquirida a partir de vários ângulos. Estes dados de imagem são depois processados por software especializado que, em última instância, constrói imagens tomográficas da ROI em vários planos anatómicos, nomeadamente os planos anatómicos coronais, axiais e sagitais padrão e os seus vários derivados paraplanares, os planos parassagitais, paracoronais e para-axiais (128).

O tamanho do volume do objeto digitalizado é designado por campo de visão, normalmente abreviado como FOV. Embora existam factores que afectam o FOV, como o tamanho, o tipo do detetor e o grau de colimação do feixe na cabeça do tubo de raios X, os controlos de digitalização do CBCT estão programados para digitalizar um FOV de tamanhos e áreas que são incorporados no scanner pelo fabricante. O FOV é uma opção muito flexível nos scanners contemporâneos, (129) e representa uma das principais características da CBCT, sendo capaz de produzir exames com FOVs variáveis de acordo com a indicação clínica (130) (Figura 10). A maioria das máquinas utiliza um ou alguns FOVs pré-definidos (até 23 FOVs diferentes) de acordo com diferentes indicações, embora, até certo ponto, possam ser ajustáveis (131).

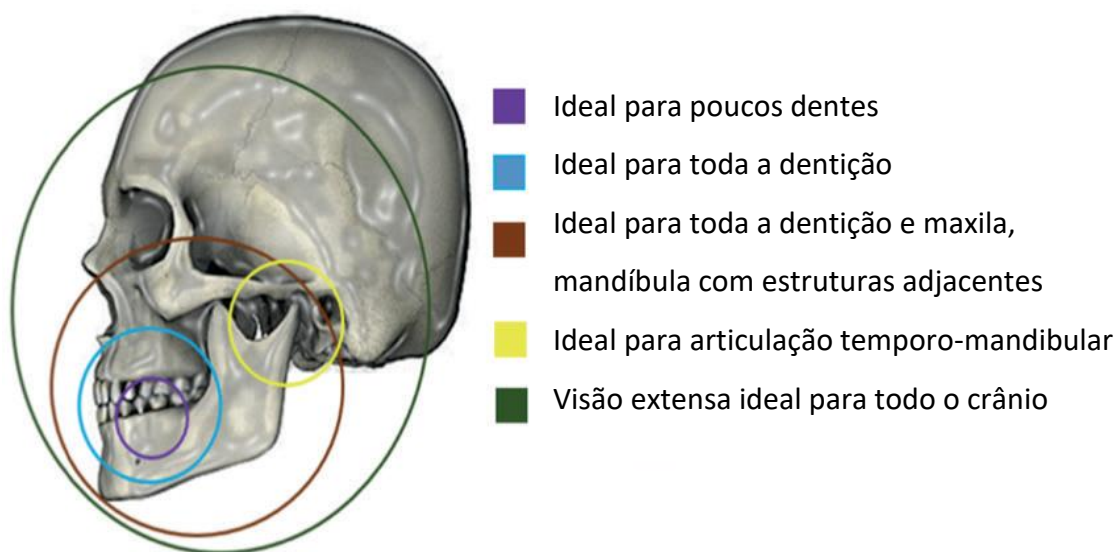


Figura 10 - Capacidade de seleção de FOV no CBCT para diferentes situações clínicas. Adaptado de (132)

Como em qualquer sistema de imagiologia radiográfica, o CBCT requer a produção de raios X, a atenuação dos raios X por um objeto, a detecção do sinal, o processamento da imagem e a visualização da imagem. Os valores de atenuação são convertidos em valores de cinzento numa imagem digital enquanto os cortes da imagem digitalizada são reconstruídos. Como tal, o valor de cinzento na imagem de CBCT é teoricamente equivalente à densidade do material (51).

Durante um exame rotacional de um objeto, são realizadas várias exposições em intervalos fixos (ângulos) da rotação (128), fornecendo imagens de projeção 2D individuais, conhecidas como imagens "base" ou "em bruto". Estas imagens são semelhantes às imagens radiográficas "cefalométricas" laterais e posteriores-anteriores, cada uma ligeiramente deslocada uma da outra. Uma vez concluída a rotação e produzidas todas as imagens de base, o conjunto completo de imagens de base forma os "dados de projeção" (128,133). O número de imagens que compõem os dados de projeção ao longo do exame é determinado pela velocidade de fotogramas (número de imagens adquiridas por segundo), pela integridade do arco de trajetória e pela velocidade de rotação. Dependendo da máquina de CBCT, o número de exames de projeção que compõem um único exame pode ser fixo ou variável, uma vez que mais dados de projeção fornecem mais informações para reconstruir a imagem, permitem uma maior resolução espacial e de contraste, aumentam a relação sinal/ruído, produzindo imagens mais "suaves" e reduzem os artefactos metálicos. No entanto, um maior número de dados de projeção implica normalmente um maior tempo de exposição. De acordo com o princípio ALARA, o número de imagens de base deve ser minimizado o suficiente para produzir uma imagem com qualidade de diagnóstico (133). Os programas de software de reconstrução de imagem, normalmente propriedade de cada fabricante de máquinas, gerem então os dados de projeção e constroem um conjunto de dados volumétricos 3D (128) (Figura 11).

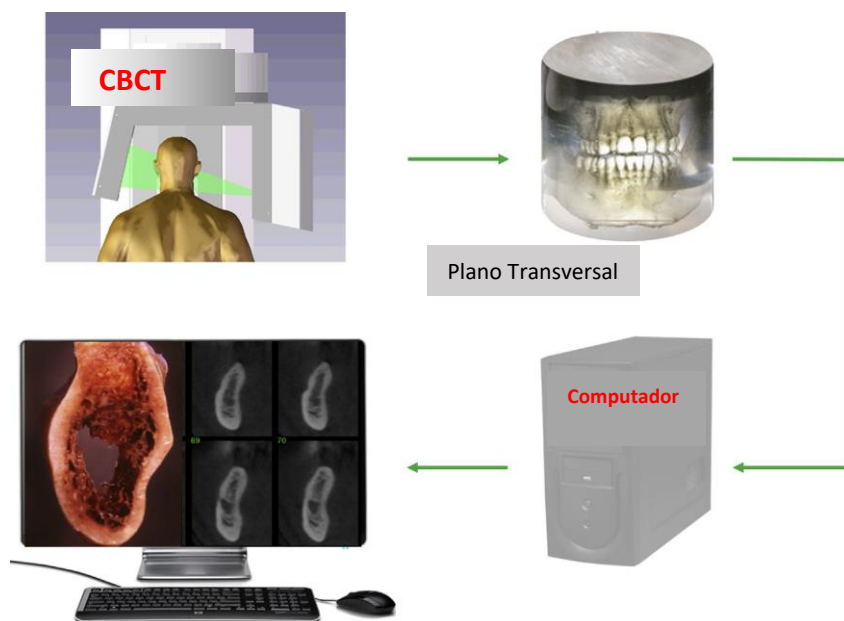


Figura 11 - Formação da imagem de CBCT. Adaptado de (129)

A resolução e, por conseguinte, o pormenor das imagens de CBCT são determinados pelos elementos de volume individuais ou voxels produzidos a partir do conjunto de dados volumétricos. Nas imagens de CBCT, as dimensões do voxel dependem principalmente do tamanho do pixel no detetor de área. A resolução do detetor de área é submilimétrica (intervalo: 0,09 mm a 0,4 mm), o que determina principalmente a dimensão dos voxels. Prevê-se claramente que os tamanhos mais pequenos dos voxels possam fornecer imagens com representações mais exatas de estruturas finas do que as que poderiam ser obtidas com tamanhos de voxel maiores (130). O CBCT é capaz de fornecer um tamanho de voxel de 50 μm até 600 μm , quanto mais pequeno for o tamanho do voxel maior será a resolução espacial (131). Além disso, as unidades de CBCT, em geral, fornecem resoluções de voxel que são isotrópicas (iguais em todas as três dimensões) (133). Sendo que, os dados de imagem 3D isotrópicos podem ser revistos a partir de qualquer direção projetada, utilizando a orientação de corte reformatada com uma qualidade de imagem semelhante, o que se configura como uma clara vantagem, considerando a complexidade da anatomia 3D (130) (Figura 12).

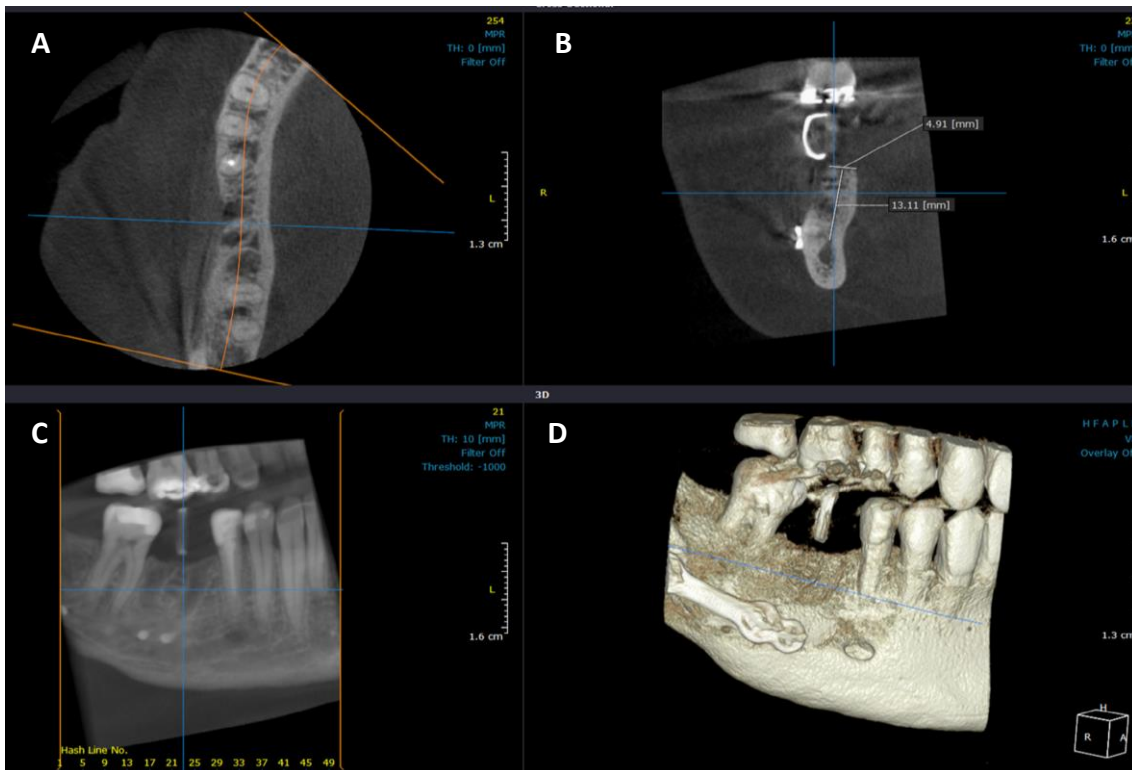


Figura 12 – Imagens geradas pelos dados isotrópicos projetadas de várias direções: (A) Imagem axial; (B) Corte transversal (C) Vista panorâmica; (D) Vista 3D. Adaptado de (130)

Uma vez que o CBCT é um sistema de imagiologia radiográfica, os scanners têm tubos de raios X com controlos de exposição de kilovoltagem (kV) e miliamperagem (mA). Embora o tempo de exposição seja normalmente um controlo de exposição para um sistema de raios X, no CBCT o tempo de exposição depende, na realidade, do número de imagens de base e do grau de resolução espacial requerido no tamanho do voxel. Quanto mais pequeno for o tamanho do voxel e quanto maior for o número de imagens de base, mais longa será a exposição.

As unidades de CBCT que digitalizam áreas de objeto maiores (maior FOV) necessitam geralmente de potenciais de kilovoltagem (kV) mais elevados. O kV mais elevado é necessário para a penetração adequada de estruturas anatómicas mais densas e maiores no maxilar, na face média e na base do crânio. Consequentemente, é frequentemente necessário um kV mais elevado para uma qualidade de diagnóstico adequada dos conjuntos de dados de FOV maiores (128).

A disponibilidade da tecnologia de CBCT proporciona ao médico dentista uma grande variedade de formatos de visualização de imagens. O conjunto de dados volumétricos é

uma compilação de todos os voxels disponíveis e, para a maioria dos dispositivos CBCT, é apresentado no ecrã como imagens reconstruídas secundárias em três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), normalmente com uma espessura predefinida para a resolução nativa. A visualização ótima das imagens ortogonais reconstruídas depende do ajuste do nível e da largura da janela para favorecer o osso e da aplicação de filtros específicos (133).

O tamanho e a geometria dos sistemas de CBCT variam principalmente em função da técnica utilizada para o posicionamento do paciente. O peso dos sistemas varia entre 67 kg até 1050 kg. A maioria dos dispositivos permite a realização de exames tanto em posição de pé como sentada, enquanto alguns sistemas utilizam o exame apenas em posição supina. Embora a posição de pé seja a mais utilizada para na medicina dentária, é vulnerável aos movimentos do doente, especialmente quando não são utilizadas ferramentas de fixação da cabeça suficientes, provocando artefactos de movimento. Para minimizar os artefactos relacionados com o movimento do doente, os dispositivos de pé também podem ser utilizados na posição sentada devido às colunas motorizadas dos sistemas, permitindo movimentos verticais do tubo de raios X e da cabeça do detetor. Adicionalmente alguns CBCT têm incorporados algoritmos de correção de movimento para melhorar a qualidade da imagem independentemente do movimento do paciente (131).

1.14.2 Vantagens do CBCT

A baixa dosagem de radiação, a digitalização rápida, a qualidade de imagem isotrópica, um campo de visão ajustável e a capacidade de interagir com os dados através de um computador pessoal caracterizam o CBCT, uma modalidade de imagiologia tridimensional (134).

O CBCT oferece uma série de potenciais vantagens para a imagiologia oral e maxilofacial. As máquinas de CBCT têm a capacidade de colimar o feixe primário de raios X para a área de interesse, reduzindo o tamanho da irradiação. O CBCT fornece voxels isotrópicos iguais nas três proporções, em comparação com os voxels anisotrópicos encontrados na CT convencional. O CBCT produz uma resolução sub-milimétrica que varia entre 0,4 e 0,09 mm, enquanto as superfícies dos voxels da TAC podem ser tão pequenas como 0,625 quadrados e a sua profundidade é normalmente da ordem dos 1-2 mm (132).

A rotação única, que é utilizada na tecnologia CBCT para adquirir imagens de base para imagiologia 3D, requer normalmente um tempo de varrimento que varia entre 2 e 45 segundos, dependendo do número de projeções e do arco de rotação do varrimento (131).

O CBCT oferece reduções significativas da dose, entre 98,5 % e 76,2 %, em contraste com a dose de paciente registada para a imagiologia oral e maxilofacial por TAC (132). Além de fornecer imagens inter-relacionadas em planos ortogonais, os conjuntos de dados de CBCT podem ser segmentados de forma não ortogonal (MPR) para fornecer uma reformatação de imagens de cortes oblíquos e curvos (imagens panorâmicas sem distorção) e, reformatação da secção transversal em série (Figura 13), que podem ser utilizadas para acentuar de uma forma precisa estruturas anatómicas, e funções de diagnóstico. Estas características são essenciais, tendo em conta a complexidade da anatomia oral e maxilofacial (132,135).

O CBCT permite a localização precisa de estruturas anatómicas adjacentes, incluindo a fossa nasal e os seios maxilares no maxilar superior e o canal do nervo alveolar inferior na mandíbula (136,137). As medições calculadas no ecrã estão isentas de distorção e ampliação. Além disso, está disponível a verdadeira visualização 3D do conjunto de dados incluindo soma de raios, projeção de máxima intensidade e modelos 3D gerados por computador (132,135) (Figura 13).

A disponibilidade de algoritmos de supressão de artefactos e o aumento do número de projeções conduziram a um baixo nível de artefactos metálicos, principalmente em reconstruções secundárias destinadas a observar maxilares e dentes (132,138).

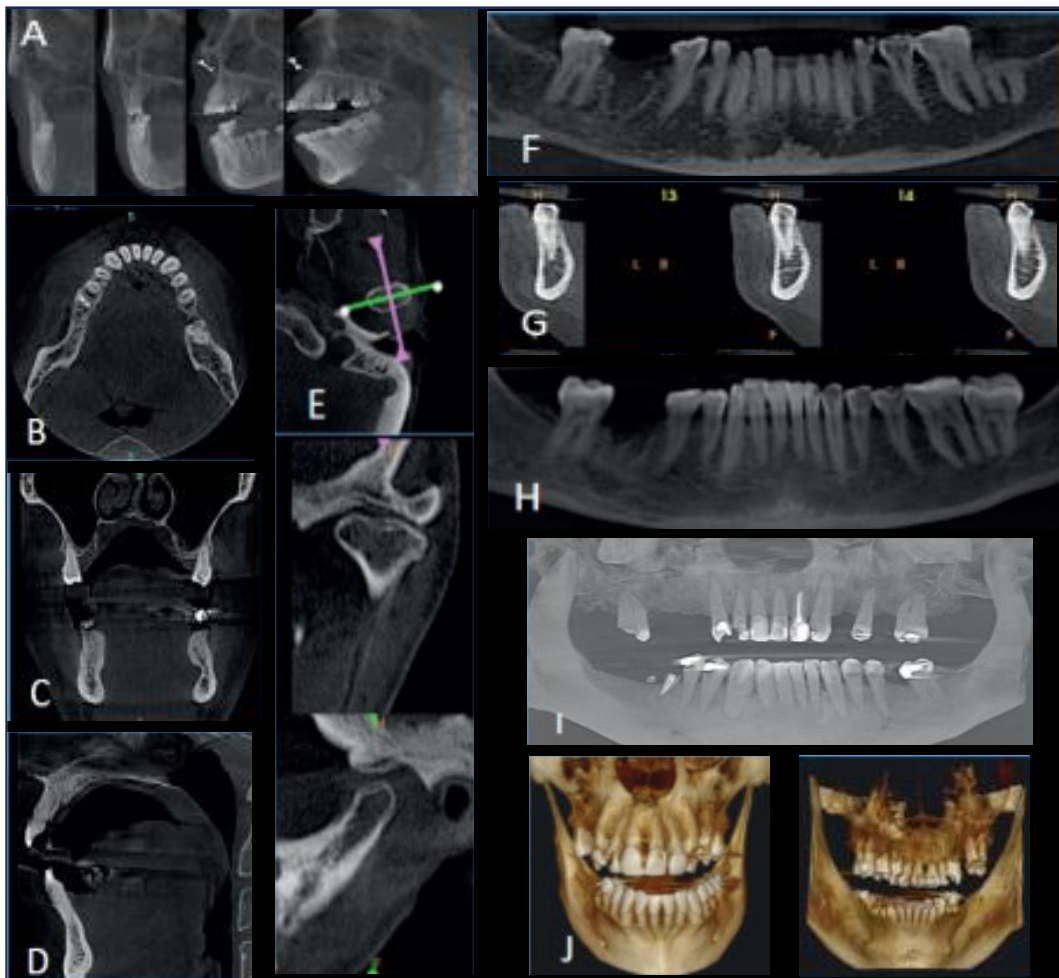


Figura 13 - Modos de aquisição e visualização de imagens no CBCT: As imagens de base 2D adquiridas (A) são utilizadas para a reconstrução secundária de vistas axiais (B), coronal (C) e sagital (D) (vistas ortogonais). Outros modos de visualização disponíveis em CBCT incluem (i) reformatação multiplanar que consiste em cortes oblíquos (E), cortes curvos (F) e vistas em corte transversal (G); soma de raios que inclui imagens de espessura de secção (H); e imagens volumétricas que consistem em renderização direta de volume, sendo a mais comum a projeção de intensidade máxima (I) e renderização indireta de volume (J). Adaptado de (132)

O CBCT fornece imagens em corte transversal que demonstram a altura e a largura do osso alveolar, proporcionando uma ferramenta para avaliar a quantidade de osso através de uma medição exata. Além disso, o CBCT permite avaliar a qualidade do osso relativamente à densidade do osso remanescente. As imagens de CBCT, combinadas com softwares especiais, também permitem avaliar e planejar o procedimento cirúrgico e a reabilitação protética com implantes (136).

As propriedades do CBCT são perfeitamente adequadas para exames dentários na região maxilofacial, onde a alta resolução espacial do tecido duro é tipicamente o principal interesse (130).

1.14.3 Comparação do CBCT com imagiologia 2D

A radiografia panorâmica é uma imagem radiográfica bem conhecida e amplamente utilizada no planeamento pré-operatório para a colocação de implantes. É considerada o exame radiográfico padrão para o planeamento do tratamento com implantes, uma vez que transmite uma dose de radiação baixa e proporciona o melhor perfil radiográfico (139). No entanto, as imagens são bidimensionais de uma estrutura tridimensional. Não permitem visualizar a dimensão buco-lingual do osso. Por conseguinte, também não revelam a relação espacial entre as estruturas. No entanto, a principal desvantagem das imagens panorâmicas é a distorção e a ampliação inerentes das imagens. Estes fatores acabam por limitar a precisão dimensional na radiografia panorâmica (140).

Apesar do seu uso generalizado, as radiografias intra-orais também padecem da inerente natureza bidimensional, com sobreposição anatómica e distorção geométrica, limitando a visibilidade (117,141,142). Nas imagens 2D, o nível ósseo marginal desfavorável ou a ausência de osseointegração podem ser ocultados pela sobreposição. Além disso, as radiografias intra-orais têm contraste e resolução espacial limitados e não permitem uma avaliação vestibular e lingual (117,142).

Dependendo das configurações específicas do aparelho e das unidades de CBCT, esta técnica permite obter imagens tridimensionais através de doses relativamente baixas de radiação. A reconstrução tridimensional ajuda a evitar o fenómeno de sobreprojectação e a possibilidade de avaliar a parede óssea vestibular e lingual do local do implante (143).

1.14.4 Limitações do CBCT

Apesar de o CBCT ter ingressado rapidamente no mundo da medicina dentária, atualmente não está desprovido de inconvenientes, os quais podem estar relacionados com a geometria de projecção do feixe cónico geometria da projecção, sensibilidade do

detetor e resolução do contraste. A clareza das imagens do CBCT é afetada por artefactos, “ruído” e um baixo contraste dos tecidos moles (132,144).

1.14.4.1 Artefactos

Os artefactos metálicos são a principal limitação do CBCT, ou seja, falhas de imagem não relacionadas com o objeto digitalizado causadas por metais como implantes dentários (145) e restaurações de amálgama ou, em menor grau, por materiais de obturação de canais radiculares em tratamentos endodônticos (146).

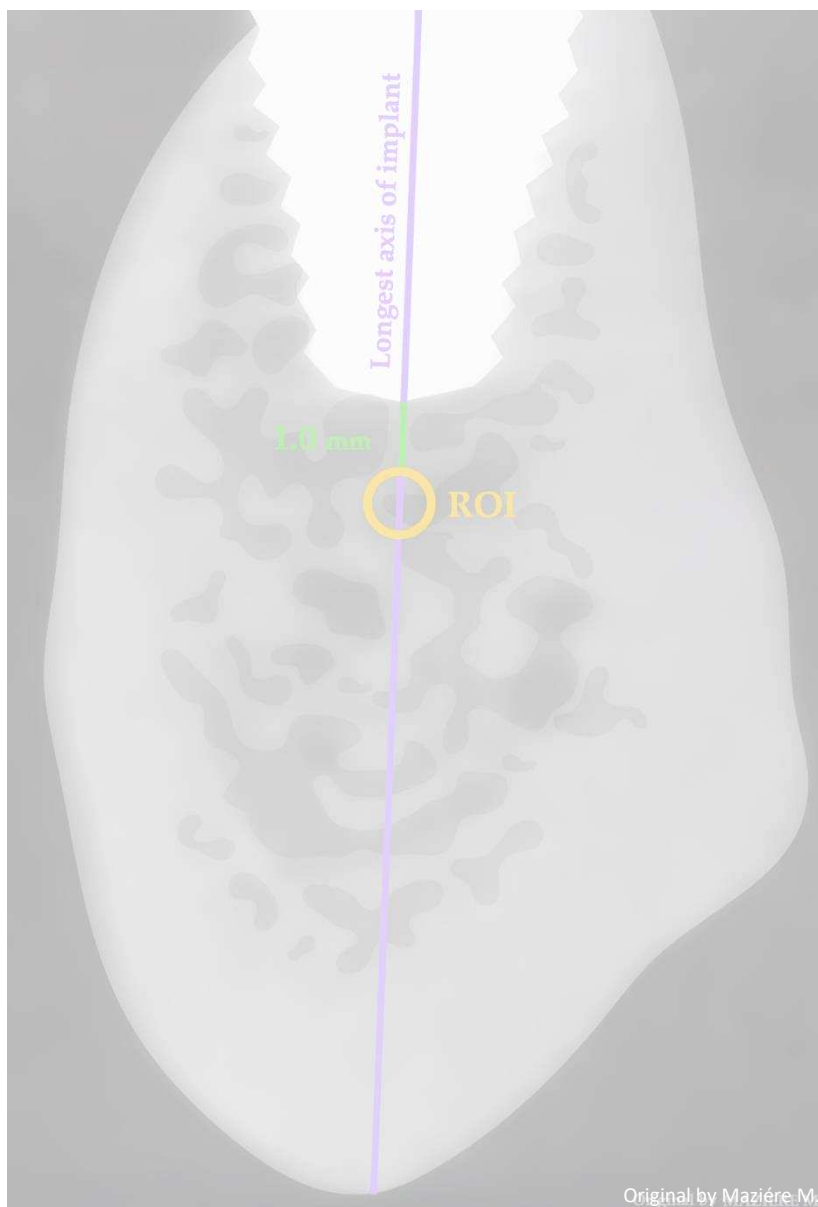
Um artefacto de imagem pode ser definido como uma estrutura visualizada nos dados reconstruídos que não está presente no objeto sob investigação. De um modo geral, os artefactos são induzidos por discrepâncias entre as condições físicas reais da configuração de medição (ou seja, a composição técnica do scanner de CBCT mais a composição, posição e comportamento do objeto a ser investigado) e os pressupostos matemáticos simplificados utilizados para a reconstrução 3D (147).

Os artefactos metálicos são frequentemente encontrados nas imagens de CBCT e, de facto, é importante para o diagnóstico de implantes saber como os efeitos de "dispersão", "endurecimento do feixe" e "blooming" alteram o conjunto de dados e a imagem visualizada. Os artefactos de “dispersão” aparecem como radiopacidades lineares que irradiam de um objeto metálico e podem estender-se à largura do campo, afetando a visualização de áreas, mesmo no lado oposto da imagem. O artefacto de “endurecimento do feixe” aparece como uma zona escura na proximidade do objeto de alta densidade, o que pode dificultar a visualização da interface osso-implante, enquanto o “blooming” é um artefacto de imagem que cria uma sobrestimação do tamanho do objeto digitalizado (148,149).

No entanto, estes aspetos descritos não podem ser generalizados, uma vez que os aparelhos de CBCT de diferentes fabricantes têm diferentes resoluções espaciais (tamanhos de voxel), FOV, sistemas de posicionamento do doente ou durações de varrimento, o que influenciará a qualidade e a interpretabilidade dos exames (148). Adicionalmente a melhoria dos algoritmos de reconstrução e o aparecimento de novos algoritmos de redução de artefactos metálicos estão a tornar-se cada vez mais comuns (150).

1.14.5 O CBCT e a densidade óssea

Vários autores estudaram a relação entre a densidade óssea e os implantes dentários e demonstraram uma maior taxa de insucesso dos implantes em ossos maxilares com baixa densidade óssea (151). Assim, uma avaliação exata da densidade do osso alveolar no local do implante é de grande utilidade. No entanto, as estimativas de densidade fornecidas pelos vários sistemas de CBCT demonstram uma grande variação e inconsistência. Isto deve-se principalmente ao elevado nível de “ruído” nas imagens adquiridas e às incoerências no sistema de deteção dos aparelhos de CBCT. Foram feitas tentativas para associar os valores de cinzento fornecidos pelo CBCT a unidades Hounsfield (HU) (152) e um número significativo de estudos demonstrou uma relação linear entre a escala de cinzentos do CBCT e a HU da TAC, concluindo que o valor de voxel no CBCT pode ser utilizado para estimar a densidade óssea (123,153–156).



Capítulo 2

Materiais e Métodos

2. Materiais e Métodos

2.1 Metodologia de pesquisa bibliográfica

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados: MEDLINE/Pubmed (via National Library of Medicine) e ScienceDirect (Elsevier). Foram utilizadas as palavras-chave osseodensification; cone beam computed tomography; bone density; cbct; dental implant; bone expansion; osteotomy e a expressão de pesquisa avançada (osseodensification OR cone beam computed tomography) AND (bone density OR cbct) AND (bone density OR dental implant) AND (bone expansion OR dental implant) AND (osteotomy) AND (bone density). Adicionalmente, foi realizada uma pesquisa manual.

Os critérios de inclusão incluíram as publicações em língua inglesa que abordaram a técnica de osseodensificação, a densidade óssea utilizando o CBCT, a exatidão do CBCT na análise óssea, as medidas de referência intra-operatórias, ou histológicas, com resultados mensuráveis do desempenho do diagnóstico e as publicações que analisaram os fatores que modificam o desempenho do CBCT na análise óssea peri-implantar.

Os critérios de exclusão incluíram as publicações em língua não inglesa e as que avaliavam propriedades de diagnóstico do CBCT fora do foco dos objetivos desta tese.

De acordo com os critérios de inclusão obteve-se um resultado inicial de 1469 publicações na Pubmed e 42 na ScienceDirect.

As publicações selecionadas inseridas no gestor de citações Mendeley® (London, UK, versão 1.19.4) e procedeu-se à remoção dos duplicados. Na sequência da construção do flowchart na primeira etapa de seleção da bibliografia procedeu-se à seleção por leitura do título e abstract, analisando de forma sistematizada a relevância do tipo de estudo, os objetivos, a avaliação qualitativa e quantitativa da amostra de estudo e a metodologia.

2.2 Desenho do estudo

O estudo seguiu os protocolos da “Declaração de Helsínquia” e obteve a aprovação da “Comissão de Ética do Instituto Universitário de Ciências da Saúde”, Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário, processo 04/CE-IUCS/2019, Fevereiro.

Os pacientes foram devidamente informados relativamente à natureza dos procedimentos e às potenciais complicações e declararam formalmente por escrito consentimento informado assinado para a participação no estudo clínico, para os procedimentos a efetuar, para a execução dos exames radiológicos e para a utilização de dados, ao abrigo da legislação acerca da anonimização e da proteção de dados, com fins estritamente destinados à investigação científica e académica.

O presente estudo seguiu as normas científicas dos estudos clínicos, nomeadamente, série de casos com um ano de follow-up, numa amostra de conveniência de 15 pacientes parcialmente edêntulos que recorreram à Clínica Universitária da CESPU de Famalicão no âmbito da Pós-graduação em Implantologia Oral do IUCS-CESPU com o objetivo de reabilitação oral com implantes dentários. O período temporal da concretização do desenho do estudo eticamente validado compreendeu o período de Março de 2019 a Julho 2023.

2.3 Variáveis do estudo

Neste estudo foram definidas as seguintes variáveis:

- Sexo;
- Zona de colocação, nomeadamente, mandibular anterior ou posterior, ou maxilar anterior ou posterior;
- Implante, nomeadamente, as dimensões do implante selecionado, diâmetro e comprimento;
- Técnica de colocação do implante, nomeadamente, técnica de osseodensificação e técnica de osteotomia convencional;
- Binário de inserção;

- Densidade óssea apical, nomeadamente, a densidade óssea apical obtida, um ano após reabilitação protética, pela técnica de osseodensificação e pela técnica convencional.

2.4 Critérios de inclusão

Na primeira fase os critérios de seleção da amostra incluíram:

- Pacientes adultos (mais de 18 anos), de ambos os sexos;
- Bom estado de saúde geral;
- Ausência de doenças sistémicas crónicas, como osteoporose, diabetes mellitus e doenças cardíacas, critério selecionado tendo por base as doenças sistémicas crónicas referenciadas pela literatura científica que podem comprometer o procedimento cirúrgico e/ou o processo de cicatrização;
- Presença bilateral e/ou adjacente da mesma área edêntula na maxila ou na mandíbula há mais de 6 meses, necessitando da colocação de pelo menos um implante dentário;
- Altura e largura óssea suficientes para colocação de implante dentário;
- Higiene oral adequada, motivação e disponibilidade para participar no estudo;

Na segunda fase dos critérios de seleção da amostra incluíram:

- A realização de uma radiografia panorâmica, e de um CBCT, para uma avaliação dos maxilares, dentição, estruturas anexas, avaliação e estimativa de volume ósseo, seleção da técnica cirúrgica, seleção dos implantes e seleção das dimensões dos implantes.

2.5 Critérios de exclusão

Os critérios de exclusão definidos foram os seguintes:

- Presença de qualquer doença sistémica crónica, como osteoporose, diabetes mellitus, doenças cardíacas;
- Tabagismo;
- Abuso de álcool ou drogas;
- Terapêutica anterior ou atual com bifosfonatos;
- Qualquer patologia dos tecidos moles ou duros;

- Pacientes bruxómanos;
- Pacientes com uma condição médica que impeça o exame de CBCT;
- Pacientes submetidos a enxerto ósseo;
- Presença de artefactos no CBCT;
- Implantes colocados adjacentes a osso corticalizado ou estruturas anatómicas.

2.6 Amostra do estudo

De acordo com os critérios de elegibilidade foram selecionados para a amostra 15 pacientes, 8 do sexo masculino e 7 do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 34 e os 64 anos que foram reabilitados com sucesso recorrendo à colocação de um total de 41 implantes, nomeadamente, 20 colocados pela técnica de osteotomia convencional e 21 pela técnica de osseodensificação.

2.7 Fase Pré-cirúrgica

Foi atualizada e registada individualmente a história médica, dentária e social de cada paciente o exame extra-oral, nomeadamente, a avaliação de simetria facial, a linha de sorriso, as escleróticas, as cadeias ganglionares cervicais, a articulação temporomandibular, e o exame intra-oral, nomeadamente, a inspeção da mucosa oral, as glândulas salivares, a presença de lesões de cárie, a mobilidade dentária dos dentes adjacentes, a presença de restos radiculares, a oclusão, os sinais de condições patológicas e de hábitos parafuncionais.

Foi efetuado um estudo radiográfico inicial, ortopantomografia, e um CBCT pré-operatórios para uma avaliação da presença de lesões patológicas e da proximidade a estruturas vitais, nomeadamente o assoalho e parede do seio maxilar, o canal alveolar inferior, o foramen mentoniano, o assoalho nasal, a angulação radicular dos dentes adjacentes.

Procedeu-se à análise espacial das zonas de colocação de implantes dentários e selecionou-se a técnica cirúrgica para cada um dos implantes.

2.8 Fase Cirúrgica

Todos os procedimentos cirúrgicos foram executados por um experiente médico dentista especialista em cirurgia oral, submetido a calibração intra-examinador no Serviço de Medicina e Cirurgia Oral do Mestrado Integrado em Medicina Dentária (MIMD) do IUCS-CESPU.

Previamente ao procedimento cirúrgico (48h antes) foi prescrito aos pacientes um regime antibiótico com amoxicilina 875mg + ácido clavulânico 125mg de 12h em 12h, de acordo com o protocolo de Misch (157). Procedeu-se á seleção do instrumental cirúrgico (Figura 14) e na preparação do paciente foram executados procedimentos de assepsia intra-oral, nomeadamente, um bochecho com colutório de clorhexidina 0,12% durante 1 minuto, e assepsia extra-oral com gaze embebida em iodopovidona.



Figura 14 - Instrumental cirúrgico composto por espelho dentário, pinça de Adson com dentes, pinça de Adson sem dentes, cabo de bisturi No.3, lâmina de bisturi No.15C, descolador de Molt 9, descolador de Pritchard, descolador de Buser, cureta de Lucas, cureta de Hemingway, porta-agulhas, pinça hemostática, tesoura cirúrgica, afastador de Minnesota, afastador de Branemark, afastador bucal, carpule com aspiração, agulha 0,3x25mm, anestesia local cloridrato de articaína a 4% com adrenalina 1:100.000 (Artinibsa por Inibsa®, Barcelona, Espanha), sutura poliamida 5-0 (Resolon® por Resorba®, Nuremberga, Alemanha)

Foi administrada anestesia local (cloridrato de articaína a 4% com adrenalina 1:100.000 (Artinibsa por Inibsa®, Barcelona, Espanha).

Foi efetuada uma incisão crestal na área edêntula e foi levantado um retalho mucoperiosteal de espessura total cuja extensão respeitou a exigência de acessibilidade e visualização cirúrgica.

Independentemente da técnica selecionada para a osteotomia foi utilizado o mesmo motor de implantes Implantmed W&H® (W&H Group, Bürmoos, Áustria) (Figura 15).



Figura 15 - Motor de implante dentário Implantmed W&H® (W&H Group, Bürmoos, Áustria) com regulação de rotações por minuto (rpm) e binário, acoplado com sistema de irrigação externa.

Na técnica de osteotomia por osseodensificação após a elevação do retalho o protocolo de osseodensificação foi realizado com brocas Densah® (Versah® LLC, MI, EUA) (Figura 16), em que a osteotomia foi efetuada utilizando a broca piloto, com uma velocidade de perfuração no sentido horário a 1200 rpm com irrigação abundante e a avaliação da posição e alinhamento corretos através de pinos de paralelismo. Tendo em consideração o diâmetro do implante selecionado, a preparação do local prosseguiu em modo de densificação através da perfuração sequencial escalonada a uma velocidade de perfuração no sentido anti-horário a 1200 rpm com irrigação abundante (Tabela 2).



Figura 16 - Kit cirúrgico de brocas de osseodensificação Universal Densah® Burs (Versah LLC, MI, EUA) para osteotomia

| Diâmetro do Implante | Osso poroso | | | | | Osso denso (mandíbula) | | | | |
|----------------------|--------------|---------|---------|--------|--------|------------------------|---------|---------|---------|--------|
| | Broca | Broca 1 | Broca 2 | Broca3 | Broca4 | Broca | Broca 1 | Broca 2 | Broca 3 | Broca4 |
| 3.3 | Broca Piloto | VT1828 | - | - | - | Broca Piloto | VT1828 | VS2228 | - | - |
| 4.1 | Broca Piloto | VT1525 | VT2535 | - | - | Broca Piloto | VT1828 | VT2535 | VT2838 | - |

Tabela 2 - Ferramenta de seleção para o protocolo de osseodensificação

O local adjacente e/ou contralateral, foi preparado através da técnica de perfuração convencional, seguindo o protocolo de perfuração padrão para implantes BLT SLA Straumann® (Straumann®Group, Villeret, Suíça) (Figura 17), em que a osteotomia foi efetuada utilizando a broca piloto (velocidade de 1200 rpm com irrigação abundante) e foram utilizadas brocas convencionais em sequência, de acordo com o protocolo de diâmetro, reduzindo para 800 RPM e 400 RPM nas brocas subsequentes.

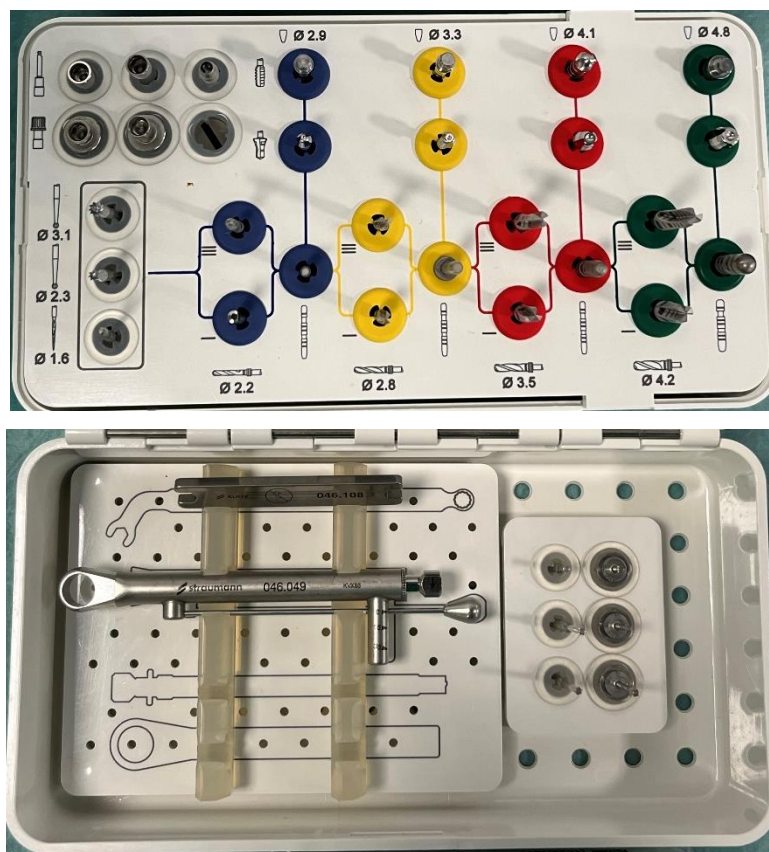


Figura 17 - Kit cirúrgico BLT Straumann® (Straumann®Group, Villeret, Suíça)

Em ambas as técnicas de osteotomia foram colocados implantes BLT SLA Straumann® (Straumann®Group, Villeret, Suíça) (Figura 18) utilizando o motor de implantes W&H® (W&H Group, Bürmoos, Áustria) regulado para 30 rpm e um binário de 30 N/cm. Durante a inserção do implante, o valor do binário máximo de inserção foi registado com a mesma unidade de implante, começando em 20 N/cm, o binário de colocação foi aumentado em intervalos de 5 N/cm, quando a rotação parou por fricção antes da inserção total do implante, até atingir 35 N/cm. Foi utilizada uma catraca manual para colocar os implantes à profundidade pretendida quando o binário de inserção era superior a 35 N/cm. Após a colocação dos implantes, foram instalados parafusos de cicatrização a 10 N/cm sobre os implantes.



Figura 18 - Implantes endósseos Straumann® BLT SLA (Straumann®Group, Villeret, Suíça) com diâmetros 3.3mm e 4.1mm e comprimentos de 8mm, 10mm, 12mm e 14mm

Os retalhos foram reposicionados e suturados através de pontos simples com poliamida 5-0 (Resolon® por Resorba®, Nuremberga, Alemanha).

Todos os dados foram registados por técnica cirúrgica, localização, dimensões dos implantes e binário de inserção de cada implante.

Todos os pacientes receberam instruções e cuidados pós-operatórios, nomeadamente:

- Manutenção de pressão sobre a gaze aplicada sobre a área operada durante cerca de 30 minutos;
- Aplicar gelo sobre a área operada de forma alternada, com 15 minutos de ativação e 15 minutos de desativação, durante cerca de 3 horas, de modo a reduzir o edema pós-operatório;
- Repouso e evitar qualquer exercício nos primeiros dois dias após a cirurgia;
- Evitar gargarejar e cuspir durante as primeiras 24 horas, enxaguar suavemente durante 30 segundos após as refeições e ao deitar com colutório de clorexidina 0,12% durante 5 dias e escovar suavemente os dentes, especialmente junto ao local da cirurgia;
- Evitar comer durante 2 horas após a cirurgia e manter uma dieta mole durante as primeiras 24 horas;
- Concluir o esquema antibiótico prescrito e iniciado 48h antes do procedimento cirúrgico.
- Realizar o esquema prescrito de anti-inflamatório, nomeadamente, naproxeno 500 mg, durante 5 dias após a cirurgia;
- Comparecer na primeira consulta de seguimento 7 dias após a cirurgia para a remoção de sutura.

2.9 Fase de restabelecimento de função - Após 5-7 Meses

Após um período de cicatrização de 5-7 meses, os pacientes foram agendados para a segunda fase da cirurgia, onde foi inserido o pilar de cicatrização Straumman® (Straumman®Group, Villeret, Suíça) (Figura 19), com altura e diâmetro adequados, tendo em conta o perfil de emergência e a altura gengival, sendo colocados com um binário de aperto de 10 N/cm.



Figura 19 - Pilar de cicatrização Straumman® (Straumman®Group, Villeret, Suíça)

Oito semanas mais tarde, foi efectuada uma digitalização com scanner intra-oral Trios 3 (3Shape®, Copenhaga, Dinamarca) (Figura 20) para reabilitação com coroa protética de zircónia.



Figura 20 - Scanner intra-oral Trios 3 (3Shape®, Copenhaga, Dinamarca) e computador pessoal com configurações de hardware e software para digitalização

Os pacientes foram convocados para duas visitas de acompanhamento da higiene oral e avaliação da estabilidade do implante aos 4 e 8 meses após a reabilitação protética.

2.10 Extração de dados - Após 1 ano

O exame radiológico e o diagnóstico de CBCT para avaliar a densidade óssea foram realizados por um radiologista experiente, e independente e blindado, que foi sujeito a calibração intra-examinador no serviço de radiologia na Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto. Para a obtenção de imagens de CBCT utilizou-se o equipamento Newtom® GO Ref. 70BE 3D (Cefla S.C., Imola, Itália) (Figura 21) que foi ajustado para 90kVp (tensão), 6mAs (corrente eléctrica) e um tempo de exposição de 5,6 segundos. O plano da mandíbula foi utilizado como referência para a orientação do feixe.



Figura 21 - Aparelho de tomografia computadorizada de feixe cónico Newtom® GO Ref. 70BE 3D (Cefla S.C., Imola, Itália)

As imagens de CBCT foram processadas, e os valores quantificados utilizando o software Horos TM® 3.3.6 (Horos Project, Nova Iorque, EUA). O volume de aquisição foi processado respeitando os eixos ortogonais dos implantes, reconstruindo imagens com 1mm de espessura e espaçamento de 1mm sagitalmente ao eixo mais longo do implante, obtendo imagens em Vestibular-Lingual do implante a analisar. Recorreu-se metodologicamente a uma dimensão de região de interesse (ROI) de 1mm de todo o osso esponjoso dentro da mesma perspetiva, 1mm apicalmente ao longo do maior eixo dos implantes colocados, quer com a técnica de osseodensificação, quer com a técnica convencional, tendo em consideração uma distância ao ápice do implante de pelo menos 2mm do canal mandibular, foramen mentoniano, cavidade nasal, pavimento e parede do seio maxilar (Figura 22). A seleção de ROI foi adotada tendo em consideração que quanto mais pequena a ROI, maior a resolução espacial, e, adicionalmente, para evitar proximidade com o osso corticalizado. A densidade mineral óssea foi analisada na área interna do ROI e expressa em valor de densidade (DV).



Figura 22 - Imagem de CBCT mostrando a metodologia da avaliação radiológica

2.11 Análise de dados

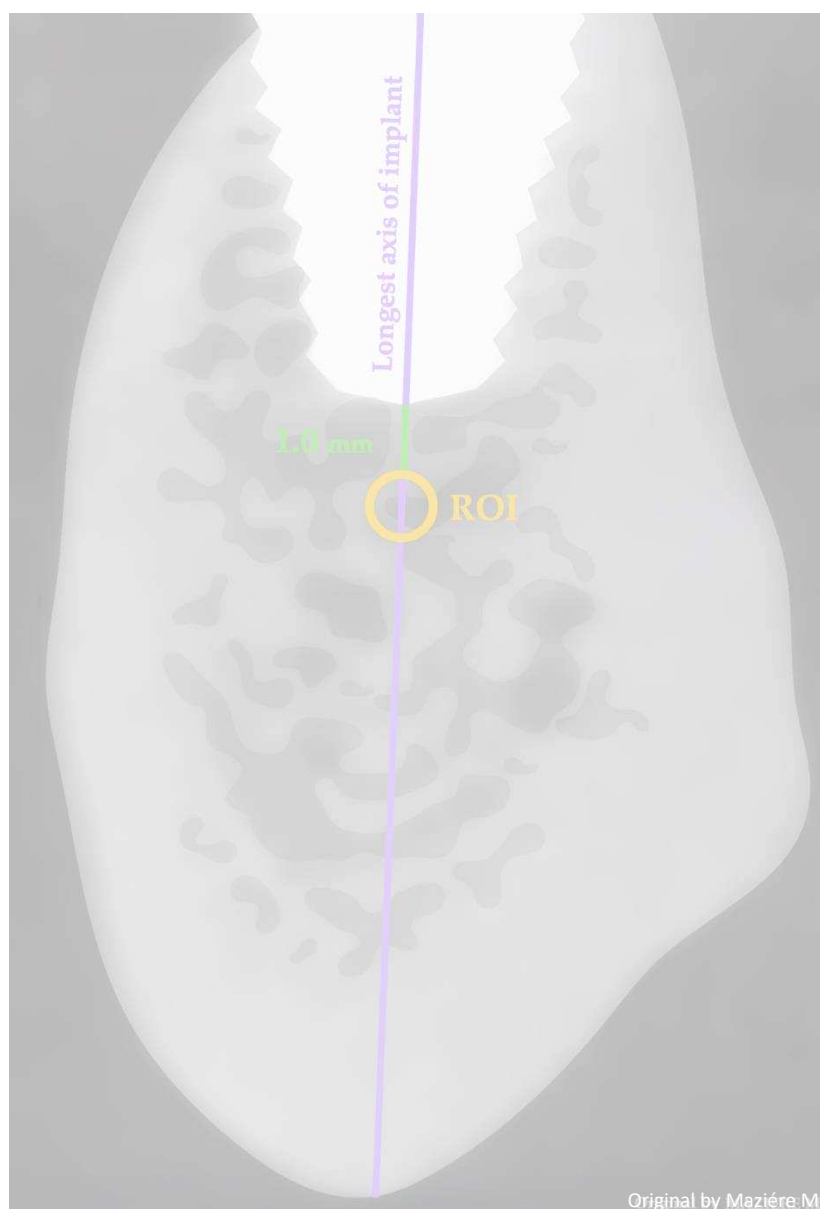
Os dados foram analisados por um estatístico independente, utilizando o software estatístico SPSS 29.0 (IBM® Corporation, Armonk, Nova Iorque, EUA) sendo estabelecidos níveis de significância de 95%, $p < 0,05$.

Para efeitos de análise optou-se pela distribuição das variáveis por implante, uma vez que cada indivíduo apresenta no mínimo um implante de cada uma das técnicas.

A estatística descritiva das variáveis foi primeiramente analisada de forma a extrair medidas de tendência central, nomeadamente, idade média, sexo do paciente, zona de colocação do implante, dimensões do implante, estabilidade do implante e densidade óssea.

Os dados obtidos foram submetidos a um teste de normalidade, Shapiro-Wilk. Uma vez que os dados obtidos foram construídos a partir de uma amostra de conveniência, os dados extraídos não seguiram uma distribuição normal, pelo que foram aplicados testes não paramétricos. No entanto, de acordo com a comunidade científica, as amostras de conveniência, com todas as suas reconhecidas limitações, continuam a ser um instrumento reconhecidamente útil na investigação na área da saúde. A representatividade da amostra foi analisada e demonstrada de acordo a metodologia de Cochran (158) com um intervalo de confiança de 95%.

Foram aplicados testes de inferência estatística para avaliar as diferenças entre o sexo e a densidade e entre as duas técnicas de osteotomia e densidade óssea. Para ambas as avaliações foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney. O teste não paramétrico de Kruskal-Wallis foi utilizado para avaliar a densidade óssea de acordo com as diferentes localizações. A correlação entre a densidade óssea, o tamanho do implante e a estabilidade do implante foi avaliada através do teste não paramétrico de Spearman.



Capítulo 3

Resultados e Discussão

3. Resultados e Discussão

3.1 Caracterização da amostra

Participaram neste estudo uma amostra de 15 pacientes, 7 do sexo feminino correspondendo a 46,7% do total da amostra com uma média de idades de $49,85 \pm 8,27$ anos, e 8 do sexo masculino correspondendo a 53,3% da amostra, com uma média de idades de $50,1 \pm 10,6$ anos. A média de idades do total dos indivíduos da amostra é de $50,0 \pm 9,60$ anos, compreendida entre os 34 e os 64 anos.

Como referenciado nos materiais e métodos optou-se pela distribuição das variáveis por implante para efeitos de análise uma vez que cada individuo apresenta no mínimo um implante de cada uma das técnicas. Assim a descrição da amostra relativamente ao número de implantes assume valores diferentes da amostra populacional. Com efeito neste estudo foram colocados um total de 41 implantes, 21 pela técnica de osseodensificação (51,2%) e 20 pela técnica convencional (48,8%) com uma sobrevida de osseointegração de 100% no final do estudo.

3.2 Caracterização, análise, e efeito de variáveis

3.2.1 Sexo

Nos 7 indivíduos do sexo feminino foram colocados um total de 19 implantes (46,3% do total de implantes da amostra), sendo que 9 implantes foram colocados pela técnica de osseodensificação (42,9%) e 10 pela técnica convencional (50%). Nos 8 participantes do sexo masculino foram colocados 22 implantes (53,7%), dos quais 12 pela técnica de osseodensificação (57,1%) e 10 pela técnica convencional (50%) (Tabela 3). Verifica-se que a maioria dos implantes foram colocados em pacientes masculinos (53,3%), o que contraria a maioria dos estudos, sendo que existe uma maior predisposição dos indivíduos do sexo feminino em recorrer ao tratamento implantar (159–161). Adicionalmente, é reportada uma massa óssea mais elevada em indivíduos do sexo masculino (162,163). A massa óssea é proporcional ao módulo de elasticidade do osso.

Uma densidade óssea mais elevada traduz-se num módulo de elasticidade mais elevado, permitindo uma maior área de contacto com o implante (164).

| Técnica | Sexo | Frequência (n) | Percentagem (%) | Valor p/DV |
|-------------------|-----------|----------------|-----------------|------------|
| Osseodensificação | Masculino | 12 | 57.1 | 0.644 |
| | Feminino | 9 | 42.9 | |
| | Total | 21 | 100 | |
| Convencional | Masculino | 10 | 50 | 0.290 |
| | Feminino | 10 | 50 | |
| | Total | 20 | 100 | |

Tabela 3 - Distribuição de implantes por sexo e técnica e relação com densidade em ambas as técnicas

Através da aplicação do teste não-paramétrico Mann-Whitney foi possível verificar a não existência de diferenças estatisticamente significativas ($p > 0.05$) entre sexos relativamente aos valores de densidade óssea em cada uma das técnicas utilizadas no mesmo paciente (osseodensificação $p = 0.644$, e convencional $p = 0.290$).

3.2.2 Zona de colocação

O número de implantes colocados na maxila foi de 30 (73,1%) e na mandíbula de 11 (26,8%). A distribuição de implantes de acordo com a zona da maxila anterior (incisivos, e caninos) ou posterior (pré-molares, e molares) e a zona da mandíbula anterior (incisivos, e caninos) ou posterior (pré-molares, e molares) está sumarizada na Tabela 4.

| Maxilar | Zone | Frequência (n) | Percentagem (%) |
|-----------|-----------|----------------|-----------------|
| Maxila | Anterior | 7 | 17.1 |
| | Posterior | 23 | 56.1 |
| Mandíbula | Anterior | 2 | 4.9 |
| | Posterior | 9 | 22.0 |
| Total | | 41 | 100 |

Tabela 4 - Distribuição de implantes por zona

De acordo com a zona com maior colocação de implantes verificou-se que a zona posterior foi a zona mais frequente (56,1%) seguida da zona mandibular posterior (22,0%). Na relação estabelecida entre a zona de colocação e a técnica de osteotomia utilizada verifica-se que ambas as técnicas foram mais utilizadas na maxila posterior (Tabela 5).

| Técnica | Zona | Frequência (n) | Percentagem (%) |
|-------------------|---------------------|----------------|-----------------|
| Osseodensificação | Maxila Anterior | 3 | 14.3 |
| | Maxila Posterior | 12 | 57.1 |
| | Mandíbula Anterior | 1 | 4.8 |
| | Mandíbula Posterior | 5 | 23.8 |
| | Total | 21 | 100 |
| Convencional | Maxila Anterior | 4 | 20.0 |
| | Maxila Posterior | 11 | 55.0 |
| | Mandíbula Anterior | 1 | 5.0 |
| | Mandíbula Posterior | 4 | 20.0 |
| | Total | 20 | 100 |

Tabela 5 - Distribuição de implantes por zona e técnica

Os valores da densidade óssea (DV) relativamente a cada uma das zonas utilizando as duas técnicas estão descritos na Tabela 6. Para esta análise foi realizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis verificando-se que não existem diferenças estatisticamente significativas nestas variáveis ($p > 0.05$). Sendo assim, na técnica de osseodensificação obteve-se um valor de $p = 0,749$ e na técnica convencional de $p = 0,918$.

| Técnica | Zona | Parâmetros | Densidade (DV) | Valor p |
|-------------------|---------------------|------------|----------------|---------|
| Osseodensificação | Maxila Anterior | Mediana | 1091 | 0.749 |
| | | IQR | 258 | |
| | | Q1 | 1012 | |
| | | Q3 | 1270 | |
| | Maxila Posterior | Mediana | 887.0 | |
| | | IQR | 343.2 | |
| | | Q1 | 772.3 | |
| | | Q3 | 1115.5 | |
| | Mandíbula Posterior | Mediana | 1091 | |
| | | IQR | 746 | |
| | | Q1 | 565 | |
| | | Q3 | 1311 | |
| Convencional | Maxila Anterior | Mediana | 843 | 0.918 |
| | | IQR | 417.8 | |
| | | Q1 | 591 | |
| | | Q3 | 1008.8 | |
| | Maxila Posterior | Mediana | 734 | |
| | | IQR | 499 | |
| | | Q1 | 615 | |
| | | Q3 | 1114 | |
| | Mandíbula Posterior | Mediana | 690.5 | |
| | | IQR | 442.2 | |
| | | Q1 | 484.8 | |
| | | Q3 | 927 | |

Tabela 6 - Distribuição de valores de densidade óssea por zona e técnica e relação da zona na densidade óssea com a técnica de osseodensificação e osteotomia convencional. Não foi incluída a zona de mandíbula anterior por ser valor absoluto em cada uma das técnicas (n=1).

Apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas relativamente à zona de colocação em relação à densidade óssea, verifica-se que a zona posterior é a mais frequente, independentemente da técnica (Tabela 4), e em ambas as técnicas (Tabela 5), sendo a zona que possui uma densidade mediana mais baixa (Tabela 6), o que está em concordância com a literatura uma vez que a zona posterior é caracterizada pela sua densidade mais baixa e, portanto, que requer um maior aumento de densidade

(162,165,166) representando a zona com maior potencial de fracasso implantar (31,58,167,168).

3.2.3 Dimensões do implante

Em relação às dimensões do implante os mais utilizados foram de 4.1mm de diâmetro e 10mm de comprimento, sendo que o resultado da associação entre a variável dimensões do implante e densidade óssea, com osseodensificação e técnica de osteotomia convencional, é que não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p > 0.05$) no diâmetro e no comprimento (Tabela 7).

| Dimensões do implante | Dimensões do implante (mm) | | Osseodensificação (n) | Convencional (n) | Total (n) | Total (%) |
|-----------------------|----------------------------|------------|-----------------------|------------------|-----------|-----------|
| Diâmetro | 3.3 | | 7 | 5 | 12 | 29.3 |
| | 4.1 | | 14 | 15 | 29 | 70.7 |
| | | Valor p/DV | 0.474 | 0.585 | 41 | 100 |
| Comprimento | 8 | | 4 | 4 | 8 | 19.5 |
| | 10 | | 7 | 10 | 17 | 41.4 |
| | 12 | | 7 | 5 | 12 | 29.3 |
| | 14 | | 3 | 1 | 4 | 9.8 |
| | | Valor p/DV | 0.098 | 0.662 | 41 | 100 |

Tabela 7 - Distribuição de dimensões do implante e técnica de osteotomia e relação com densidade óssea na osseodensificação e osteotomia convencional

Não existe consenso na literatura sobre o efeito das dimensões do implante, largura e comprimento, em diferentes tipos de osso (30). Embora tenha sido descrito que implantes de maiores dimensões conduzem a binários de inserção mais elevados em osso de baixa densidade e que o aumento do diâmetro parece desempenhar um papel mais importante do que o comprimento do implante, pelo que os implantes mais largos são preferíveis em casos de osso de baixa densidade (169). Tendo em consideração que a seleção dos implantes é baseada em diversos fatores clínicos, entre os quais, o local, anatomia circundante, necessidade de enxerto ósseo, qualidade óssea, desenho

protético (170), e que os implantes devem ser o mais longos e largos possível dentro das limitações anatômicas do paciente (171,172).

3.2.4 Binário de inserção

No que respeita ao binário de inserção, a maioria dos implantes foram colocados com um binário de inserção superior a 35 N/cm (Tabela 8).

| | Binário de Inserção (N/cm) | Osseodensificação (n) | Convencional (n) | Total (n) | Total (%) |
|------------|----------------------------|-----------------------|------------------|-----------|-----------|
| | 35 | 5 | 6 | 11 | 26.8 |
| | >35 | 16 | 14 | 30 | 73.2 |
| | | | | 41 | 100 |
| Valor p/DV | | 0.892 | 0.995 | | |

Tabela 8 - Distribuição de binário de inserção e técnica de osteotomia e relação na densidade óssea com a técnica de osseodensificação e osteotomia convencional

Lopez et al. em 2017, demonstraram, no seu estudo em animais, que os implantes colocados com osseodensificação exigiram níveis significativamente mais elevados de binário de inserção (aproximadamente 65 N/cm) em comparação com o grupo de osteotomia convencional (aproximadamente 35 N/cm) (173). Uma observação semelhante também foi feita por outro estudo em animais, que constatou que os implantes colocados em osso de baixa densidade via osseodensificação apresentaram valores de binário de inserção mais elevados, independentemente do tratamento da superfície do implante (93). Estes resultados foram contrários ao do presente estudo, sendo que, observou-se que o resultado da associação entre a variável binário de inserção e densidade óssea, com ambas as técnicas, não foi estatisticamente significativo ($p > 0.05$) (Tabela 8).

3.3 A densidade óssea com o CBCT

São vários os métodos radiológicos para medir a densidade óssea, como a absorciometria de duplos raios-X (DXA), micro-CT ou a TAC. (174) O CBCT tem vantagens sobre a TAC e a DXA, pois é mais acessível, emite dosagens de radiação mais baixas (123,175,176), possui uma aquisição mais rápida, melhor qualidade de imagem (123,177) e uma vantagem sobre a micro-CT, pois tem utilidade clínica e não é apenas utilizado em estudos in vitro (178). No entanto, alguns investigadores concluíram que o CBCT não é adequado para a avaliação da densidade mineral óssea dos maxilares (153,174,179,180), e outros afirmam que o CBCT é adequado para avaliar a densidade mineral óssea (119,123,165,178,181–185). Esta variação na literatura pode dever-se à utilização de máquinas diferentes, diferentes valores de voxel, diferentes parâmetros de imagiologia, diferentes locais de posicionamento e medição de diferentes regiões ósseas (123).

No entanto, é importante analisar se as dúvidas sobre as limitações do CBCT para avaliação da densidade mineral óssea dos maxilares são reais (148), ou se as limitações devem ser simplesmente interpretadas como uma limitação do estudo, ou se valerá a pena investir na melhoria da reprodutibilidade das metodologias e explorar a análise da reprodutibilidade dos resultados.

3.4 A densidade óssea de acordo com a técnica cirúrgica

No que diz respeito à densidade óssea radiográfica, através do teste não paramétrico de Mann-Whitney, os resultados deste estudo mostraram diferenças estatísticas significativas ($p=0,028$) nos valores de densidade óssea (DV), com valores mais elevados obtidos com a técnica de osseodensificação, mediana 1020 DV, quando comparada com a técnica de osteotomia convencional, mediana 732 DV, após um período de um ano, apoiando o uso da técnica de osseodensificação para aumentar a densidade óssea (Tabela 9). Estes resultados estão de acordo com o estudo realizado por Huwais e Meyer (2017) que concluiu que a técnica de osseodensificação aumenta a densidade mineral óssea, a estabilidade primária e a percentagem de osso na superfície do implante. Além disso, ao preservar o osso em bloco, o processo de cicatrização é acelerado devido à matriz óssea, às células e aos produtos bioquímicos mantidos, e autoenxertados ao

longo do comprimento e no ápice do local da osteotomia através da compactação do osso esponjoso (108).

| Técnica | Parâmetro | Densidade (DV) | Valor p |
|-------------------|-----------|----------------|---------|
| Osseodensificação | Mediana | 1020 | P=0.028 |
| | IQR | 396.5 | |
| | Q1 | 781.5 | |
| | Q3 | 1178 | |
| Convencional | Mediana | 732 | |
| | IQR | 393.5 | |
| | Q1 | 615.3 | |
| | Q3 | 1008.8 | |

Tabela 9 – Valores e relação de densidade óssea na osseodensificação e técnica convencional de osteotomia

Vários estudos em animais, comparando ambas as técnicas, confirmaram estes factos através de análises histomorfológicas (111,113,173,186) e de TAC (114) demonstrando a presença de fragmentos de osso autógeno nos locais de osteotomia osseodensificada, especialmente no osso de baixa densidade mineral em relação às brocas convencionais. Estes fragmentos atuam como superfícies nucleantes promovendo a formação de novo osso à volta dos implantes e proporcionando uma maior densidade óssea e melhor estabilidade.

Os estudos clínicos “split-mouth”, modelo in vivo, para comparar a osseodensificação com a osteotomia convencional, até à data, são, aparentemente, os mais consensuais. Os desenhos de estudo diferem metodologicamente entre si na dimensão da amostra, variáveis em estudo, localização do implante, método de medição das variáveis e follow-up.

Sultana et al. (2020) num estudo onde colocou 20 implantes na região anterior da maxila de pacientes avaliou os níveis da crista óssea através de CBCT, e a estabilidade dos implantes utilizando RFA, demonstrando resultados não estatisticamente significativos.

No entanto, reportaram um aumento do nível de crista óssea aos 6 meses no grupo com implantes colocados através da técnica de osseodensificação (187).

Aloorker et al. (2022), com o mesmo desenho de estudo clínico, inseriram 20 implantes bilateralmente na região posterior do maxilar em 10 pacientes e compararam os efeitos da osseodensificação e da osteotomia convencional, em termos de nível ósseo da crista, e densidade óssea radiográfica avaliada em diferentes intervalos de tempo utilizando CBCT. Não encontraram diferenças estatísticas entre as duas técnicas em termos de nível ósseo crestal, embora tenham registado um aumento da densidade óssea radiográfica adjacente aos implantes, que se mantém relativamente densa durante um período de 6 meses (188). Outro estudo clínico “split-mouth” foi efetuado por Hassan et al. (2021) que inseriu 14 implantes em 7 pacientes do sexo feminino através de osseodensificação e osteotomia convencional. Analisaram a densidade óssea com CBCT realizado imediatamente após a cirurgia, aos 7 meses e aos 12 meses. Apesar de terem encontrado diferenças estatísticas na densidade óssea no exame radiográfico do pós-operatório imediato, não registaram diferenças estatisticamente significativas aos 7 e 12 meses (189). O último período de tempo é similar ao do presente estudo e é contrário aos resultados obtidos.

Recentemente, a literatura científica atribuiu às brocas concebidas para a técnica de osseodensificação, o aumento da densidade óssea à medida que expandem uma osteotomia, o aumento da preservação óssea, a condensação óssea através do auto-enxerto compactado durante a osteotomia, e o aumento da densidade óssea à volta dos implantes, uma vez que o osso não é extraído, melhorando, deste modo, a estabilidade mecânica do implante (190).

Todos os resultados obtidos por estes estudos devem ser analisados e observados com prudência, uma vez que os estudos têm várias limitações e riscos de enviesamento inerentes a este tipo de estudos, tais como o tamanho limitado da amostra, a demografia dos pacientes e a metodologia. Estas limitações aplicam-se ao presente estudo.

3.5 Correlação de variáveis

Foi realizado o teste de Spearman para correlacionar as variáveis entre si. Nas tabelas 10 e 11 estão expostas as correlações realizadas, a força de correlação e a sua proporcionalidade. Na tabela 12 está descrita a interpretação da correlação entre variáveis.

| Técnica | Variável | Medida | Densidade | Diâmetro | Comprimento | Binário de Inserção |
|-------------------|---------------------|---------------------------|-----------|----------|-------------|---------------------|
| Osseodensificação | Diâmetro | Coeficiente de Correlação | 0.165 | - | - | - |
| | | Significância | 0.474 | - | - | - |
| | | N | 21 | 21 | - | - |
| | Comprimento | Coeficiente de Correlação | -0.371 | -0.534 | - | - |
| | | Significância | 0.098 | 0.013 | - | - |
| | | N | 21 | 21 | 21 | - |
| | Binário de Inserção | Coeficiente de Correlação | -0.032 | 0.075 | -0.02 | - |
| | | Significância | 0.892 | 0.75 | 0.931 | - |
| | | N | 21 | 21 | 21 | 21 |
| Convencional | Diâmetro | Coeficiente de Correlação | -0.130 | - | - | - |
| | | Significância | 0.585 | - | - | - |
| | | N | 20 | 20 | - | - |
| | Comprimento | Coeficiente de Correlação | -0.104 | -0.434 | - | - |
| | | Significância | 0.662 | 0.056 | - | - |
| | | N | 20 | 20 | 20 | - |
| | Binário de Inserção | Coeficiente de Correlação | -0.002 | 0.091 | -0.499* | - |
| | | Significância | 0.995 | 0.702 | 0.025 | - |
| | | N | 20 | 20 | 20 | 20 |

* A correlação é significativa no nível 0,05

Tabela 10 - Correlação de variáveis

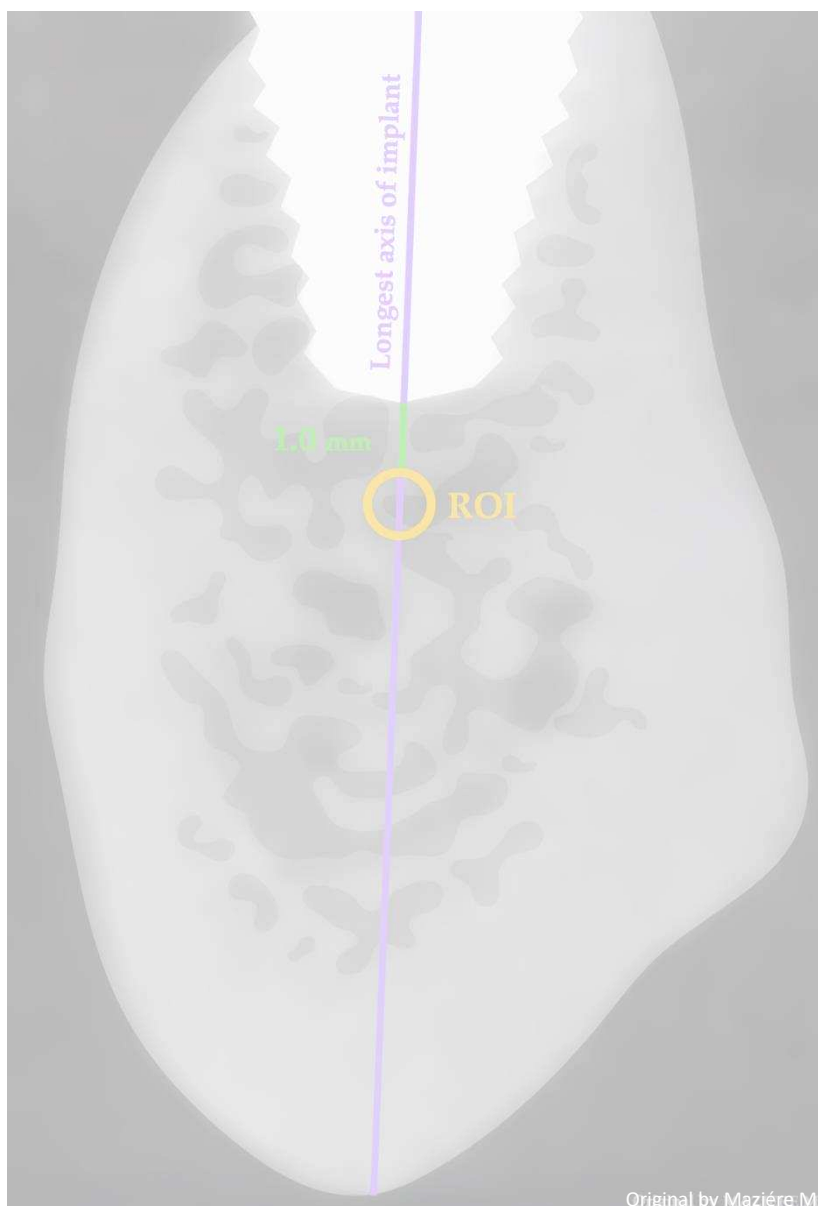
| Técnica | Variáveis Relacionadas | Variáveis Relacionadas | Correlação | Proporcionalidade |
|--------------------------|------------------------|------------------------|-------------|-------------------|
| Osseodensificação | Densidade | Diâmetro | Muito Fraca | Direta |
| | Densidade | Comprimento | Fraca | Inversa |
| | Densidade | Binário de inserção | Muito Fraca | Inversa |
| | Diâmetro | Comprimento | Moderada | Direta |
| | Diâmetro | Binário de inserção | Muito Fraca | Direta |
| | Comprimento | Binário de inserção | Muito Fraca | Inversa |
| Convencional | Densidade | Diâmetro | Muito Fraca | Inversa |
| | Densidade | Comprimento | Muito Fraca | Inversa |
| | Densidade | Binário de inserção | Muito Fraca | Inversa |
| | Diâmetro | Comprimento | Moderada | Inversa |
| | Diâmetro | Binário de inserção | Muito Fraca | Direta |
| | Comprimento | Binário de inserção | Moderada | Inversa |

Tabela 11 - Correlação entre variáveis e proporcionalidade

| Valor de p (+ ou -) | Interpretação |
|---------------------|----------------------------|
| 0.00 a 0.19 | Uma correlação bem fraca |
| 0.20 a 0.39 | Uma correlação fraca |
| 0.40 a 0.69 | Uma correlação moderada |
| 0.70 a 0.89 | Uma correlação forte |
| 0.9 a 1.00 | Uma correlação muito forte |

Tabela 12 – Interpretação da correlação entre variáveis (191)

A proporcionalidade, ou seja, a direção da relação é extraída pelo valor do coeficiente de correlação onde valores negativos indicam uma relação inversa, ou seja, conforme uma variável aumenta a outra diminui. O contrário acontece nos valores positivos (191). Verifica-se que na sua maioria a correlação das variáveis entre si é muito fraca, não possuindo, portanto, significância.

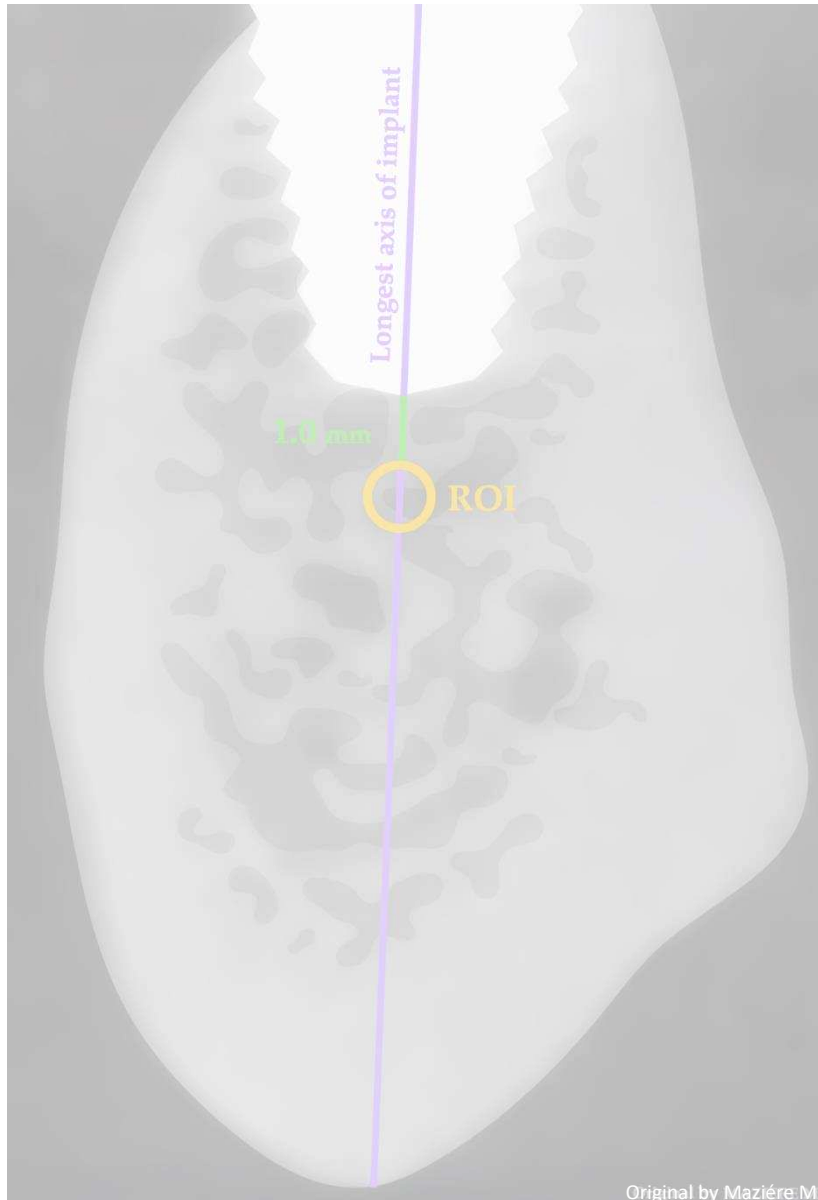


Capítulo 4

Conclusões

4. Conclusões

Dentro das limitações deste estudo, existem diferenças estatisticamente significativas na densidade óssea entre a técnica de osseodensificação e a osteotomia convencional. Verificou-se que a densidade óssea aumenta com a osseodensificação durante um período de estudo de um ano. Por outro lado, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas na correlação das variáveis, sexo, zona de colocação, dimensões do implante e binário de inserção com a densidade óssea na técnica de osseodensificação e na técnica de osteotomia convencional.



Capítulo 5

Perspetivas Futuras

5.Perspetivas futuras

Os futuros desenvolvimentos na osseodensificação podem centrar-se no aperfeiçoamento dos instrumentos e na otimização dos protocolos no sentido de aprimoramento da osseointegração, redução do trauma cirúrgico e diminuição dos tempos de cicatrização.

Paralelamente, a potenciação na tecnologia do CBCT contribui para o planeamento e identificação de fatores que possam comprometer o sucesso do implante. Os avanços tecnológicos podem envolver a integração de algoritmos de inteligência artificial para automatizar a análise da densidade óssea, fornecendo aos clínicos dados quantitativos e qualitativos, eficientes e fiáveis, para a tomada de decisões nas várias fases do tratamento implantar e no seu follow-up. À medida que a tecnologia avança, os sistemas de CBCT podem tornar-se mais eficientes na medição quantitativa da densidade óssea, contribuindo para um melhor planeamento do tratamento e avaliação dos implantes dentários. Além disso, os avanços nos algoritmos de software e na tecnologia de aprendizagem automática podem aumentar a capacidade dos sistemas de CBCT de avaliar com exatidão a densidade óssea, com particular incidência na eliminação de artefactos, resultando potencialmente em tratamentos mais personalizados e precisos para o paciente.

Adicionalmente, as investigações em biomateriais e técnicas regenerativas podem complementar a osseodensificação e o CBCT, contribuindo para o sucesso da reabilitação com implantes.

Bibliografia

1. Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG, et al. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil.* 2010;37(5):346–51.
2. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23(7):844–54.
3. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491–501.
4. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2005;20(6):898–904.
5. Huwais S. Fluted osteotome and surgical method for use. US: US Patent Application; US2013/0004918, 2013.
6. Meyer E, Huwais S. Osseodensification is a novel implant preparation technique that increases implant primary stability by compaction and auto-grafting bone. In: American Academy of Periodontology Annual Meeting. San Francisco, CA: American Academy of Periodontology; 2014.
7. Almutairi AS, Walid MA, Alkhodary MA. The effect of osseodensification and different thread designs on the dental implant primary stability. *F1000Research.* 2018;7:1898.
8. Bertollo N, Walsh WR. Drilling of Bone : Practicality , Limitations and Complications Associated with Surgical Drill-Bits. *Biomech Appl.* 2011;3:53–82.
9. Costa J, Mendes J, Salazar F, Pacheco J, Rompante P, Câmara M. Analysis of peri-implant bone defects by using cone beam computed tomography (CBCT): an integrative review. *Oral Radiol .* 2023;39:455–66. doi:10.1007/s11282-023-00683-w

10. Eskandarloo A, Mirshekari A, Poorolajal J, Mohammadi Z, Shokri A. Comparison of cone-beam computed tomography with intraoral photostimulable phosphor imaging plate for diagnosis of endodontic complications: A simulation study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* . 2012;114(6):e54–61. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2012.05.026>
11. Shokri A, Eskandarloo A, Noruzi-Gangachin M, Khajeh S. Detection of root perforations using conventional and digital intraoral radiography, multidetector computed tomography and cone beam computed tomography. *Restor Dent Endod*. 2015;40(1):58.
12. de Elío Oliveros J, del Canto Díaz A, del Canto Díaz M, Orea CJ, del Canto Pingarrón M, Calvo JS. Alveolar bone density and width affect primary implant stability. *J Oral Implantol*. 2020;46(4):389–95.
13. Kiran SR, Bammidi N, Kumar AK, Kumar PS. Evaluation of the Effect of Topical Melatonin Application on Immediately Placed Dental Implants Using Cone Beam Computed Tomography (CBCT). *Cureus* . 2022;14:1–9. Available from: [doi:10.7759/cureus.25233](https://doi.org/10.7759/cureus.25233)
14. Vanderstuyft T, Tarce M, Sanaan B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Quiryne M. Inaccuracy of buccal bone thickness estimation on cone-beam CT due to implant blooming: An ex-vivo study. *J Clin Periodontol*. 2019;46(11):1134–43.
15. Liedke GS, Spin-Neto R, da Silveira HED, Schropp L, Stavropoulos A, Wenzel A. Factors affecting the possibility to detect buccal bone condition around dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28:1082–8.
16. Moraschini V, Poubel LAC, Ferreira VF, Barboza ESP. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years : a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2014.10.023>
17. Pinheiro L, Scarfe W, de Oliveira Sales M, Gaia B, Rodriguez Gonzalez Cortes A, Cavalcanti M. Effectiveness of Periapical Radiography Versus Cone Beam Computed Tomography with Different Kilovoltage Settings in the Detection of Chemically Created Peri-implant Bone Defects: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):741–50.

18. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the academy for oral implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2014;44(3):102–8.
19. Daubert DM, Weinstein BF, Bordin S, Leroux BG, Flemmig TF. Prevalence and Predictive Factors for Peri-Implant Disease and Implant Failure: A Cross-Sectional Analysis. *J Periodontol.* 2015;86(3):337–47.
20. Tomina D, Petrutiu S, Crisan B, Leucuta D, Dinu C. Influence of Periodontal Status and Prosthetic Treatment on Survival and Success Rates in Implant Therapy : A 5-Year Retrospective Follow-Up Study. *J Clin Med.* 2023;12:4275. Available from: doi:10.3390/jcm12134275
21. Haghanifar S, Shafaroudi A, Nasiri P, Amin M, Sabet J. Evaluation of bone density by cone-beam computed tomography and its relationship with primary stability of dental implants. *Dent Res J .* 2022;19(1):22.
22. Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J.* 2020;39(2):167–72.
23. Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigon A, Rousseau P, et al. A prospective noninterventional study to evaluate survival and success of reduced diameter implants made from titanium-zirconium alloy. *J Oral Implantol.* 2015;41(4):e118–25.
24. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015;44(1).
25. Eskandarloo A, Arabi R, Bidgoli M, Yousefi F, Poorolajal J. Association between Marginal Bone Loss and Bone Quality at Dental Implant Sites Based on Evidence from Cone Beam Computed Tomography and Periapical Radiographs. *Contemp Clin Dent.* 2019;10:36–41.
26. Eskandarloo A, Saati S, Mahbubeh PA, Mohamadreza J, Mohammad N, Mezerji G, et al. Diagnostic Accuracy of Three Cone Beam Computed Tomography Systems and Periapical Radiography for Detection of Fenestration Around Dental Implants. *Contemp Clin Dent.* 2018;9:376–81.

27. Lahens B, Lopez CD, Neiva RF, Bowers MM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. The effect of osseodensification drilling for endosteal implants with different surface treatments : A study in sheep. *J Biomed Mater Res.* 2019;00:1–9.
28. Podaropoulos L. Increasing the stability of dental implants: The concept of osseodensification. *Balk J Dent Med.* 2017;21(3):133–40.
29. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Stepped Osteotomy on Primary Stability of Implants Inserted in Low-Density Bone Sites: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(1):37–41. Available from: doi:10.11607/jomi.4852
30. Ivanova V, Chenchev I, Zlatev S. Correlation between Primary , Secondary Stability , Bone Density , Percentage of Vital Bone Formation and Implant Size. *Int J Environ Res Public Health.* 2021;18:6994. Available from: 10.3390/ijerph18136994
31. Jemt T, Stenport V, Friberg B. Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: implants and biologic response in two patient cohorts restored between 1986 and 1987 and 15 years later. *Int J Prosthodont.* 2011;24(4):345–55.
32. Strietzel FP, Nowak M, Kuchler I, Friedmann A. Peri-implant alveolar bone loss with respect to bone quality after use of the osteotome technique: Results of a retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):508–13.
33. Nevins M, Nevins M, Schupbach P, Fiorellini J, Lin Z, Kim D. The impact of bone compression on bone-to-implant contact of an osseointegrated implant: a canine study. *Int J Periodontics Restor Dent.* 2012;32(6):637–45.
34. Manzano-Moreno FJ, Herrera-Briones FJ, Linares-Recatala M, Ocaña-Peinado FM, Reyes-Botella C, Vallecillo-Capilla MF. Bacterial contamination levels of autogenous bone particles collected by 3 different techniques for harvesting intraoral bone grafts. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(3):424–9.
35. Mombelli N, Andrea C. Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:97–103.

36. Yang SM, Shin SY, Kye SB. Relationship between implant stability measured by resonance frequency analysis (RFA) and bone loss during early healing period. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2008;105(2):12–9.
37. Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from placement resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1994;9:279–88.
38. Norton MR. Primary Stability Versus Viable Constraint- A Need to Redefine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:19–21.
39. Herekar M, Sethi M, Ahmad T, Fernandes AS, Patil V, Kulkarni H. A correlation between bone (B), insertion torque (IT), and implant stability (S): BITS score. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):805–10. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.02.011>
40. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(5):467–71.
41. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Özdemir T. Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(6):893–906.
42. Capparé P, Vinci R, Di Stefano DA, Traini T, Pantaleo G, Gherlone EF, et al. Correlation between Initial BIC and the Insertion Torque/Depth Integral Recorded with an Instantaneous Torque-Measuring Implant Motor: An in vivo Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17:e613–20.
43. Ottoni J, Oliveira Z, Mansini R, Cabral A. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2005;20(5):769–76.
44. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2007;22(1):138–45.
45. Steeves M, Stone C, Mogaard J, Byrne S. How pilot-hole size affects bone-screw pullout strength in human cadaveric cancellous bone. *Can J Surg*. 2005;48(3):207–12.

46. Caulier H, Naert I, Kalk W, Jansen J. The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations, and Periotest measurements of oral implants: an experimental animal study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1997;12(3):380–6.
47. Semenzin Rodrigues A, De Moraes Melo Neto CL, Santos Januzzi M, Dos Santos DM, Goiato MC. Correlation between Periotest value and implant stability quotient: A systematic review. *Biomed Tech.* 2023;69(1):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1515/bmt-2023-0194>
48. Silva AS, Martins D, Sá J De, Mendes JM. Clinical evaluation of the implant survival rate in patients subjected to immediate implant loading protocols. *Dent Med Probl.* 2021;58:61–8.
49. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants : Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* 2013;5:162–7.
50. Fernández-Olavarria A, Gutiérrez-corrales A, González-martín M, Torres-lagares D. Influence of different drilling protocols and bone density on the insertion torque of dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal .* 2023;28(4):385–94. Available from: [doi:10.4317/medoral.25804](https://doi.org/10.4317/medoral.25804)
51. Kim D. Can Dental Cone Beam Computed Tomography Assess Bone Mineral Density?. *J Bone Metab.* 2014;21:117–26.
52. Parfitt A. The physiologic and clinical significance of bone histomorphometric data. In: Recker R, editor. *Bone histomorphometry: techniques and interpretations.* Boca Raton, FL: CRC Press; 1983. p. 143–223.
53. Allen MR, Turek JJ, Phipps RJ, Burr DB. Greater magnitude of turnover suppression occurs earlier after treatment initiation with risedronate than alendronate. *Bone .* 2011;49(1):128–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bone.2010.07.011>
54. Lerner UH. Bone remodeling in post-menopausal osteoporosis. *J Dent Res.* 2006;85(7):584–95.
55. Turner R, Riggs B, Spelsberg T. Skeletal effects of estrogen. *Endocr Rev.* 1994;15(3):275–300.

56. Keaveny TM. Biomechanical computed tomography - Noninvasive bone strength analysis using clinical computed tomography scans. *Ann N Y Acad Sci.* 2010;1192:57–65.
57. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 199–209.
58. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont.* 2017;30(3):219–37.
59. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2005;20(2):220–30.
60. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1991;6(2):142–6.
61. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent.* 2010;38(8):612–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.013>
62. Lindh C, Obrant K, Petersson A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2004;98(1):102–9.
63. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(7):832–6.
64. Wang S, Shen Y, Fuh L, Peng S, Tsai M, Huang H, et al. Relationship between Cortical Bone Thickness and Cancellous Bone Density at Dental Implant Sites in the Jawbone. *Diagnostics.* 2020;10:710. Available from: [doi:10.3390/diagnostics10090710](https://doi.org/10.3390/diagnostics10090710)
65. Linkow L, Chercheve R. *Theories and Techniques of Oral Implantology.* vol. 1. St Louis: Mosby; 1970.

66. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2013;3(2):92–7.
Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jobcr.2013.01.001>
67. Roberts W, Turley P, Brezniak N, Fiedler P. Bone physiology and metabolism. *J Calif Dent Assoc.* 1987;15:54–61.
68. Misch C. Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today.* 1988;7(5):39.
69. Misch C. Density of bone: effect on treatment planning, surgical approach, and healing. In: Misch C, editor. *Contemporary Implant Dentistry.* St Louis: Mosby; 1993. p. 469–85.
70. Misch C, Kircos L. Diagnostic imaging and techniques. In: *Contemporary Implant Dentistry.* 2nd ed. Chicago: Mosby; 1999. p. 73–87.
71. Branemark P. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399–410.
72. Albrektsson T, Branemark P, Hansson H, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155–70.
73. Raghavendra S, Wood M, Taylor T. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2005;20:425–31.
74. Wilson CJ, Clegg RE, Leavesley DI, Percy MJ. Mediation of Biomaterial - Cell Interactions by Adsorbed Proteins: A review. *Tissue Eng.* 2005;11(1):1–2.
75. Chung CJ, Su RT, Chu HJ, Chen H Te, Tsou HK, He JL. Plasma electrolytic oxidation of titanium and improvement in osseointegration. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2013;101 B(6):1023–30.
76. Grandfield K, Gustafsson S, Palmquist A. Where bone meets implant: The characterization of nano-osseointegration. *Nanoscale.* 2013;5(10):4302–8.
77. Park JY, Gemmell CH, Davies JE. Platelet interactions with titanium: modulation of platelet activity by surface topography. *Biomaterials.* 2001;22:2671–82.
Available from:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961201000096%5Cnpapers2://publication/uuid/5B75B3C8-E6D3-4F39-8094-5C0BF96639D5>

78. Pellegrini G, Francetti L, Barbaro B, Del Fabbro M. Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *J Investig Clin Dent*. 2018;9(4):e12349.
79. Abrahamsson I, Berglundh T, Linder E, Lang NP, Lindhe J. Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):381–92.
80. Burgos PM, Rasmusson L, Meirelles L, Sennerby L. Early bone tissue responses to turned and oxidized implants in the rabbit tibia. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(3):181–90.
81. Orsini E, Salgarello S, Martini D, Bacchelli B, Quaranta M, Pisoni L, et al. Early healing events around titanium implant devices with different surface microtopography: A pilot study in an in vivo rabbit model. *Sci World J*. 2012;2012:1–9.
82. Omar O, Svensson S, Zoric N, Lennerås M, Suska F, Wigren S, et al. In vivo gene expression in response to anodically oxidized versus machined titanium implants. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2010;92(4):1552–66.
83. Lennerås M, Palmquist A, Norlindh B, Emanuelsson L, Thomsen P, Omar O. Oxidized Titanium Implants Enhance Osseointegration via Mechanisms Involving RANK/RANKL/OPG Regulation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17:e486–500.
84. Schwartz Z, Boyan BD. Underlying mechanisms at the bone–biomaterial interface. *J Cell Biochem*. 1994;56(3):340–7.
85. Thalji GN, Nares S, Cooper LF. Early molecular assessment of osseointegration in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(11):1273–85.
86. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP. The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(4):357–64.
87. Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD. Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(4):349–56.
88. Tomasi C, Tessarolo F, Caola I, Wennström J, Nollo G, Berglundh T. Morphogenesis of peri-implant mucosa revisited: An experimental study in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(9):997–1003.

89. Jensen OT. Clinical bone response to dental implant materials. Bone Response to Dental Implant Materials. Elsevier Ltd; 2017. 129–138 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-100287-2.00007-0>
90. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Influence of Underpreparation on Primary Stability of Implants Inserted in Poor Quality Bone Sites : An In Vitro Study. J Oral Maxillofac Surg. 2015;73(6):1084–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2015.01.029>
91. Alghamdi H, Anand PS. Undersized Implant Site Preparation to Enhance Primary Implant Stability in Poor Bone Density : A Prospective Clinical Study. YJOMS. 2011;69:e506–12. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2011.08.007>
92. Boustany C, Reed H, Cunningham G, Richards M, Kanawati A. Effect of a Modified Stepped Osteotomy on the Primary Stability of Dental Implants in Low-Density Bone: A Cadaver Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(1):48–55.
93. Pessôa de Oliveira PGF, Bergamo ETP, Neiva R, Bonfante EA, Witek L, Tovar N, et al. Osseodensification outperforms conventional implant subtractive instrumentation : A study in sheep. Mater Sci Eng C. 2018;90:300–7. Available from: [doi:10.1016/j.msec.2018.04.051](https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.04.051)
94. Campos FE, Gomes JB, Marin C, Teixeira HS, Suzuki M, Witek L, et al. Effect of Drilling Dimension on Implant Placement Torque and Early Osseointegration Stages : An Experimental Study in Dogs. YJOMS. 2012;70:e43–50. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2011.08.006>
95. Antonacci D, Del M, Bollero P, Stocchero M, Jinno Y, Canullo L. Clinical effects of conventional and underprepared drilling preparation of the implant site based on bone density : A systematic review and meta-regression. J Prosthodont Res. 2023;67(1):23–34. Available from: [doi:10.2186/jpr.JPR_D_21_00275](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_21_00275)
96. Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: The osteotome technique. Compendium; 1994. 15:152, 154-156,158 passim; quiz 162.
97. Shalabi MM, Wolke JGC, Ruijter AJE De, Jansen JA. A mechanical evaluation of implants placed with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. J Oral Implant. 2007;33(2):51–8.

98. Buchter A, Kleinheinz J, Wiesmann HP, Kersken J, Nienkemper M, Weyhrother H Von. Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:1–8.
99. Wang L, Wu Y, Perez KC, Hyman S, Brunski JB, Tulu U, et al. Effects of Condensation on Peri-implant Bone Density and Remodeling. *J Dent Res.* 2017;96(4):413–20.
100. Attanasio F, Antonelli A, Brancaccio Y, Averta F, Figliuzzi MM, Fortunato L, et al. Primary Stability of Three Different Osteotomy Techniques in Medullary Bone : An in Vitro Study. *Dent J.* 2020;8(21):1–12. Available from: doi:10.3390/dj8010021
101. Cortes AR, Cortes DN. Nontraumatic Bone Expansion for Immediate Dental Implant Placement : An Analysis of 21 Cases AND. *Implant Dent.* 2010;19:92–7.
102. Lee E, Anitua E. Atraumatic ridge expansion and implant site preparation with motorized bone expanders. *Pr Proced Aesthet Dent.* 2006;18(1):17–22.
103. Tolstunov L, Hamrick JFE. Bone Augmentation Techniques for Horizontal and Vertical Alveolar Ridge Deficiency in Oral Implantology. *Oral Maxillofac Surg Clin N Am.* 2019;31(2):163–91. Available from: doi:10.1016/j.coms.2019.01.005
104. Gayathri S. Review article Osseodensification Technique – A Novel Bone Preservation Method to Enhance Implant Stability. *Acta Sci Dent Sci.* 2018;2:17–22.
105. Huwais S. Fluted osteotome and surgical method for use. United States: US Patent Application; US2013/0004918, 2013.
106. Hofbauer AM, Huwais S. Osseodensification facilitates ridge expansion with enhanced implant stability in the maxilla : part II case report with 2-year follow-up. *Implant Pract.* 2015;8:14–21.
107. Padhye NM, Padhye AM, Bhatavadekar NB. Journal of Oral Biology and Craniofacial Research Osseodensification — A systematic review and qualitative analysis of published literature. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2020;10:375–80. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.10.002>

108. Huwais S, Meyer EG. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32:27–36. Available from: doi:10.11607/jomi.4817
109. Moslemi H, Torabi Z. Osseodensification Paradigm Shift. In: Stevens M, Ghasemi S, Tabrizi R, editors. *Innovative Perspectives in Oral and Maxillofacial Surgery*. Springer, Cham; 2021.
110. Kanathila H, Pangi A. An Insight into the Concept of Osseodensification-Enhancing the Implant Stability and Success. *J Clin Diagnostic Res*. 2018;12:ZE01–3.
111. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. New Osseodensification Implant Site Preparation Method to Increase Bone Density in Low-Density Bone : In Vivo. *Implant Dent*. 2016;25:24–31. Available from: doi:10.1097/ID.0000000000000358
112. Pai UY, Rodrigues SJ, Talreja KS, Mundathaje M. Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *J Indian Prosthodont Soc*. 2018;18:196–200.
113. Lahens B, Neiva R, Tovar N, Alifarag AM, Jimbo R, Bonfante EA, et al. Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63:56–65. Available from: doi:10.1016/j.jmbbm.2016.06.007
114. Seo D, Moon S, You J, Lee W. The Effect of Under-Drilling and Osseodensification Drilling on Low-Density Bone : A Comparative Ex Vivo Study. *Appl Sci*. 2022;12:1163. Available from: doi:10.3390/app12031163
115. Do TA, Le HS, Shen YW, Huang HL, Fuh LJ. Risk factors related to late failure of dental implant—A systematic review of recent studies. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(11).
116. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5–15.

117. Dos Santos Corpas L, Jacobs R, Quirynen M, Huang Y, Naert I, Duyck J. Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(5):492–9.
118. Gulsahi A. Bone Quality Assessment for Dental Implants. *Implant Dent - Most Promis Discip Dent.* 2011;(September 2011).
119. Hasan I, Dominiak M, Blaszczyzyn A, Bourauel C, Gedrange T, Heinemann F. Radiographic evaluation of bone density around immediately loaded implants. *Ann Anat.* 2014;2014:2–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.aanat.2014.02.009>
120. Marupudi S, Cao Q, Samala R, Petrick N. Characterization of mechanical stiffness using additive manufacturing and finite element analysis : potential tool for bone health assessment. *3D Print Med.* 2023;9(32):1–15. Available from: [doi:10.1186/s41205-023-00197-5](https://doi.org/10.1186/s41205-023-00197-5)
121. Choi I, Pinhata-Baptista O, Goulart I, Ferraço R, Kim JH, Abdala Júnior R, et al. Correlation among alveolar bone assessments provided by CBCT, micro-CT, and 14 MRI. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2022;51:1–8. Available from: [doi:10.1259/dmfr.20210243](https://doi.org/10.1259/dmfr.20210243)
122. Ronkainen A-P, Ali R, Al-Gburi A, Liimatainen T, Matikka H. A dose – neutral image quality comparison of different CBCT and CT systems using paranasal sinus imaging protocols and phantoms. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology.* 2022;279(9):4407–14. Available from: [doi:10.1007/s00405-022-07271-4](https://doi.org/10.1007/s00405-022-07271-4)
123. Sghaireen MG, Ganji KK, Alam MK, Srivastava KC, Shrivastava D, Rahman SA. Comparing the Diagnostic Accuracy of CBCT Grayscale Values with DXA Values for the Detection of Osteoporosis. *Appl Sci.* 2020;10:4584. Available from: [doi:10.3390/app10134584](https://doi.org/10.3390/app10134584)
124. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique : preliminary results. *Eur Radiol.* 1998;8:1558–64.
125. Schriber M, Yeung AWK, Suter VGA, Buser D, Leung YY, Bornstein MM. Cone beam computed tomography artefacts around dental implants with different materials influencing the detection of peri-implant bone defects. *Clin Oral*

- Implants Res. 2020;31:595–606.
126. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone Beam Computed Tomography in Implant Dentistry : A Systematic Review Focusing on Guidelines , Indications , and Radiation Dose Risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:55–77.
127. Carter JB, Stone JD, Clark RS, Mercer JE. Applications of CBCT in OMS: An Overview of Published Indications, and Clinical Usage in US Academic Centers and OMS Practices. *J Oral Maxillofac Surg* . 2015; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2015.10.018>
128. Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed tomography. *Dent Clin North Am* . 2014;58(3):463–84. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2014.03.002>
129. Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. *Dent Clin North Am*. 2018;62(3):361–91. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.03.002>
130. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Korttesniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Phys Medica*. 2015;31(8):844–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.09.004>
131. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Korttesniemi M. *Physica Medica Dental cone beam CT : An updated review*. *Phys Medica*. 2021;88(June):193–217. Available from: [doi:10.1016/j.ejmp.2021.07.007](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.007)
132. Venkatesh E, Elluru S V. Cone Beam Computed Tomography: Basics and Applications in Dentistry. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017;51:102–21. Available from: [doi:10.17096/jiufd.00289](https://doi.org/10.17096/jiufd.00289)
133. Practice D, Scarfe WC, Farman AG. Clinical Applications of Cone-Beam Computed. 2006;72(1):75–80.
134. Anter E. Determination of the Accuracy of Linear and Volumetric Measurements on Cone Beam Computed Tomography Images(In-vitro study). *Egypt Dent J*. 2011;57:2917–25.
135. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707–30.
136. Albelbeisi TM, Khtob AR, Hassan NE. Cone-Beam Computed Tomography Versus Digital Orthopantomography in Treatment Planning for Mandibular Dental

- Implants. *Alexandria Dent Journal*. 2016;41(10):199–205.
137. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: Physical principles. *Am J Neuroradiol*. 2009;30(6):1088–95.
 138. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol*. 2002;12(3):634–7.
 139. Dula K, Mini R, van der Stelt P, Buser D. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2001;16(1):80–9.
 140. Stramotas S, Geenty JP, Petocz P, Darendeliler MA. Accuracy of linear and angular measurements on panoramic radiographs taken at various positions in vitro. *Eur J Orthod*. 2002;24(1):43–52.
 141. Ritter L, Elger MC, Rothamel D, Fienitz T, Zinser M, Schwarz F, et al. Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(6):1–10.
 142. Song D, Shujaat S, de Faria Vasconcelos K, Huang Y, Politis C, Lambrichts I, et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects. *BMC Med Imaging*. 2021;21(1):1–8. Available from: <https://doi.org/10.1186/s12880-021-00557-9>
 143. Fienitz T, Schwarz F, Ritter L, Dreiseidler T, Becker J, Rothamel D. Accuracy of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone defect regeneration: A histologically controlled study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:882–7.
 144. Freitas A, Cavalcanti Y, Costa F, Peixoto L, Maia A, Rovaris K, et al. Assessment of artefacts produced by metal posts on CBCT images. *Int Endod J*. 2019;52(2):223–36. Available from: doi:10.1111/iej.12999
 145. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):1–16. Available from: doi:10.1186/s12903-018-0523-5
 146. Kamburoğlu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(8):1–9.

147. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2011;40(5):265–73.
148. Steiger-Ronay V, Krcmaric Z, Schmidlin PR, Sahrman P, Wiedemeier DB, Benic GI. Assessment of peri-implant defects at titanium and zirconium dioxide implants by means of periapical radiographs and cone beam computed tomography: An in-vitro examination. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(12):1195–201. Available from: doi:10.1111/clr.13383
149. Kamburoğlu K, Murat S, Kiliç C, Yüksel S, Avsever H, Farman A, et al. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: Effect of field of view. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2014;43(4):1–9.
150. Kunz AS, Patzer TS, Grunz JP, Luetkens KS, Hartung V, Hendel R, et al. Metal artifact reduction in ultra - high resolution cone beam CT imaging with a twin robotic X - ray system. *Sci Rep.* 2022;12:15549. Available from: doi:10.1038/s41598-022-19978-9
151. González-García R, Monje F. The reliability of cone-beam computed tomography to assess bone density at dental implant recipient sites: A histomorphometric analysis by micro-CT. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(8):871–9.
152. Angelopoulos C, Aghaloo T. Cone Beam Computed Tomography for the Implant Patient. *Dent Clin North Am.* 2011;55(1):141–58.
153. Mah P, Reeves TE, Mcdavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2010;39:323–35.
154. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijji E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2010;25(6):1093–8.
155. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, Van Der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:1438.
156. Razi T, Niknami M, Alavi Ghazani F. Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects .* 2014;8(2):107–10. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25093055>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4120902>

157. Resnik RR, Misch C. Prophylactic Antibiotic Regimens in Oral Implantology : Rationale and Protocol. *Implant Dent* . 2008;7(2):142–50. Available from: doi:10.1097/ID.0b013e3181752b09
158. Sousa VD, Zauszniewski JA, Musil CM. How to determine whether a convenience sample represents the population. *Appl Nurs Res*. 2004;17(2):130–3. Available from: doi:10.1016/j.apnr.2003.12.001
159. Alhamdani F, Abdulla AE. Influence of Patient’s Age and Gender on Dental Implant TreatmentFive Year retrospective study. *J Med Res Heal Sci*. 2021;4:1461–7. Available from: doi:10.52845/JMRHS/2021-4-9-5
160. Grisar K, Sinha D, Schoenaers J, Dormaar T, Politis C. Retrospective Analysis of Dental Implants Placed Between 2012 and 2014: Indications, Risk Factors, and Early Survival. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32:649–54.
161. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Mumcu E, Bural C. Evaluation of Possible Prognostic Factors. *Implant Dent*. 2014;23:44–50.
162. Turkyilmaz I, Mcglumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success : a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008;8:1–8.
163. Nieves JW. Sex-Differences in Skeletal Growth and Aging. *Curr Osteoporos Rep*. 2017;15:70–5. Available from: doi:10.1007/s11914-017-0349-0
164. Huang Y, Huang Y, Ding S. Primary stability of implant placement and loading related to dental implant materials and designs : A literature review. *J Dent Sci*. 2023;18(4):1467–76. Available from: doi:10.1016/j.jds.2023.06.010
165. Norton MR, Gamble C. Bone classification : an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(2001):79–84.
166. Morar L, Baciut G, Mihaela B, Bran S, Colosi H, Manea A, et al. Analysis of CBCT Bone Density Using the Hounsfield Scale. *prosthesis*. 2022;1000:414–23. Available from: doi:10.3390/Aprosthesis4030033
167. Drago CJ. Rates of Osseointegration of Dental Implants W i t h Regard to Anatomical Location. *J Prosthodont*. 1992;1:29–31.
168. Tinsley D, Watson C, Ogden A. A survey of U . K . centres on implant failures. *J Oral Rehabil*. 1999;26:14–8.

169. Stoilov M, Shafaghi R, Stark H, Marder M, Kraus D, Enkling N. Influence of Implant Macro-Design , Length , and Diameter on Primary Implant Stability Depending on Different Bone Qualities Using Standard Drilling Protocols — An In Vitro Analysis. *J Funct Biomater*. 2023;14:469. Available from: doi:10.3390/jfb14090469
170. Lee J, Frias V, Lee K, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent*. 2005;94:377–81.
171. Prasad DK, Shetty M, Mehra DR. Anatomical Considerations in Implant Selection and Positioning. *Int J Oral Implant Clin Res*. 2013;4(1):24–9.
172. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodontol*. 2000;5:22–31.
173. Lopez CD, Alifarag AM, Torroni A, Tovar N, Rodrigo J, Witek L, et al. Osseodensification for enhancement of spinal surgical hardware fixation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;69:275–81. Available from: doi:10.1016/j.jmbbm.2017.01.020.
174. Bilhan H, Arat S, Geckili O. How Precise Is Dental Volumetric Tomography in the Prediction of Bone Density ? *Int J Dent*. 2012;2012:1–8.
175. Ludlow JB, Rcsed FDS, Ivanovic M, Hill C, Carolina N. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106:106–14.
176. Drage NA, Palmer RM. A comparison of bone mineral density in the spine, hip and jaws of edentulous subjects. *Clin Oral Impl Res*. 2007;18:496–500.
177. Jeong K, Kim S, Jeong M. Consideration of Various Bone Quality Evaluation Methods. *Implant Dent*. 2013;22:55–9.
178. Taylor TT, Gans SI, Jones EM, Firestone AR, Johnston WM, Kim D. Comparison of micro-CT and cone beam CT-based assessments for relative difference of grey level distribution in a human mandible. *Dentomaxillofacial Radiol*. 2013;42:25117764.
179. Ferrare N, Leite AF, Caracas HC, Azevedo RB, Melo NS, Figueiredo PT. Cone-beam computed tomography and microtomography for alveolar bone measurements. *Surg Radiol Anat*. 2013;35:495–502.

180. Nackaerts O, Souza PC, Nackaerts O, Hua Y. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Impl Res.* 2011;22:873–9.
181. Hsu J, Chang H, Huang H. Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. *Clin Oral Invest.* 2011;15:511–9.
182. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Arijii E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:503–6.
183. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. *Clin Oral Impl Res.* 2010;21:558–62.
184. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arijii E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;25:1093–8.
185. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(6):1438–42.
186. Slete FB, Olin P, Prasad H. Histomorphometric comparison of 3 osteotomy techniques. *Implant Dent.* 2018;27(4):424–8.
187. Sultana A, Makkar S, Saxena D, Wadhawan A, Kusum CK. To compare the stability and crestal bone loss of implants placed using osseodensification and traditional drilling protocol : A clinicoradiographical study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020;20:45–51. Available from: doi:10.4103/jips.jips
188. Aloorer S, Shetty M, Hegde C. Effect of Osseodensification on Bone Density and Crestal Bone Levels: A Split-mouth Study. *J Contemp Dent Pr.* 2022;23:162–8. Available from: doi:10.5005/jp-journals-10024-3303
189. Hassan MA, El-zefzaf EAK, Mohamed M. Comparative assessment for osseodensification versus conventional surgical technique in low density bone. *J Dent Med Sci.* 2021;20:25–30. Available from: doi:10.9790/0853-2003122533

190. Pereira JF, Costa R, Vasques MN, Salazar F, Mendes M, Infante M.
Osseodensification : An Alternative to Conventional Osteotomy in Implant Site
Preparation : A Systematic Review. J Clin Med. 2023;12:1–22. Available from:
doi:10.3390/jcm12227046
191. Baba RK, Vaz MSMG, Da Costa J. Agrometeorological data correction using
statistical methods. Rev Bras Meteorol. 2014;29(4):515–26.