

# O CBCT na avaliação da densidade óssea

Luís César Pinto Leite

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária  
(Ciclo Integrado)

Gandra, 23 de Junho de 2022



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

**Luís César Pinto Leite**

**Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)**

**O CBCT na avaliação da densidade óssea**

**Trabalho realizado sob a Orientação de Mestre José Adriano Ferreira Gomes Da Costa**

## Declaração de Integridade

Eu, Luís Leite, 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.



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

## **Abstract**

The objectives of this dissertation are to understand the basic concepts, operating principles, fundamentals and interests and limitations of CBCT that has become increasingly important in the practice of dentistry and to understand the importance of CBCT in assessing bone density.

A PubMed database search was performed using the following search terms: (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (oral surgery[MeSH Terms]) ; (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms]) ; ((oral surgery[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms]) AND (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) .

Of 58 potentially relevant articles, 22 were used meeting the objectives under study.

Cone Beam computed Tomography (CBCT) is a radiographic imaging technique that allows three-dimensional (3D) images of hard tissue structures with minimal distortion.

The term bone density refers to the biomechanical properties of bone, which are determined by the total amount of bone mass present in each volume of bone structure

Bone density assessment using CBCT is an efficient method that correlates significantly with implant stability parameters and with the Lekholm and Zarb index, and it is also possible to predict the initial stability of implants.

Keywords: "computed tomography, cone beam", "oral surgery", "bone density"



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

## Resumo

Os objetivos desta dissertação são compreender os conceitos básicos, princípios de funcionamento, fundamentos e interesses e limitações do CBCT que tem vindo a ser cada vez mais importante na prática da medicina dentária e compreender a importância do CBCT na avaliação da densidade óssea

Foi feita uma pesquisa na base de dados PubMed utilizando as seguintes expressões de pesquisa: (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (oral surgery[MeSH Terms]) ; (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms]) ; ((oral surgery[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms])) AND (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) .

De 58 artigos potencialmente relevantes, 22 foram usados atendendo aos objetivos em estudo.

O CBCT (Cone Beam computed Tomography) ou Tomografia Computorizada de Feixe Cónico é uma técnica de imagem radiográfica que permite imagens tridimensionais (3D) de estruturas de tecidos duros com mínimas distorções.

O termo densidade óssea refere-se às propriedades biomecânicas do osso, que são determinadas pela quantidade total de massa óssea presente num determinado volume da estrutura óssea

A avaliação da densidade óssea utilizando o CBCT é um método eficiente e significativamente correlacionado com os parâmetros de estabilidade dos implantes e com o índice de Lekholm e Zarb, sendo possível também prever a estabilidade inicial dos implantes.

**Palavras-chave:** "computed tomography, cone beam", "oral surgery", "bone density"



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE



## Índice

1. Introdução.....	1
2. Objetivos.....	3
3. Materiais e Métodos.....	4
4. Resultados.....	6
5. Discussão.....	11
História do CBCT .....	11
O CBCT .....	12
Princípios básicos e fundamentos do CBCT.....	12
FOV e Voxel .....	15
Vantagens do CBCT .....	18
Limitações do CBCT .....	19
CBCT vs TC vs OPG .....	21
Densidade óssea.....	22
6. Conclusão.....	27
7. Bibliografia.....	28



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

## Índice de Tabelas

Tabela 1. Estratégias de pesquisa

Tabela2. Tabela dos Resultados

## Índice de Figuras

Figura 1. Fluxograma

Figura 2. Geoffrey Hounsfield

Figura 3. Aparelho de CBCT

Figura 4. Princípio básico do CBCT

Figura 5. Diferentes dimensões do FOV

Figura 6. Comparação entre o voxel isotrópico e o voxel anisotrópico

Figura 7. Determinação da densidade óssea na mandíbula anterior usando o CBCT

Figura 8. Classificação do tipo de osso segundo Lekholm e Zarb

Figura 9. Diferentes densidades ósseas segundo a classificação de Misch



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

## **Lista de Abreviaturas**

CBCT: Cone Beam Computed Tomography

HU: Hounsfield Units

TC: Computed Tomography

OPG: Orthopantomography

FOV: Field Of View

GV: Gray Values

FDK: Feldkamp–Davis–Kress

ITV: Insertion Torque Value

$\mu$ Sv: microsievert

kV: kiloVolt

mA: Milliampere



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

## 1. Introdução

Desde a descoberta do raio-x, em 1895 por Sir Wilhelm Conrad Roentgen, a radiologia tem desempenhado um papel fundamental e importante no complemento do diagnóstico para a avaliação clínica do paciente odontológico, bem como no planeamento do tratamento e avaliação do prognóstico de doenças odontológicas.(1) A introdução da radiografia panorâmica/ortopantomografia (OPG) na década de 1960 e a sua ampla adoção ao longo das décadas de 1970 e 1980 anunciaram um grande progresso na radiologia dentária, fornecendo aos médicos dentistas uma imagem única e abrangente dos maxilares e estruturas maxilofaciais.

No entanto, os procedimentos intraorais e extra-orais, usados individualmente ou em combinação, sofrem das mesmas limitações inerentes a todas as projeções bidimensionais planas (2D): ampliação, distorção, sobreposição e representação incorreta de estruturas. (2)

A introdução da tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) inicialmente usada para a angiografia, antes de ser gradualmente introduzida para outras aplicações, anuncia uma verdadeira mudança de paradigma de uma abordagem 2D para uma abordagem 3D para a aquisição de dados e reconstrução de imagens. (2,3) O interesse no CBCT de todas as áreas da odontologia é cada vez maior, pois este, criou uma revolução na imagem maxilofacial, facilitando o diagnóstico odontológico e sendo responsável pela evolução de novas estratégias de tratamento. (2)

A técnica do CBCT consiste no uso de um feixe de raios-X redondo ou retangular em forma de cone com uma única varredura de 360°, onde a fonte de raios-X e um recetor movem-se simultaneamente ao redor da cabeça do paciente obtendo várias projeções bidimensionais (2D), que serão necessárias para a reconstrução 3D das estruturas maxilofaciais, com a mínima distorção e com o baixo risco de exposição à radiação. (4)

Para que a imagem do CBCT, seja realizada de forma adequada e específica para várias situações clínicas, é necessário a compreensão não apenas da exposição (por exemplo,

parâmetros geométricos e de software para minimizar a dose do paciente, enquanto mantém a qualidade da imagem diagnóstica), mas também das opções de formatação de imagem para maximizar a exibição da imagem. (5)

Na prática da cirurgia oral os principais usos do CBCT, incluem extração cirúrgica dos terceiros molares e dentes impactados, rastreamento dos canais alveolares inferiores, planeamento de implantes, avaliação de quistos e tumores, diagnóstico de fratura e planeamento cirúrgico ortognático. (6) Para além disso, a tecnologia do CBCT está cada vez mais a ser utilizada para avaliar a densidade óssea da maxila e da mandíbula para o planeamento de implantes dentários.

O termo densidade óssea refere-se às propriedades biomecânicas do osso, que são determinadas por muitos fatores, incluindo o grau de mineralização e a estrutura óssea, sendo medidas em unidades de Hounsfield (HU). (7) O conhecimento da densidade óssea em várias áreas do osso alveolar da maxila e mandíbula ajuda o clínico a compreender e associar diferentes casos clínicos observados em consultório, bem como permite ao clínico um melhor planeamento da cirurgia, tornando assim a avaliação da densidade óssea num parâmetro fundamental no sucesso da cirurgia oral. (8)

Como o CBCT é amplamente utilizado em imagens odontológicas e maxilofaciais e tem ganho cada vez mais relevância na prática da medicina dentária, é importante que os utilizadores, bem como os profissionais de saúde, compreendam os conceitos básicos, fundamentos, princípios técnicos, interesses e limitações e percebam a importância desta tecnologia na avaliação da densidade óssea.



## 2. Objetivos

Os objetivos desta dissertação são:

- Compreender os conceitos básicos, princípios de funcionamento, fundamentos e interesses e limitações do CBCT que tem vindo a ser cada vez mais importante na prática da medicina dentária.
- Compreender a importância do CBCT na avaliação da densidade óssea.

### 3. Materiais e Métodos

Este estudo é uma revisão sistemática com busca na base de dados científicos PubMed.

#### Critérios de inclusão:

- Ano de publicação entre 2011-2022
- Artigos full texto

#### Critérios de exclusão:

- Data de publicação- anteriores a 2011
- Artigos sem texto integral

#### Estratégias de pesquisa:

Foram utilizadas as palavras de pesquisa: "computed tomography, cone beam", "oral surgery", "bone density", combinadas através do operador booleano AND para que um maior número possível de artigos seja obtido. As expressões de pesquisa utilizadas foram: (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (oral surgery[MeSH Terms]) ; (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms]) ; ((oral surgery[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms])) AND (computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) .

Nº procura	Palavras-chave	Nº Artigos
Nº1	(computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (oral surgery[MeSH Terms])	1688
Nº2	(computed tomography, cone beam[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms])	234
Nº3	((oral surgery[MeSH Terms]) AND (bone density[MeSH Terms])) AND (computed tomography, cone beam[MeSH Terms])	73
Nº4	Artigos selecionados manualmente	4
<b>Total: 1999</b>		

**Tabela 1.** Estratégias de pesquisa

### Seleção de Artigos:

A estratégia de pesquisa descrita permitiu a obtenção de 1995 artigos, que passaram pelas fases de seleção descritas. 73 artigos foram excluídos por duplicidade e 1864 após a leitura dos títulos e resumos. Os restantes 58 artigos potencialmente relevantes foram então avaliados. Dessa avaliação, 39 artigos foram excluídos após a leitura total dos mesmos, pois não forneciam dados relevantes para este estudo. Foram também incluídos 4 artigos encontrados em pesquisa manual, considerados relevantes. Foram assim selecionados 23 artigos e analisados no presente trabalho.

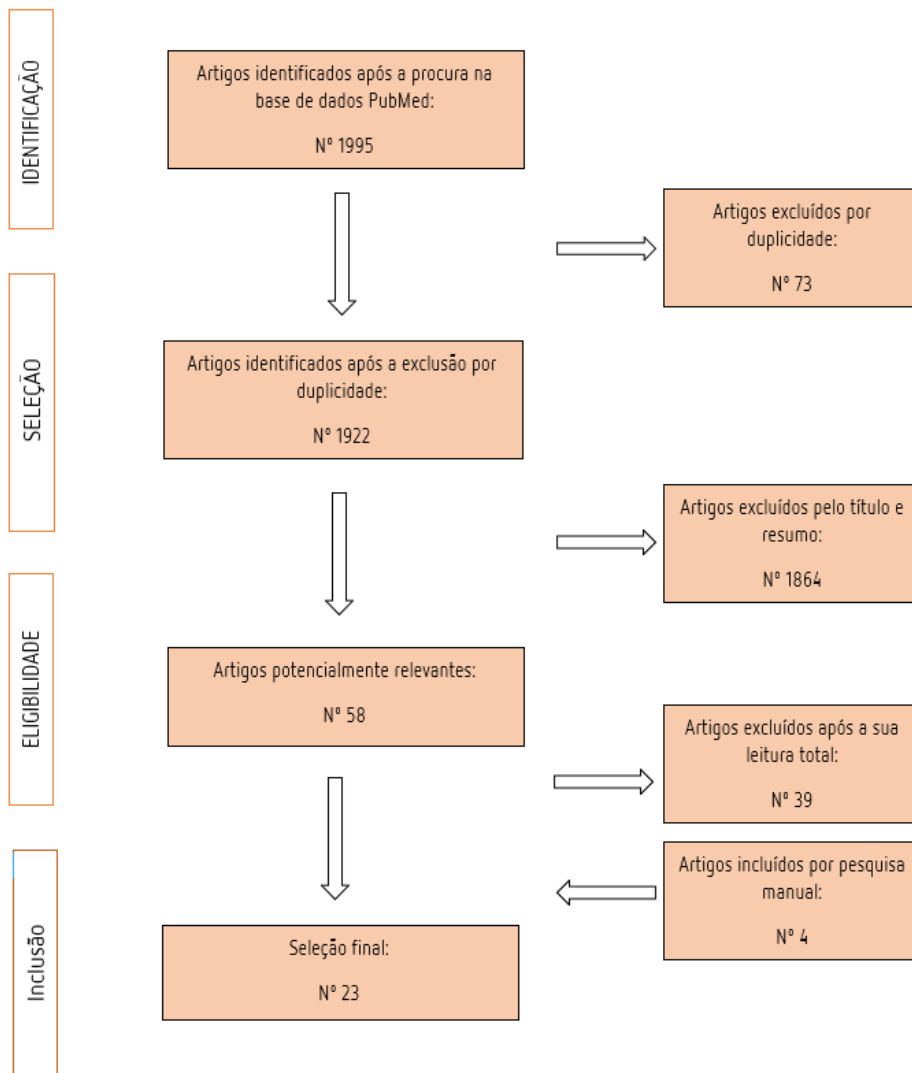


Figura 1. Fluxograma

## 4. Resultados

Autor e ano	Artigo	Objetivo	Parâmetros do CBCT	Resultados
R Pauwels 2015	<b>Technical aspects of dental CBCT: state of the art</b>	Fornecer uma visão geral dos aspetos técnicos da imagem do CBCT.	A maioria dos sistemas CBCT tem vários tamanhos de campo de visão (FOV) predefinidos, portanto, um colimador terá várias aberturas predefinidas de acordo com os tamanhos do FOV. Por outro lado, algumas máquinas CBCT têm uma colimação livremente ajustável ao longo da direção, permitindo FOVs de qualquer altura. Várias centenas de projeções 2D são adquiridas pelo detetor. Essas projeções podem então ser reconstruídas numa representação tridimensional (3D) do objeto digitalizado.	Vários aspetos da qualidade da imagem podem melhorar, o que pode ampliar o uso do CBCT. Por outro lado, a dose de radiação para aplicações existentes pode reduzir gradualmente ao longo do tempo. Em termos de hardware de imagem, as inovações em materiais e tecnologia de detetores podem aumentar sua velocidade e eficiência.
I Nasseh 2018	<b>Cone Beam Computed Tomography</b>	Descrever as necessidades clínicas, vantagens, desvantagens e indicações para uso do CBCT.	Como o feixe cônico irradia uma grande área de volume em vez de uma fina fatia, o CBCT não precisa girar tantas vezes quanto o TC, ele gira uma vez fornecendo todas as informações necessárias para reconstruir a região de interesse (ROI).	Os médicos que possuem e operam com o CBCT precisam de ter treino para melhores práticas e sobre como operar com o CBCT e as medidas necessárias para adquirir os melhores exames de qualidade de imagem e, ao mesmo tempo, reduzir a dose de radiação para os seus pacientes.
WC. Scarfe 2008	<b>What is Cone-Beam CT and How Does it Work?</b>	Fornecer uma visão geral da tecnologia do CBCT e uma compreensão da influência dos parâmetros técnicos na qualidade da imagem e na exposição resultante à radiação do paciente.	O CBCT proporciona um tempo de exame mais curto, incluindo a redução da falta de nitidez da imagem causada pela translação do paciente, distorção da imagem reduzida devido aos movimentos internos do paciente e maior eficiência do tubo de raios X. No entanto a sua principal desvantagem, são os FOVs maiores, sendo uma limitação na qualidade da imagem relacionada à resolução de ruído e contraste devido à deteção de grandes quantidades de radiação espalhada.  Como o CBCT adquire todas as imagens de projeção numa única rotação, o tempo de varredura é comparável à radiografia panorâmica, o que é desejável porque o artefacto devido ao movimento do paciente é reduzido. Os tempos de reconstrução variam, dependendo dos parâmetros de aquisição (tamanho do voxel, FOV, número de projeções), hardware e software usados.	A CBCT é capaz de fornecer imagens precisas com resolução submilimétrica em formatos que permitem a visualização 3D da complexidade da região maxilofacial. Todas as gerações atuais de sistemas CBCT fornecem imagens diagnósticas úteis.
E Venkatesh 2017	<b>Cone beam computed tomography: Basics and applications in dentistry</b>	O objetivo desta revisão é fornecer uma visão geral da tecnologia do CBCT, e os seus conceitos básicos, tal como as suas vantagens, desvantagens e aplicações em odontologia com poucas ilustrações.	A varredura única captura imagens 2D, semelhantes às imagens cefalométricas laterais, cada uma com deslocamento marginal reduzindo ainda mais a dose de raios x absorvida de 6 a 15 vezes menos em comparação com a TC. O tempo de varredura do equipamento CBCT varia de aproximadamente 5 a 40 segundos.	O CBCT ultrapassou o obstáculo da imagem 2D, oferecendo aos profissionais imagens de alta qualidade, resolução submilimétrica, com curto tempo de varredura e baixa dose de radiação. Uma vez que este equipamento se tornou o acompanhamento do dentista, a dependência de estimativas baseadas na prática será substituída, beneficiando tanto o paciente quanto o dentista.
WC Scarfe 2012	<b>Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation</b>	Esta comunicação visa fornecer: uma visão geral dos princípios fundamentais da tecnologia do CBCT maxilofacial; uma compreensão do equipamento 'específico da tarefa', seleção de imagens e modos de exibição de imagens; e uma metodologia sistemática para interpretação de sequenciamento de imagens de CBCT.	A imagem do CBCT é realizada usando uma plataforma rotativa ou pórtico ao qual uma fonte de raios X e um detetor são fixados. Uma fonte divergente de radiação ionizante em forma piramidal ou cônica é direcionada para o ROI e a radiação atenuada transmitida é projetada no detetor no lado oposto. Os dados brutos nativos da aquisição CBCT são uma série de aproximadamente 100 a mais de 600	O CBCT, sem dúvida, afetará os padrões de atendimento esperados, e isso tem implicações no aumento da responsabilidade do profissional tanto no desempenho, visualização ideal e interpretação de conjuntos de dados volumétricos.

			quadros de projeção 2-D individuais (imagens de base), cada um com mais de um milhão de pixels com 12 a 16 bits de dados atribuídos a cada pixel. Esses dados são então processados para criar um conjunto de dados volumétricos compostos por elementos de volume cúbicos (voxels) por sequência de algoritmos de software num processo chamado reconstrução.	
N Drage 2018	<b>Cone beam Computed tomography (Cbct) in general dental practice</b>	Este artigo fornece uma visão geral do CBCT e resume as orientações mais recentes sobre critérios de seleção relevantes para o clínico geral.	Para a maioria das situações na prática geral, um FOV pequeno é adequado e deve sempre ser selecionado se responder à questão clínica. Além de escolher um FOV pequeno, a redução da dose também pode ser obtida ajustando os fatores de exposição, alterando o arco de rotação e alterando o tamanho do voxel. Voxels em CBCT são isotrópicos e variam entre 0,076mm <sup>3</sup> e 0,55mm <sup>3</sup> no tamanho. Se um tamanho de voxel menor for selecionado, uma varredura de resolução mais alta será possível.	O CBCT é uma modalidade de imagem útil que pode ser usada para fornecer informações 3D sobre os dentes e os maxilares. Além disso, os parâmetros de imagem selecionados devem ser otimizados para garantir que a dose de radiação para o paciente seja mantida o mais baixa possível.
Mohan Kumar 2015	<b>Cone Beam Computed Tomography - Know its Secrets</b>	Este artigo descreve a técnica básica, e as diferenças entre o CBCT e a TC e as principais aplicações clínicas do CBCT.	As imagens de projeção única, conhecidas como imagens de "base", são adquiridas em determinados intervalos de graus, que são semelhantes às imagens radiográficas cefalométricas laterais, cada uma ligeiramente deslocada uma da outra.  A série dessas imagens de projeção de base é chamada de dados de projeção, nos quais programas de software que incorporam algoritmos sofisticados são aplicados para gerar um conjunto de dados volumétricos 3D, que pode ser usado para fornecer imagens de reconstrução primária em todos os três planos ortogonais.	A tecnologia CBCT está cada vez mais acessível na prática odontológica expandindo enormemente os campos do diagnóstico e as possibilidades de tratamento para os pacientes. No entanto, o CBCT só deve ser usado cuidadosamente, especialmente na exposição do paciente, onde as técnicas convencionais de imagem 2D não são suficientes.
K Abramovitch 2014	<b>Basic principles of cone beam computed tomography</b>		O tamanho do volume do objeto digitalizado é chamado de campo de visão, comumente abreviado como FOV. O tamanho do FOV afetou significativamente a evolução do scanner CBCT. As primeiras unidades de CBCT eram restritas a um FOV de tamanho único que era grande ou pequeno, o que limitava a utilidade do scanner.	A CBCT é agora uma ferramenta de diagnóstico bem aceita para o atendimento de pacientes odontológicos. A capacidade dos fabricantes de CBCT de usar vários aspectos da tecnologia de imagem de maneira econômica, eficiente e prática significa que agora existem inúmeras aplicações do CBCT que são úteis em várias disciplinas odontológicas.
Y. Hao 2014	<b>Assessments of jaw bone density at implant sites using 3D cone-beam computed tomography</b>	Avaliar a densidade óssea nos sítios dos implantes dentários usando o CBCT e o software Simplant, e estabelecer intervalos quantitativos para cada classificação de qualidade óssea de acordo com a classificação proposta por Lekholm e Zarb.	Neste estudo, as diferenças nas densidades ósseas das 4 regiões da boca foram significativas, com a mandíbula anterior apresentando maior valor médio de densidade óssea, seguida pela maxila anterior, mandíbula posterior e maxila posterior.	A relação entre valor de densidade e qualidade óssea foi estudada por meio do PLAN-MECA ProMax 3D CBCT. Uma escala de densidade também pode ajudar os médicos a evitar a colocação de implantes nas qualidades mais pobres do osso, onde a falha é mais provável. A mandíbula anterior tem a densidade óssea média mais alta e a maxila posterior a densidade óssea média mais baixa. Propõe-se, portanto, uma classificação objetiva que confirme a importância da avaliação do tecido ósseo local específico antes da instalação do implante.
R Pauwels 2015	<b>CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable?</b>	O objetivo deste manuscrito é investigar, por meio de uma revisão crítica, a aplicabilidade das unidades Hounsfield em medições de densidade derivadas do CBCT.	A falta de padronização dos GV é um grande problema para a maioria dos dispositivos do CBCT, mas considerando o fato de que uma estrutura óssea vascularizada saudável pode ser clinicamente mais relevante, os limites da unidade Hounsfield para tratamento com implantes podem ser facilmente superados.	Embora possa haver um uso limitado de GVs quantitativos em CBCT em alguns casos, geralmente deve ser evitado devido à sua falta de confiabilidade. O uso de técnicas avançadas de correção de GV, podem aumentar o potencial de aplicação de GVs derivados do CBCT.
Michele Cassetta	<b>How accurate is CBCT in measuring bone</b>	Avaliar se há uma diferença estatisticamente significativa	A avaliação da densidade óssea antes da inserção do implante pode ser de	Este estudo demonstrou que a utilização de um CBCT para avaliar a densidade

2013	<b>density? A comparative CBCT-CT in vitro</b>	entre as medidas dos valores da densidade óssea, definidos como valores de densidade de cinza, obtidos através do CBCT (VV) ou da TC (HU) no planeamento de implantes para determinar se existe uma correlação entre os diferentes valores de densidade de cinza medidos através de um CBCT (VV) e através de um TC (HU).	importância crítica, especialmente quando vários implantes são planeados. No CBCT, a precisão dimensional também é comparável à TC, mas ao contrário da TC, os valores de densidade de cinza das imagens (VV) não são absolutos.	óssea nos locais dos implantes pode ser útil devido à sua menor dose de radiação e menor custo; entretanto, o cirurgião precisa estar ciente de que os GVs não são valores absolutos. No entanto, existe uma correlação linear entre os valores de densidade de cinza da CBCT e da TC, o que permite ao cirurgião converter os valores de densidade de cinza da CBCT (VV) em valores absolutos (uma vez estabelecida a taxa de conversão correta) e, assim, garantir um resultado mais bem-sucedido.
L Sennerby 2013	<b>Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability</b>	O objetivo deste estudo foi validar um novo scanner CBCT in vitro em relação ao BDE em exames pré-operatórios e analisar a correlação in vivo dos resultados do exame CBCT com as medidas primárias de estabilidade do implante.	A maioria dos scanners CBCT ainda não suporta o uso de HU, pois alguns fatores intrínsecos dessa tecnologia afetam negativamente a precisão e a reprodutibilidade dos números. Por exemplo, uma das fontes mais importantes de imprecisões é a varredura volumétrica típica do sistema CBCT, que resulta numa grande quantidade de dispersão de radiação; A dispersão aumenta a amplitude do ruído sobre a fatia reconstruída e pode reduzir a uniformidade espacial dos números.	Conclui-se que as medidas de densidade óssea em HU ao redor dos locais dos implantes em reconstruções 3D de TCFC pré cirúrgicas correlacionam-se bem com os valores de ISQ, IT médio e IT de pico obtidos na cirurgia de implante. O estudo sugere que as medidas de HU podem ser usadas para prever a estabilidade do implante em reconstruções 3D e que esse recurso pode ser integrado ao software no planeamento de terapia.
Do-Gyoon Kim 2014	<b>Can Dental Cone Beam Computed Tomography Assess Bone Mineral Density?</b>	Os objetivos desta revisão é discutir porquê que a avaliação da distribuição da DMO é importante e se o CBCT pode ser usado como uma potencial ferramenta para medir a DMO.	Embora os erros locais possam ser detetados visualmente, existem algumas complicações sistemáticas a serem consideradas para a medição da densidade mineral óssea no CBCT. O espectro mais debatido é que os valores de HU dos pacientes não são consistentes entre diferentes sistemas de TC e entre os diferentes tempos scaneados mesmo usando o mesmo sistema de TC. Essas discrepâncias podem surgir do processo não uniforme de dimensionamento dos valores de HU durante a reconstrução.  Muitos estudos descobriram que fortes correlações positivas dos valores de cinza da imagem CBCT com densidade conhecida de materiais de referência e valores de cinza obtidos da TC clínica convencional.	A distribuição da densidade óssea no tecido ósseo reflete o resultado da atividade biológica, que é alterada devido a complicações ósseas. A maioria dos artefatos locais podem ser corrigidos melhorando o algoritmo de reconstrução da imagem do CBCT e métodos corretivos alternativos podem ser aplicados. No entanto, os erros de processamento de imagem durante a conversão dos valores do coeficiente de atenuação para os HUs e valores de cinza devem ser abordados com precisão para comparar a densidade óssea nas imagens do CBCT digitalizadas em diferentes condições.
F Salimov 2013	<b>Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: A clinical study</b>	O objetivo deste estudo foi explorar a eficácia do valor da densidade óssea derivado da tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT), avaliando a sua correlação com os parâmetros de estabilidade do implante, incluindo o valor do torque de inserção (ITV) e a análise da radiofrequência em relação a diferentes variáveis clínicas, incluindo localização, sexo, idade, qualidade óssea e diâmetro do implante.	Os resultados do presente estudo mostraram uma correlação significativa entre o valor da densidade derivado do CBCT e o índice de Lekholm e Zarb. A diferença no valor médio da densidade óssea entre os sexos pode estar associada a peculiaridades hormonais no sexo feminino e, geralmente, maior massa óssea no sexo masculino.	A avaliação da densidade óssea através do CBCT é um método eficiente e significativamente correlacionado com os parâmetros de estabilidade do implante e do índice de Lekholm e Zarb. Assim, é possível prever a estabilidade inicial do implante e a possibilidade de carga imediata ou precoce usando varreduras de CBCT antes da colocação do implante.
MA Al-Attas, 2019	<b>Radiographic evaluation of bone density in dentulous and edentulous patients in Riyadh, KSA</b>	O objetivo do estudo é verificar a densidade óssea alveolar quantitativa em pacientes edêntulos totais e parciais, masculinos e femininos, na população de Riad na Arábia Saudita.	Na região do osso esponjoso, a densidade foi maior nas regiões dos incisivos e caninos em comparação com as regiões dos pré-molares e molares. Estando assim de acordo com a análise de von Wowern de que o osso trabecular é mais denso e grosso na região dos incisivos. Vários métodos têm sido utilizados para estudar a densidade óssea, sendo que o CBCT continua a ser amplamente utilizado devido aos benefícios de qualidade de imagem superior. Além disso, o CBCT pode gerar um voxel tão pequeno quanto 0,125 mm de dimensão contribuindo para uma melhor resolução das imagens.	Em conclusão, o edentulismo é um fenômeno amplamente prevalente com o aumento da idade e pode revelar-se uma incapacidade social, resulta em limitações funcionais e pode afetar negativamente a qualidade de vida geral. A reabilitação destes pacientes com implantes dentários surgiu como uma opção terapêutica popular que requer um planeamento meticuloso. A avaliação da densidade óssea é um passo importante neste planeamento e este estudo teve como objetivo fornecer informações sobre os padrões de densidade óssea na população de Riad, Arábia Saudita.

M Campos 2014	<b>Bone mineral density in cone beam computed tomography: Only a few shades of gray</b>	Este estudo tem como objetivo fornecer uma revisão da literatura sobre a confiabilidade do CBCT para determinar a densidade óssea.	A densidade óssea é descrita em unidades Hounsfield (HU) e representa a densidade relativa de um tecido corporal de acordo com uma escala de níveis de cinza calibrada com base nos valores de HU do ar (-1000 HU), água (0 HU) e osso denso (+1000 HU). Os valores de HU estão diretamente relacionados ao coeficiente de absorção de massa de diferentes tecidos e, apesar de alguma variação, esses valores podem ser usados para a determinação da densidade dos tecidos com alto grau de precisão.  De acordo com Pauwels, alguns aparelhos de CBCT com protocolos específicos de exposição geram valores de cinza estáveis que podem estar relacionados com HU e densidade. No entanto, assim como na TC, a determinação dos valores de cinza é específica do scanner, dependendo da calibração dos dispositivos.	De acordo com os estudos disponíveis até o momento, pode-se concluir que o CBCT não deve ser considerado o exame de escolha para a determinação da densidade óssea, principalmente quando os valores obtidos são comparados com os valores padrão predeterminados. As comparações entre estruturas simetricamente posicionadas dentro do FOV e em relação à exomasa do objeto, como nos lados direito e esquerdo do crânio, parecem ser viáveis porque os efeitos sobre os valores de cinza nas regiões de interesse são os mesmos.
I Carvalho 2012	<b>Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography</b>	O objetivo deste estudo foi avaliar a validade do valor da densidade óssea de potenciais locais de implante em HU obtidos por um aparelho específico de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT).	Quando comparamos os resultados deste estudo com a classificação de Misch, observamos que os valores da densidade obtidos pela TC (313,3 HU) foram classificados como D3 (150 – 350 HU), enquanto os valores obtidos pelo CBCT (418,06 HU) foram classificados como D4 (350 – 850 HU). Portanto, o aumento do valor produziu resultados diferentes. A qualidade das classificações D2 e D3 é melhor que a de D4, o que demanda atenção durante a cirurgia.	O valor da densidade óssea em HU nas imagens do CBCT obtidas pelo aparelho estudado não é confiável, pois foi superior ao obtido nas imagens da TC. Melhorias na técnica do CBCT e o desenvolvimento de novos softwares que permitem correção uniforme nas imagens de CBCT podem contribuir para reduzir as diferenças entre os scanners, de modo que as imagens de CBCT possam tornar-se uma ferramenta confiável para avaliação da densidade óssea.
C Köseoğlu 2021	<b>Gray value measurement for the evaluation of local alveolar bone density around impacted maxillary canine teeth using cone beam computed tomography</b>	Investigar se existe alguma relação entre a densidade óssea alveolar local e a impação dos caninos superiores usando valores de cinza da tomografia computadorizada de feixe cônico.	Descobriu-se que os GVs dos dentes impactados foram significativamente maiores do que os GVs dos dentes não impactados no tamanho de FOV de 40x40 mm. Em grandes FOVs, como 100x50 mm, a variabilidade nos GVs aumenta devido ao exomasa e às mudanças no posicionamento do paciente. Vários estudos têm demonstrado uma alta correlação entre GV e HU, o que sugere que o CBCT pode ser usado para avaliar a densidade óssea.  Y.Hao avaliou a densidade óssea nos sítios dos implantes dentários usando o CBCT e estabeleceu intervalos quantitativos para cada classificação de qualidade óssea de acordo com a classificação de Lekholm e Zarb.	No presente estudo, mostrou-se que o osso trabecular ao redor dos caninos maxilares impactados era mais denso do que os não impactados no tamanho de FOV de 40x40 mm. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa encontrada entre os GVs dos dentes caninos impactados e não impactados noutros tamanhos de FOV (60x60 mm e 100x50 mm). De acordo com nossos resultados, recomendamos o uso do menor tamanho de FOV, e apoiamos a ideia de que a densidade óssea aumentada no local pode influenciar na impação.
V Arisan 2012	<b>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</b>	Avaliar a relação dos valores de densidade de cinza baseados em tomografia computadorizada (TC) multi-slice convencional e TC de feixe cônico (TCFC) e os parâmetros primários de estabilidade de implantes que foram colocados por guias cirúrgicos.	A inconsistência dos valores de densidade de cinza baseados em CBCT representa uma preocupação significativa. Os valores de densidade de cinza medidos no grupo CBCT (VV) foram geralmente maiores do que os medidos no grupo CT (HU). A razão desse fenômeno foi atribuída a vários fatores técnicos, como endurecimento do feixe de raios X, radiação espalhada.	A CBCT produziu valores de densidade de cinza mais altos do que a TC. Os resultados do presente estudo demonstram relações significativas entre os parâmetros primários de estabilidade do implante e os valores de densidade de cinza obtidos não apenas pela TC de 64 cortes, mas também pelo CBCT.
T Chugh 2013	<b>Bone density and its importance in orthodontics</b>	O objetivo desta revisão é discutir vários métodos de classificação propostos para determinar a densidade óssea em determinada área e a sua importância no campo da ortodontia.	Em 1985 Lekholm e Zarb Tipo 1: Osso compacto homogêneo Tipo 2: Camada espessa de osso compacto que envolve um núcleo de osso trabecular denso Tipo 3: Camada fina de osso cortical que envolve um osso trabecular denso de resistência favorável Tipo 4: Camada fina de osso cortical	O conhecimento dos locais com baixa densidade óssea antes da colocação de implantes permite ao clínico utilizar implantes mais longos nestas áreas para melhorar a retenção. Em áreas de baixa densidade óssea, é necessário aumentar o ancoradouro de acordo com os requisitos. O carregamento imediato de mini-

			<p>que rodeia um núcleo de osso trabecular de baixa densidade.</p> <p>Misch em 1988:  D1: É um osso cortical denso que se localiza principalmente na mandíbula anterior e na região palatina média;  D2: É um osso cortical poroso denso e espesso na crista óssea e trabecular grosso no interior do osso localizando-se principalmente na maxila anterior, na região palatina média e na mandíbula posterior.  D3: A crista óssea apresenta um osso cortical poroso mais fino e o interior é composto por um osso trabecular fino, sendo que este tipo de osso está mais presente na maxila posterior e na mandíbula  D4: É um osso localizado principalmente na região da tuberosidade sendo composto quase na sua totalidade por osso trabecular fino</p>	<p>implantes é possível devido à maior densidade óssea em todas as áreas do osso cortical.</p>
M Ahmad 2012	<b>Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery</b>	<p>Este artigo discute as vantagens e limitações das imagens do CBCT no diagnóstico e planeamento cirúrgico de procedimentos dento-alveolares, quistos odontogênicos, tumores benignos e malignos, alterações inflamatórias, cirurgia ortognática, trauma maxilofacial, distúrbios sinusais e doenças sistêmicas e ósseas.</p>	<p>Para identificar reações ósseas periosteais, os cirurgiões bucomaxilofaciais tradicionalmente usavam radiografias oclusais. No entanto, os fatores de exposição incorretos ou angulação podem limitar a utilidade de uma radiografia oclusal para demonstrar uma fina camada óssea periosteal. Com as imagens do CBCT, onde cortes multiplanares são fáceis de ajustar, as camadas finas dos ossos periosteais são mais bem visualizadas em comparação com radiografias oclusais.</p>	<p>O benefício desta modalidade de imagem pode ser mais bem aproveitado ao perceber as suas capacidades e limitações. O CBCT é a uma ótima ferramenta para diagnosticar as doenças das estruturas ósseas.</p>
T Kiljunen 2015	<b>Dental cone beam CT: A review</b>	<p>Neste artigo de revisão, é realizada uma comparação de equipamentos técnicos com base nos dados do fabricante, incluindo espectros de raios-X específicos do scanner, e descreve-se problemas relacionados à reconstrução e qualidade da imagem do CBCT, além de abordar questões de dose de radiação, dosimetria e otimização.</p>	<p>A resolução espacial é essencial para imagens CBCT odontológicas, onde a representação de detalhes finos é crucial para um diagnóstico confiável, por exemplo, para aplicações periodontais onde o gap do ligamento periodontal se apresenta na faixa de 0,1 mm.  O tamanho do voxel está relacionado à resolução espacial, e quanto menor for, maior a resolução espacial. Podendo assim influenciar o desempenho do diagnóstico.</p>	<p>Quando a qualidade da imagem puder ser melhorada por vários desenvolvimentos na tecnologia de aquisição de imagem, pós processamento de imagem e métodos de reconstrução, o CBCT provavelmente ganhará cada vez mais popularidade em aplicações odontológicas, mas também em outros campos da imagem médica, por exemplo, em intervenções e imagens intraoperatórias.</p>

**Tabela 2.** Tabela dos Resultados



## 5. Discussão

### História do CBCT

Em 1972 o britânico Geoffrey Hounsfield, introduziu a varredura axial transversal computadorizada que levou à introdução da Tomografia Computadorizada (TC). No entanto, o elevado custo, o acesso limitado e a alta exposição à radiação foram as principais desvantagens na utilização da TC na odontologia. No final da década de 1990, Arai no Japão e Mozzo na Itália, trabalhando de forma independente, introduziram a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (CBCT) para aplicações orais e maxilofaciais e, como a TC, ofereceu a exploração 3D com imagens mais precisas em comparação com as imagens 2D. Em 1997, eles criaram um dispositivo de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico limitado a protótipo (CBCT) para uso odontológico que foi apelidado de Ortho-CT. (1)

A transferência da tecnologia do CBCT para a odontologia ocorreu pela primeira vez em 1995. Os coinventores italianos Attilio Tacconi e Piero Mozzo em 1995 desenvolveram uma unidade de CBCT para a região maxilofacial que foi projetado e produzido pela QR Inc. de Verona. Esta unidade, a NewTom DVT 9000 tornou-se a primeira unidade na Europa em 1999. (5) O NewTom QR 9000 foi projetado especificamente para obter imagens da região maxilofacial numa única varredura onde, a fonte de raios X e um sensor alternativo de raios X giram em torno da cabeça do paciente e adquirem 360 imagens (uma imagem por cada grau de rotação) sendo necessário 17 segundos de tempo de exposição acumulado. (9)



**Figura 2.** Geoffrey Hounsfield

//(Copyright: 2004 Getty Images)

## O CBCT

O CBCT (Cone Beam Computed Tomography) ou Tomografia Computorizada de Feixe Cônico é uma técnica de imagem radiográfica que permite imagens tridimensionais (3D) de estruturas de tecidos duros com mínimas distorções, onde o tubo de raio-x (que usa um feixe em forma de cone) e um detetor de tela plana, giram 360 graus ao redor do paciente, cobrindo o volume anatômico definido, obtendo várias centenas de projeções 2D. (1)



**Figura 3.** Aparelho de CBCT

//(Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed) tomography. Vol. 58, Dental Clinics of North America. W.B. Saunders; 2014. p. 463–84.

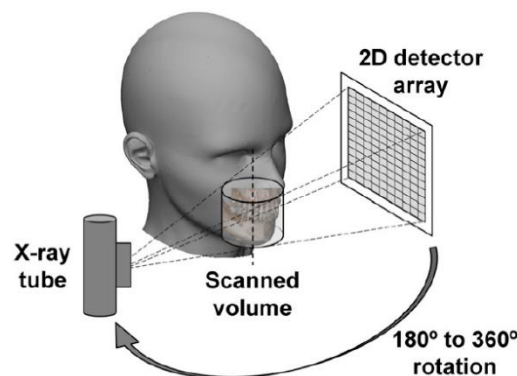
## Princípios básicos e fundamentos do CBCT

O CBCT utiliza um scanner de imagem extra-oral, projetado especificamente para as imagens da cabeça e pescoço que produz imagens 3D do esqueleto maxilofacial. Trata-se de uma unidade que pode ser comparável em tamanho com uma máquina radiográfica panorâmica convencional, onde o paciente é imobilizado usando um bloco de mordida/descanso de queixo e apoios de cabeça para reduzir o seu movimento. (10)

No que concerne, á técnica do CBCT esta é realizada usando uma plataforma rotativa composta por uma fonte de raio-x e um detetor/recetor, que giram de forma sincronizada 360 graus á volta da cabeça do paciente. Esta fonte de radiação em forma de cone é direcionada para a região de interesse (ROI) e a radiação transmitida é projetada para um detetor que está localizado no lado oposto do raio-x. (5)

Como o feixe do raio-x é cônico este irradia uma grande área de volume em vez de uma fina fatia, assim sendo, a máquina não precisa de rodar tantas vezes quanto a TC, girando apenas uma vez de forma sincronizada á volta do paciente, fornecendo assim todas as informações necessárias para reconstruir a região de interesse (ROI). (9)

No que diz respeito, ao tempo de varredura do equipamento CBCT este varia aproximadamente de 10 a 40 segundos dependendo dos fabricantes do equipamento. (1)



**Figura 4.** Princípio básico do CBCT

//(Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: State of the art. Vol. 44, Dentomaxillofacial Radiology. British Institute of Radiology; 2015.)

Durante a rotação, são adquiridas centenas de imagens de projeção 2D cobertas pelo detector ou pelo campo de visão (FOV). (5)

Como esta varredura única obtém imagens semelhantes a imagens cefalométricas laterais, cada uma com compensações marginais, vai fazer com que a dose de raios x absorvida seja de 6 a 15 vezes menos em comparação com a TC. (1)

As imagens de projeção única, conhecidas como imagens de "base", são adquiridas em determinados intervalos de graus, que são semelhantes às imagens radiográficas cefalométricas laterais, cada uma ligeiramente deslocada uma da outra. O conjunto dessas imagens de projeção de base é denominado de dados de projeção, nos quais os programas de software que incorporam algoritmos sofisticados (sendo o mais utilizado o algoritmo FDK) são aplicados para gerar um conjunto de dados volumétricos 3D, que podem ser usados para fornecer imagens de reconstrução primária em todos os três planos ortogonais (axial, sagital e coronal). (4)

Uma vez adquiridas as imagens de projeção base, os dados devem ser processados para criar um conjunto de dados volumétricos. Este processo é denominado de fase reconstrução. O número de imagens de projeção individuais pode ser de 100 a mais de 600, cada uma com mais de um milhão de pixels, com 12 a 16 bits de dados atribuídos a cada pixel, esses dados são então processados para criar um conjunto de dados volumétricos compostos por elementos de volume cúbicos (voxels). (5)

A reconstrução dos dados é, portanto, computacionalmente complexa. Para facilitar o manuseio dos dados, estes são geralmente adquiridos por um computador (computador de aquisição) e transferidos por meio de uma conexão Ethernet para um computador de processamento (estação de trabalho). Em contraste com a TC, a reconstrução dos dados de feixe cônico é realizada por um computador pessoal em vez de plataformas de estação de trabalho. Os tempos de reconstrução variam dependendo dos parâmetros de aquisição (tamanho do voxel, FOV, número de projeções), hardware e software (algoritmos de reconstrução) usados. A reconstrução deve ser realizada num tempo aceitável (menos de 3 minutos) para facilitar o fluxo de pacientes. (2)

No que concerne á técnica de reconstrução a mais utilizada em CBCT utiliza retroprojeção filtrada 3D (FBP) através do algoritmo Feldkamp–Davis–Kress (FDK) devido à sua simplicidade e rapidez de reconstrução. A filtragem aplicada no FBP pode ser ajustada para controlar o nível de nitidez dos dados de imagem resultantes. No entanto, a imagem mais nítida também acentua o ruído. (11)

Relativamente á exibição da imagem, devido ao uso das ferramentas window/level e do zooming nas imagens do CBCT, os requisitos do monitor para a exibição das imagens obtidas pelo CBCT são relativamente baixos. O principal critério é o tamanho e a resolução do monitor, este critério é muito importante pois as imagens devem ser exibidas na sua resolução nativa (ou seja, numa proporção de 1:1 entre o pixel da exibição e o pixel da imagem) para que a nitidez da imagem seja a ideal. A taxa de contraste e a luminosidade devem também estar num nível aceitável, mas são de importância secundária em comparação com a resolução do monitor. (3)

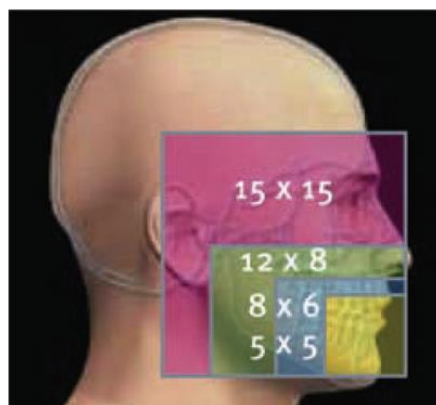
## FOV e Voxel

Um dos principais parâmetros a ser selecionado antes de realizar a varredura é o tamanho do campo de visão (FOV). (10)

O tamanho do FOV afetou significativamente a evolução do CBCT. As primeiras unidades de CBCT eram restritas a um FOV de tamanho único que era grande ou pequeno, o que limitava a utilidade do mesmo. A regra geral era quanto maior o FOV, maior o custo do scanner. (12)

As dimensões do FOV dependem principalmente do tamanho e da forma do detetor, da geometria da projeção do feixe e da capacidade de colimar o feixe de raio-x. A forma do volume de varredura pode ser cilíndrica ou esférica. A colimação do feixe primário dos raios x limita a exposição à radiação ionizante na região de interesse, essa limitação garante que um FOV ideal possa ser selecionado para cada paciente com base no tipo de doença e no tipo de região a ser scaneada. (2)

Em geral, as máquinas de CBCT podem ser classificadas em pequeno, médio e grande volume com base no tamanho do seu FOV. As máquinas de CBCT de pequeno volume, obtêm imagens de 2 a 4 dentes de uma mandíbula (maxila ou mandíbula) e são adequadas para uma avaliação periapical tridimensional (3D) dos dentes selecionados, para a visualização do osso alveolar e do osso basal maxilar ou mandibular oferecendo uma maior resolução de imagem. (12) Já as máquinas de CBCT de médio volume são usadas para scanear ambos os maxilares, enquanto que as máquinas de grandes volumes permitem a visualização de toda a cabeça e coluna cervical, sendo comumente usadas no planejamento ortodôntico e cirurgia ortognática. (9)



**Figura 5.** Diferentes dimensões do Fov

//(Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed tomography. Vol. 58, Dental Clinics of North America. W.B. Saunders; 2014. p. 463–84.)

Para a maioria das situações na prática geral, um FOV pequeno é adequado e deve sempre ser selecionado se responder à questão clínica. (10)

A seleção do FOV é importante para restringir o FOV ao ROI, para minimizar a exposição de radiação a que o paciente está sujeito a seleção do equipamento e em particular o tamanho máximo do FOV, deve ser direcionada para o tipo de diagnóstico pretendido. Algumas máquinas de CBCT são capazes de obter imagens de alta resolução sendo essenciais para tarefas que exigem discernimento de estruturas de detalhes finos, como a avaliação da espessura do ligamento periodontal, reabsorção radicular e fratura radicular. (5)

A diferença entre pixel e voxel é que o pixel é o menor ponto bidimensional de uma imagem, enquanto voxel é o menor ponto tridimensional de uma imagem digital. O CBCT é composto por milhões de elementos de volume individuais ou voxels. (10) Os voxels no CBCT são isotrópicos e variam no tamanho entre 0,076mm e 0,55mm. (2,10) Atualmente, os sistemas de CBCT oferecem a possibilidade de escolher o tamanho do voxel usado de acordo com a tarefa que o clínico pretende, o menor tamanho de voxel disponível hoje em dia é de 75  $\mu$ m e o maior é de 600  $\mu$ m. O tamanho do voxel está relacionado à resolução espacial, e quanto menor for, maior a resolução espacial. Podendo assim influenciar o desempenho do diagnóstico. (11)

No que diz respeito à resolução espacial, ou nitidez, esta refere-se à capacidade de discriminar pequenas estruturas numa imagem, este tipo de resolução é determinada por muitos fatores, como por exemplo, o tamanho do ponto focal, o filtro de suavização e o tamanho do voxel.

A distância entre a fonte e o objeto (DFO) e a distância entre o objeto e o detetor (DOD) que juntamente com o tamanho do ponto focal, são fatores importantes que determinam a nitidez das imagens de projeção. A falta de nitidez nas bordas da imagem causada por esses fatores geométricos é chamada de "penumbra", que pode ser entendido como um ponto de transição da luz para a sombra. (3)

No CBCT é possível obter uma melhor resolução espacial diminuindo o tamanho do voxel. (9)

A resolução espacial é essencial nas imagens odontológicas, onde a representação de detalhes mais minuciosos é crucial para um diagnóstico confiável. (11)

No que concerne, ao contraste de uma imagem radiográfica, este é definido pela capacidade de distinguir os tecidos ou materiais de diferentes densidades. Para além disso, o contraste refere-se á diferença do valor médio do voxel entre duas regiões scaneadas. O contraste é influenciado por vários fatores como por exemplo, a faixa de deteção do detetor, os fatores de exposição e a profundidade dos bits da imagem reconstruída. (3)

A profundidade de bits é uma propriedade binária exponencial, que expressa o número total de tons de cinza que o detetor é capaz de discriminar. Um detetor de 14 bits, pode exibir 16.384 tons de cinza, sendo que a profundidade de bits das unidades CBCT comerciais varia entre 12 e 16 bits. (12)

Um outro parâmetro de aquisição importante é a exposição pulsada ou contínua. Alguns CBCT permitem que a exposição seja pulsada para garantir que não haja exposição á radiação entre as projeções, resultando assim numa grande discrepância entre o tempo de varredura (tempo entre a primeira e última projeção) e tempo de exposição (tempo cumulativo durante o qual uma exposição é feita). Por outro lado, existem máquinas que permitem apenas uma exposição contínua, para a qual o tempo total de varredura e o tempo de exposição são equivalentes.

Assim sendo os sistemas de raios x pulsados podem apresentar uma resolução espacial mais aprimorada devido ao efeito do movimento reduzido. (3)

É importante salientar também que existem máquinas de CBCT com configurações de exposição ajustáveis, assim sendo, os clínicos que usam este tipo de máquinas devem estar cientes que existem parâmetros que afetam tanto a qualidade da imagem como a dose da radiação do paciente. No que concerne a miliampere (mA), esta pode ser aumentada para compensar os aumentos no tamanho do FOV, mas é preciso ter em atenção que a dose da radiação aumenta proporcionalmente, quase numa proporção de 1:1. Relativamente ao kilovolt (kV), este tem um efeito ainda maior na dose do que a mA, sendo que a cada aumento de 5 kV há um aumento em quase de 100% na dose da radiação, se os restantes parâmetros permanecerem iguais. (5)

## Vantagens do CBCT

No que concerne às conveniências do CBCT este é consideravelmente menor e mais leve, sendo ainda aproximadamente 3 a 5 vezes mais barato do que a TC. (9)

Um dos pontos benéficos do CBCT, é produzir imagens com uma resolução de voxel isotrópica submilimétrica variando de 0,4 mm a 0,076 mm, fazendo com que este equipamento tenha uma grande precisão de imagem sendo importante para planeamentos cirúrgicos e ortognáticos. Além disso o CBCT fornece imagens de estruturas altamente contrastantes, com pouca distorção e com melhor resolução espacial, sendo assim, bastante recomendadas para a visualização de estruturas ósseas da área craniofacial. (2)

Como o CBCT adquire as imagens de projeção numa única rotação, o tempo de varredura é bastante rápido variando entre 5-40 segundos, este fator é muito importante pois reduz a probabilidade de haver artefactos relacionados com o movimento do paciente. (1,11)

Para além disso, as máquinas de CBCT apresentam a capacidade de colimar o feixe primário dos raios x para a área de interesse, reduzindo assim a irradiação. Este procedimento reduz a exposição desnecessária do paciente e minimiza a radiação espalhada o que degradaria a qualidade da imagem. (2)

Uma outra vantagem do CBCT, tem a ver com a redução da dose efetiva que varia de 29-477  $\mu\text{Sv}$  dependendo da categoria e do modelo do equipamento CBCT bem como o FOV a ser designado, sendo que com a inclinação do queixo do paciente e o uso suplementar da proteção individual (colar da tireoide) podemos reduzir esta dose em cerca de 40%. (1,2) Por outro lado, o CBCT oferece reduções de doses significativas entre 98,5% e 76,2% quando comparadas com as doses obtidas pela TC. (1)

O CBCT fornece também imagens exclusivas com recursos em 3D, ou seja, o CBCT fornece imagens inter-relacionadas em três planos ortogonais (axial, sagital e coronal), podendo assim, ser reorientadas para que as características anatómicas do paciente sejam realinhadas. O CBCT pode também oferecer ao utilizador um recurso interativo para uma avaliação dimensional em tempo real. (2)

Por outro lado, o CBCT tem a capacidade de fazer ray sum ou ray casting, sendo isto uma tecnologia capaz de fazer com que uma imagem multiplanar possa ser "engrossada" aumentando o número de voxels adjacentes incluídos na tela, criando assim uma imagem que representa um volume específico do paciente, chamada de ray sum. (2) As imagens



ray sum podem ser usadas para gerar projeções simuladas, como por exemplo imagens cefalométricas laterais. (5)

Para além disso, na maioria dos CBCT, os pacientes realizam o exame sentados, esta posição vertical, juntamente com o design aberto do CBCT, resulta na eliminação quase completa da claustrofobia e no aumento do conforto e a aceitação do paciente. Esta posição vertical ajuda também a fornecer uma imagem mais realista das posições condilares durante um exame da articulação temporomandibular (ATM). (9)

### **Limitações do CBCT**

Embora o CBCT tenha ingressado rapidamente no campo da odontologia, atualmente não está isento de inconvenientes, que podem estar relacionados à geometria da projeção "cone-beam", sensibilidade do detetor e à resolução de contraste. Por outro lado, as imagens do CBCT são afetadas por artefactos, ruído e baixo contraste de tecidos moles. (1,2)

### **Artefactos**

Um artefacto é qualquer distorção ou erro na imagem que não tem relação com o estudo prejudicando a qualidade da imagem do CBCT e limitando a visualização adequada das estruturas na região dento-alveolar. (1,2) Os artefactos podem ser classificados de acordo com a sua causa. Podem ser devido ao endurecimento do feixe do raio-x que resulta em dois tipos de artefactos: distorção de estruturas metálicas devido à absorção diferencial, conhecido como artefacto de escavação; e estrias e faixas escuras que podem aparecer entre dois objetos densos. (1,2) Na presença deste tipo de artefacto, é aconselhável reduzir o FOV para evitar scanear regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (restaurações metálicas, implantes dentários). Entretanto hoje em dia existe também, máquinas de CBCT que incluem algoritmos e técnicas de redução de artefactos no processo de reconstrução. (2)

No que concerne aos artefactos associados ao paciente estes estão relacionados com movimento do paciente provocando uma falta de nitidez na imagem reconstruída, este tipo de artefacto pode ser minimizado usando apoios de cabeça e queixo e tempos de varredura menores. (1,2)

Por outro lado, as imperfeições na detecção do scanner ou a sua inadequada calibração levam aos artefactos relacionados com o scanner que se apresentam como circulares ou em forma de anel.

No que diz respeito, aos artefactos relacionados com o feixe cónico existem 3 tipos de artefactos sendo eles: Média de volume parcial; subamostragem; e o efeito cone-beam. A média de volume parcial ocorre quando a resolução do voxel selecionado da varredura é maior que a resolução espacial ou de contraste do objeto a ser digitalizado levando a que os limites na imagem apresentem uma aparência de "degrau" ou homogeneidade dos níveis de intensidade de pixel.

A subamostragem ocorre quando poucas projeções de base são fornecidas para a reconstrução, podendo levar a erros de registo, bordas nítidas e a imagens mais ruidosas devido ao aliasing, onde estrias finas aparecem na imagem.

No que diz respeito, ao efeito cone-beam é uma potencial fonte de artefatos, especialmente nas porções mais periféricas do volume da varredura. A quantidade total de informações para as estruturas periféricas é reduzida porque os pixels detetores da fileira externa registam menos atenuação, enquanto ao mesmo tempo mais informações são gravadas para os objetos projetados nos pixels detetores mais centrais, fazendo com que haja mais distorção da imagem, artefatos de listras e maior ruído periférico. (2)

### **Ruído de Imagem**

O ruído de imagem é proporcionado devido ao grande volume irradiado durante a varredura do CBCT resultando em fortes interações com os tecidos, produzindo radiação espalhada, que por sua vez leva à atenuação não linear pelos detetores. Esta detecção adicional do raio-x é chamada de ruído e contribui para a degradação da imagem. (1,2)

### **Contraste dos tecidos moles**

As unidades do CBCT têm visivelmente menos contraste dos tecidos moles do que as máquinas da TC. Isto deve-se essencialmente a três fatores que limitam a resolução do contraste dos tecidos moles do CBCT, sendo eles, o aumento do ruído da imagem, a divergência do feixe dos raios x e vários artefatos inerentes baseados em detetores de tela plana. (1)

### CBCT vs TC vs OPG

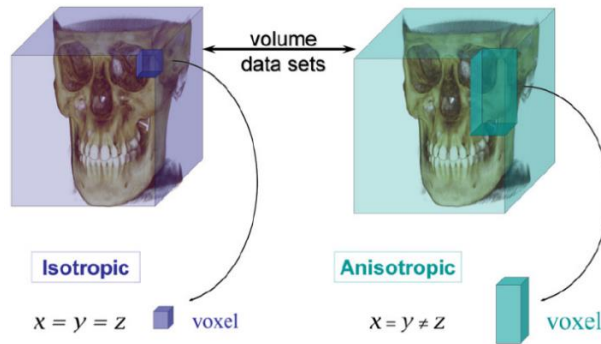
Como já referido anteriormente o CBCT é um meio auxiliar de diagnóstico radiográfico que permite obter imagens tridimensionais (3D) de estruturas de tecidos duros com mínimas distorções e com melhores resoluções. (1)

Por outro lado, a TC (Tomografia Computadorizada) é um exame na qual o seu funcionamento, usa um feixe de raio x estreitamente colimado e em forma de leque, onde o paciente fica deitado ao longo do pórtico enquanto os feixes de raios x giram em torno do paciente obtendo assim, imagens radiográficas transversais das partes internas do paciente (ossos, órgãos e outras estruturas), sendo que estas imagens apresentam um melhor contraste dos tecidos moles quando comparadas com as imagens do CBCT. (4) No entanto o uso da TC, na prática da medicina dentária tem sido limitada devido ao seu elevado custo, e às elevadas doses de radiação que esta proporciona ao paciente. (2,9) Enquanto que as doses de radiação no CBCT variam entre 29 e 477 mSv dependendo do modelo do CBCT e do FOV selecionado, as doses de radiação na TC variam entre 685 e 1410 mSv. (2,13)

Para além disso, os parâmetros do raio-X no CBCT são comparáveis aos da radiografia panorâmica sendo que, os valores dos mA variam entre 1 e 15 mA e os valores do kV rondam entre os 90 e os 120 kV, por outro lado, os valores do mA e do kV na TC são consideravelmente maiores, variando entre 120-150 mA e 220 kV, respetivamente. Sendo que quanto maiores estes valores, maior é a dose de radiação. (1)

No que concerne às dimensões do voxel na TC, estas dependem da espessura do corte das imagens, enquanto que no CBCT dependem principalmente do tamanho do pixel, sendo que quando menor for o tamanho do voxel, maior é a resolução espacial. (2)

Para além disso, a TC fornece voxels anisotrópicos (cubos irregulares, onde a maior dimensão do voxel é a espessura axial) , enquanto que no CBCT os voxels são isotrópicos, ou seja, iguais em todas as três dimensões. (1)



**Figura 6.** Comparação entre o voxel isotrópico e o voxel anisotrópico

//(Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Vol. 52, Dental Clinics of North America. 2008. p. 707–30.)

Já a radiografia panorâmica também designada como ortopantomografia, é um exame radiográfico que serve como meio auxiliar de diagnóstico, no qual se obtêm imagens do maxilar e da mandíbula, tornando assim possível visualizar ambas as arcadas dentárias, e algumas estruturas anatómicas adjacentes, nomeadamente os seios maxilares e a articulação temporomandibular (ATM). Este tipo de exame é muito utilizado na medicina dentária devido às suas baixas doses de radiação que variam entre 2,7 e 75 mSv. (13)

No entanto a OPG sofre das mesmas limitações inerentes a todas as projeções bidimensionais (2D): ampliação, distorção, sobreposição e representação incorreta de estruturas. (2)

### Densidade óssea

O conhecimento da densidade óssea em várias áreas do osso alveolar da maxila e mandíbula ajuda o clínico a compreender e associar vários eventos clínicos, bem como permite ao clínico um melhor planeamento da cirurgia, tornando assim a avaliação da densidade óssea num parâmetro fundamental no sucesso da cirurgia oral e no planeamento ortodôntico. (8)

Além disso, estudos também mostraram que existe uma relação entre a alta densidade óssea e a alta taxa de sucesso dos implantes, e existe também uma boa correlação entre a alta densidade óssea e a estabilidade primária dos implantes. (14)

O termo densidade óssea refere-se às propriedades biomecânicas do osso, que são determinadas pela quantidade total de massa óssea presente num determinado volume da estrutura óssea, medida em unidade de massa/área (em imagens bidimensionais) e massa/volume (em imagens tridimensionais).

Atualmente o CBCT está cada vez mais a substituir a TC na odontologia para a avaliação da densidade óssea, pois fornece uma melhor resolução de imagem devido ao facto do CBCT poder gerar voxels bastante pequenos. (8)

Além disso, uma menor dose de exposição á radiação, o seu baixo custo em relação à TC, o rápido tempo de varredura e o menor número de artefatos de imagem são vantagens que faz com que o CBCT seja cada vez mais utilizado em relação á TC. (14)



**Figura 7.** Determinação da densidade óssea na mandíbula anterior usando o CBCT

//(Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(4):471–8.)

A imagem 3D produzida pelo CBCT permite uma análise morfológica detalhada do osso. (15) No entanto, ainda não há um consenso sobre a precisão do CBCT para este tipo de avaliação, enquanto alguns estudos defendem o seu uso, outros defendem que o CBCT não é uma tecnologia ideal para este tipo de avaliação, pois os valores da densidade obtidos pelo CBCT são influenciados pelas características do sistema e pelo objeto digitalizado. (16)

Relativamente ao tipo de osso, existem 2 classificações importantes a saber.

Em 1985 Lekholm e Zarb classificaram o osso em quatro tipos com base na quantidade de osso cortical versus osso trabecular:

Tipo 1: Osso compacto homogéneo

Tipo 2: Camada espessa de osso compacto que envolve um núcleo de osso trabecular denso

Tipo 3: Camada fina de osso cortical que envolve um osso trabecular denso de resistência favorável

Tipo 4: Camada fina de osso cortical que rodeia um núcleo de osso trabecular de baixa densidade. (17)



**Figura 8.** Classificação do tipo de osso segundo Lekholm e Zarb

//(Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. Vol. 3, Journal of Oral Biology and Craniofacial Research. Elsevier B.V.; 2013. p. 92–7.)

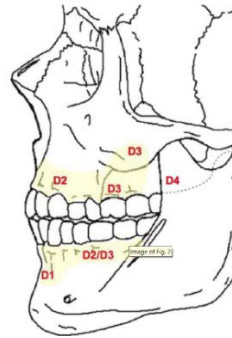
Entretanto segundo Misch em 1988 descreveu quatro densidades ósseas encontradas na maxila e mandíbula:

D1: É um osso cortical denso que se localiza principalmente na mandíbula anterior e na região palatina média;

D2: É um osso cortical poroso denso a espesso na crista óssea e trabecular grosso no interior do osso localizando-se principalmente na maxila anterior, na região palatina média e na mandíbula posterior.

D3: A crista óssea apresenta um osso cortical poroso mais fino e o interior é composto por um osso trabecular fino, sendo que este tipo de osso está mais presente na maxila posterior e na mandíbula

D4: É um osso localizado principalmente na região da tuberosidade sendo composto quase na sua totalidade por osso trabecular fino. (17)



**Figura 9.** Diferentes densidades ósseas segundo a classificação de Misch

//(Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. Vol. 3, Journal of Oral Biology and Craniofacial Research. Elsevier B.V.; 2013. p. 92–7.)

No que concerne às medidas da densidade óssea esta é descrita em unidades Hounsfield (HU) na TC e representa a densidade relativa de um tecido corporal de acordo com uma escala de níveis de cinza, calibrada com base nos valores de HU do ar (-1000 HU), água (0 HU) e do osso denso (+1000 HU). (18)

Sendo que as unidades Hounsfield são definidas como transformações lineares dos coeficientes de atenuação de raios X medidos de um material com referência à água. O uso de medidas da densidade óssea no CBCT para aplicações clínicas é uma tarefa precisa, exigindo uma alta estabilidade e uma confiabilidade dos GVs (Valores de cinza) e uma correlação consistente entre os GVs e a densidade. (19)

Os valores de cinza obtidos com o CBCT são usados de forma analógica tal como os valores de HU, para a determinação da densidade óssea e mostraram uma relação linear com os coeficientes de atenuação dos materiais, ou seja, com valores de HU obtidos pela TC. (16)

Porém no CBCT, ao contrário da TC, os valores de cinza das imagens não são absolutos. (20)

Y. Hao *et al.* num estudo onde foi usado o CBCT conseguiu avaliar diferentes densidades ósseas, das 4 regiões da boca, onde a mandíbula anterior apresentou o maior valor médio de densidade óssea ( $679,6 \pm 141,67$ ) HU, seguida pela maxila anterior ( $460,25 \pm 136,42$ ) HU, mandíbula posterior ( $394,4 \pm 128,37$ ) HU e por fim maxila posterior ( $229,62 \pm 144,48$ ) HU, sendo que estas diferenças também foram observadas por outros autores.

Para além disso Y.Hao *et al.* concluíram que, os resultados desse estudo sugerem um alto grau de concordância entre as diferentes regiões da boca e as diferentes densidades

ósseas, com forte correlação entre as quatro qualidades ósseas segundo a classificação Lekholm e Zarb. (21)

Fariz Salimov *et al.* num estudo com o objetivo de perceber a eficácia do valor da densidade óssea obtida através do CBCT, e avaliar a sua correlação com os parâmetros de estabilidade do implante, incluindo o valor do torque de inserção (ITV) e a análise de radiofrequência, concluíram que a avaliação da densidade óssea usando o CBCT é um método eficiente e significativamente correlacionado com os parâmetros de estabilidade do implante e do índice de Lekholm e Zarb e que é possível prever a estabilidade inicial do implante e a possibilidade de carga imediata ou precoce usando varreduras de CBCT antes da colocação do implante. (22)

Por outro lado, num estudo realizado por Arisam em 2012 constatou-se que os valores de densidade de cinza medidos no CBCT foram maiores do que os medidos na TC, resultados que foram também relatados de forma semelhante noutros estudos. Sendo que a razão para esse fenômeno foi atribuída a vários fatores técnicos, como por exemplo o endurecimento do feixe de raios X. (23)

Entretanto Michele Cassetta *et al.* demonstrou que é possível correlacionar os valores de cinza registados pela TC e pelo CBCT usando uma taxa de conversão entre os dois valores. Assim, para converter os valores cinza do CBCT em TC, é necessário multiplicar os valores do CBCT por 0,7 dando assim valores absolutos de GVs.

Este estudo concluiu também que a utilização do CBCT para avaliar a densidade óssea pode ser útil devido à sua menor dose de radiação e menor custo; mas o clínico deve estar ciente de que os valores cinzas não são valores absolutos. No entanto, existe uma correlação linear entre os valores de cinza do CBCT e da TC, o que permite ao clínico converter os valores cinza da CBCT em valores absolutos usando a taxa de conversão e, assim, garantir um melhor resultado. (20)



## 6. Conclusão

Com base nos objetivos descritos e nos resultados obtidos a partir da análise dos artigos, podem ser retiradas as seguintes conclusões:

O CBCT fornece imagens de estruturas altamente contrastantes, com pouca distorção e com melhor resolução espacial. Por outro lado, as imagens do CBCT são afetadas por artefactos, ruído e baixo contraste de tecidos moles.

Um dos principais parâmetros a ser selecionado antes de realizar a varredura é o tamanho do FOV e o tamanho do Voxel.

A resolução espacial é essencial nas imagens odontológicas, onde a representação de detalhes mais minuciosos é crucial para um diagnóstico confiável.

Atualmente o CBCT está cada vez mais a substituir a TC na odontologia para a avaliação da densidade óssea, pois fornece uma melhor resolução de imagem, uma menor dose de exposição à radiação, um menor custo e um tempo de varredura mais rápido.

O conhecimento da densidade óssea em várias áreas do osso alveolar ajuda o clínico a compreender e associar vários eventos clínicos observados, bem como permite ao clínico um melhor planeamento da cirurgia, tornando assim a avaliação da densidade óssea num parâmetro fundamental no sucesso da cirurgia oral.

Estudos demonstraram que é possível correlacionar os valores de cinza registados pela TC e pelo CBCT usando uma taxa de conversão entre os dois valores.

A avaliação da densidade óssea usando o CBCT é um método eficiente e significativamente correlacionado com os parâmetros de estabilidade dos implantes e com o índice de Lekholm e Zarb, sendo possível também prever a estabilidade inicial dos implantes.

## 7. Bibliografia

1. Venkatesh E, Venkatesh Elluru S. CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY: BASICS AND APPLICATIONS IN DENTISTRY. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017 Nov 17;51(0).
2. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? Vol. 52, *Dental Clinics of North America*. 2008. p. 707–30.
3. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: State of the art. Vol. 44, *Dentomaxillofacial Radiology*. British Institute of Radiology; 2015.
4. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Conflicts of Interest: None Source of Support: Nil Cone Beam Computed Tomography-Know its Secrets. Vol. 7, *Journal of International Oral Health*. 2015.
5. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: Essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*. 2012;57:46–60.
6. Ahmad M, Jenny J, Downie M. Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian Dental Journal*. 2012;57:82–94.
7. Sennerby L, Andersson P, Pagliani L, Giani C, Moretti G, Molinari M, et al. Evaluation of a Novel Cone Beam Computed Tomography Scanner for Bone Density Examinations in Preoperative 3D Reconstructions and Correlation with Primary Implant Stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2015 Oct 1;17(5):844–53.
8. Al-Attas MA, Koppolu P, Alanazi SA, Alduaji K, Parameaswari P, Swapna L, et al. Radiographic evaluation of bone density in dentulous and edentulous patients in Riyadh, KSA. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2020 Feb 1;23(2):258–65.
9. Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. Vol. 62, *Dental Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2018. p. 361–91.
10. Drage N. Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in general practice. *Prim Dent J*. 2018;7(1):26-30.
11. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. Vol. 31, *Physica Medica*. Associazione Italiana di Fisica Medica; 2015. p. 844–60.

12. Abramovitch K, Rice DD. Basic principles of cone beam computed tomography. Vol. 58, Dental Clinics of North America. W.B. Saunders; 2014. p. 463–84.
13. Schulze RKW, Drage NA. Cone-beam computed tomography and its applications in dental and maxillofacial radiology. Vol. 75, Clinical Radiology. W.B. Saunders Ltd; 2020. p. 647–57.
14. Silva I, Freitas D, Ambrosano G, Bóscolo F, Almeida S. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. Braz oral Res. Nov-Dec 2012;26(6):550-6.
15. Kim DG. Can Dental Cone Beam Computed Tomography Assess Bone Mineral Density? Journal of Bone Metabolism. 2014;21(2):117.
16. Campos MJ da S. Bone mineral density in cone beam computed tomography: Only a few shades of gray. World Journal of Radiology. 2014;6(8):607.
17. Chugh T, Jain AK, Jaiswal RK, Mehrotra P, Mehrotra R. Bone density and its importance in orthodontics. Vol. 3, Journal of Oral Biology and Craniofacial Research. Elsevier B.V.; 2013. p. 92–7.
18. Seçgin CK, Karslıoğlu H, Özemre MÖ, Orhan K. Gray value measurement for the evaluation of local alveolar bone density around impacted maxillary canine teeth using cone beam computed tomography. Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal. 2021 Sep 1;26(5):e669–75.
19. Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? Vol. 44, Dentomaxillofacial Radiology. British Institute of Radiology; 2015.
20. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2014;16(4):471–8.
21. Hao Y, Zhao W, Wang Y, Yu J, Zou D. Assessments of jaw bone density at implant sites using 3D cone-beam computed tomography. European Review for Medical and Pharmacological Sciences. 2014;18:1398-1403.
22. Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, Akoğlan M, Öztunç H, Kurtoğlu C. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: A clinical study. Clinical Oral Implants Research. 2014;25(9):1016–21.



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

23. 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. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2013;15(6):893–906.