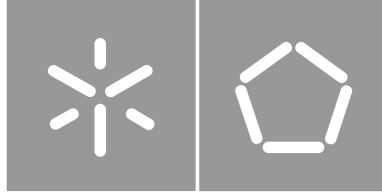




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Manuel José Ferreira Esteves

**Estudo comparativo das técnicas de
tomografia computadorizada utilizadas na
visualização e avaliação da cavidade oral**



Universidade do Minho

Escola de Engenharia

Manuel José Ferreira Esteves

**Estudo comparativo das técnicas de
tomografia computadorizada utilizadas na
visualização e avaliação da cavidade oral**

Dissertação de Mestrado

Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efetuado sob orientação do

Doutor José Artur Oliveira Rodrigues

outubro 2023

DIREITOS DE AUTOR E CONDIÇÕES DE UTILIZAÇÃO DO TRABALHO POR TERCEIROS

Este é um trabalho académico que pode ser utilizado por terceiros desde que respeitadas as regras e boas práticas internacionalmente aceites, no que concerne aos direitos de autor e direitos conexos. Assim, o presente trabalho pode ser utilizado nos termos previstos na licença abaixo indicada. Caso o utilizador necessite de permissão para poder fazer um uso do trabalho em condições não previstas no licenciamento indicado, deverá contactar o autor, através do RepositóriUM da Universidade do Minho.

Licença concedida aos utilizadores deste trabalho



Atribuição-NãoComercial-SemDerivações

CC BY-NC-ND

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar o meu mais sincero e profundo agradecimento ao Doutor José Artur Oliveira Rodrigues pela orientação fornecida nesta dissertação, pelo apoio constante, dedicação e disponibilidade ao longo deste percurso.

Um agradecimento especial ao Professor Doutor José Higinio Gomes Correia pelo apoio e disponibilidade de recursos sem os quais não seria possível efetuar esta dissertação.

Gostaria também de agradecer ao Doutor Marino Maciel pelo apoio demonstrado durante esta etapa. Agradeço à equipa da Sala de Radiologia de Braga pelo esclarecimento de dúvidas, disponibilidade de partilha de conhecimentos e de recursos, bem como pela aprendizagem prática na realização de exames de avaliação dental através da tomografia computadorizada, fundamentais para a elaboração desta dissertação.

Agradeço também ao Dr. António Carlos Costa por toda a colaboração e confiança demonstrada, pela partilha de conhecimentos, esclarecimento de dúvidas, pela aprendizagem na interpretação dos exames de avaliação dental através da tomografia computadorizada, sem os quais não seria possível realizar este estudo. Um obrigado também aos pacientes que contribuíram para a realização desta dissertação, pela cooperação e confiança depositada.

Queria agradecer à minha família por todo incentivo, por todo o apoio, esforços e empenho a fim de tornar toda esta jornada possível. O vosso contributo foi essencial.

Gostaria também de deixar uma palavra especial ao meu grupo de amigos, a vossa motivação e apoio, em especial nos momentos mais difíceis, a camaradagem, a entreaajuda desde sempre. Sobretudo, agradeço a nossa amizade.

Não poderia deixar de fazer um agradecimento em particular à Rita pela compreensão, pelo carinho e companheirismo, pelas palavras de incentivo e por ser o meu apoio em todos os momentos, foram fundamentais que tudo isto fosse possível.

Por fim, gostaria de deixar o meu profundo e sentido agradecimento a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a concretização desta dissertação.

DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Declaro ter atuado com integridade na elaboração do presente trabalho académico e confirmo que não recorri à prática de plágio nem a qualquer forma de utilização indevida ou falsificação de informações ou resultados em nenhuma das etapas conducente à sua elaboração. Mais declaro que conheço e que respeitei o Código de Conduta Ética da Universidade do Minho.

Universidade do Minho, 30/10/2023

Assinatura: Manuel José Ferreira Gomes

RESUMO

A imagiologia oral constitui uma importante ferramenta na avaliação de um paciente com problemas dentários. A Tomografia Computorizada (TC) apesar de ser considerada o pilar do diagnóstico maxilofacial, expõe os pacientes a elevadas doses de radiação. A introdução da tecnologia de Tomografia Computorizada de Feixe Cónico (TCFC) alterou a forma como a radiologia oral e maxilofacial é praticada, expondo os pacientes a uma menor dose de radiação ionizante quando comparada com a TC convencional.

O objetivo primordial desta dissertação centrou-se no estudo comparativo das técnicas de tomografia computadorizada utilizadas na visualização e avaliação da cavidade oral. A fim de alcançar este propósito estabeleceu-se uma estreita colaboração com uma clínica dentária parceira assim como uma paciente com várias patologias dentárias. Esta paciente foi utilizada como caso clínico de estudo em que a avaliação e tratamento dependeram da contribuição de técnicas de imagem médica como a TC e a TCFC. Foram utilizadas para esta investigação o equipamento de TC *Siemens SOMATOM Esprit* e o equipamento de TCFC *Carestream Dental 8100 3D*.

A definição de qualidade de imagem para a TC e a TCFC foi descrita como a capacidade de diagnóstico de estruturas importantes na imagem ou a visualização de estruturas anatómicas relevantes e a capacidade de detetar achados patológicos.

Com este estudo foi possível concluir que em termos de qualidade de imagem a TCFC produz imagens superiores às da TC, com menos exposição à radiação na radiologia dentária na região maxilofacial, especialmente para avaliação de tecidos duros.

Em suma, a TCFC apresentou de uma forma geral uma imagem com mais qualidade, com mais detalhe na visualização das estruturas ósseas, na visualização de estruturas importantes na mandíbula e maxila bem como na análise de procedimentos de restaurações e endodônticos realizados no paciente, nas patologias associadas aos seios maxilares, além de ter uma melhor sensibilidade para a deteção de lesões hipodensas e hiperdensas.

A clareza de ambas as imagens de TC e TCFC é afetada por artefactos. Os artefactos no geral são largamente limitados com as atuais unidades de TC e TCFC, contudo, não são completamente evitados.

Palavras-Chave: Imagem médica; Tomografia Computorizada; Tomografia Computorizada de Feixe Cónico; Medicina dentária.

ABSTRACT

Oral imaging is an important tool in assessing patients with dental problems. Although Computed Tomography (CT) is considered the mainstay of maxillofacial diagnosis, it exposes patients to high doses of radiation. The introduction of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) technology has changed the way oral and maxillofacial radiology is practiced, exposing patients to a lower dose of ionizing radiation when compared to conventional CT.

The main aim of this dissertation was to compare the computed tomography techniques used to visualize and assess the oral cavity. In order to achieve this, close collaboration was established with a partner dental clinic as well as a patient with various dental pathologies. This patient was used as a clinical case study in which assessment and treatment depended on the contribution of medical imaging techniques such as CT and CBCT. The *Siemens SOMATOM Esprit* CT scanner and the *Carestream Dental 8100 3D CBCT* scanner were used for this investigation.

The definition of image quality for CT and CBCT was described as the diagnostic visibility of important structures in the image or the visualization of relevant anatomical structures and the ability to detect pathological findings.

With this study, it was possible to conclude that in terms of image quality, CBCT produces superior images to CT, with less radiation exposure in dental radiology in the maxillofacial region, especially for hard tissue assessment.

In short, CBCT generally provided a higher quality image, with more detail in the visualization of bone structures, in the visualization of important structures in the mandible and maxilla as well as in the analysis of restorative and endodontic procedures carried out on the patient, in pathologies associated with the maxillary sinuses, as well as having better sensitivity for the detection of hypodense and hyperdense lesions.

The clarity of both CT and CBCT images is affected by artifacts. Artifacts in general are largely limited with current CT and CBCT units, but are not completely avoided.

Keywords: Medical Imaging; Computed Tomography; Cone Beam Computed Tomography; Odontology.

ÍNDICE

1	Introdução	1
1.1	Imagem médica	1
1.2	Estado da Arte das técnicas de visualização da cavidade oral	2
1.2.1	Radiografia	2
1.2.2	Tomografia	5
1.2.3	Ressonância Magnética Nuclear	6
1.3	Motivação e Objetivos	7
1.4	Estrutura da dissertação	8
2	Anatomia da cavidade oral	10
2.1	A Cavidade oral	10
2.2	A Estrutura óssea da cavidade oral	11
2.2.1	Maxila	12
2.2.2	Mandíbula	12
2.3	Inervação da cavidade oral	13
2.4	Dentição	14
2.5	Edentulismo	17
3	Tomografia computadorizada	19
3.1	Contextualização Histórica	19
3.2	Visão geral do sistema de TC	20
3.2.1	Tubo de Raios-X e Gerador de Alta Tensão	21
3.2.2	Sistema de Detecção dos Raios-X	24
3.2.3	<i>Gantry</i>	25
3.2.4	Colimação e Filtração	25
3.2.5	<i>Hardware de Reconstrução</i>	27
3.3	Gerações dos Sistemas de TC	27
3.3.1	Primeira Geração	28
3.3.2	Segunda Geração	28
3.3.3	Terceira Geração	29
3.3.4	Quarta Geração	30
3.4	TC SPIRAL	30
3.5	Unidades de Hounsfield	31
3.6	Reconstrução da imagem	32

3.7	Dose	35
4	Tomografia Computorizada de Feixe Cónico	37
4.1	Surgimento da TCFC	37
4.2	Fundamentos da TCFC	38
4.3	Conceitos Importantes da TCFC	40
4.4	TCFV vs. TC	42
4.4.1	Vantagens da TCFC	42
4.4.2	Limitações da TCFC	43
5	Materiais e métodos	45
5.1	Sistema de TC <i>Siemens SOMATOM Esprit</i>	45
5.1.1	Procedimento de aquisição de TC Dental	46
5.1.2	Procedimento de reconstrução da TC Dental.....	50
5.2	Sistema de TCFC – <i>Carestream Dental 8100 3D</i>	53
5.3	Apresentação do paciente.....	55
6	Resultados e discussão	57
6.1	Análise do diagnóstico proveniente da avaliação dos exames realizados	57
6.2	Estudo comparativo entre TC e TCFC.....	62
6.2.1	Estudo da reabsorção óssea nas regiões edêntulas	63
6.2.2	Visualização de estruturas importantes na região maxilofacial - mandíbula.....	71
6.2.3	Visualização de estruturas importantes no maxilar superior	78
6.2.4	Estudo do impacto das intervenções dentárias na imagem tomográfica	79
6.2.5	Estudo de condições orais pela interpretação de zonas hipodensas e hiperdensas.....	84
6.2.6	Estudo das patologias associadas aos seios maxilares.....	88
7	Conclusões e Trabalho futuro	93
8	Bibliografia	97

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Da esquerda para a direita é possível visualizar uma radiografia periapical, uma radiografia oclusal e uma radiografia interproximal (Adaptado de [14]).	4
Figura 2 - Exemplo de uma radiografia panorâmica (Adaptado de [14]).	5
Figura 3 - Imagens de TCFC analisadas com <i>software</i> iCAT (Adaptado de [21]).	6
Figura 4 - Estruturas da cavidade oral (Adaptado de [31]).	10
Figura 5 - Vista anterior e lateral esquerda das estruturas da caixa craniana (Adaptado de [33]).	11
Figura 6 - Estruturas da vista lateral da maxila direita e da vista inferior do palato ósseo (Adaptado de [35]).	12
Figura 7 - Estruturas da vista antero-medial da mandíbula (Adaptado de [33]).	13
Figura 8 - Representação do nervo trigêmeo e suas ramificações (Adaptado de [37]).	14
Figura 9 - Representação da dentição permanente no maxilar superior e inferior respectivamente da esquerda para a direita (Adaptado de [33]).	15
Figura 10 - Estruturas de um dente e morfologia da dentição permanente (Adaptado de [33]).	16
Figura 11 - Representação esquemática do sistema FDI (Adaptado de [19]).	17
Figura 12 - Esquemático de um sistema de TC (Adaptado de [53]).	21
Figura 13 - Imagem de um tubo de raios-X moderno com ânodo rotativo (Adaptado de [6]).	22
Figura 14 - Diagrama esquemático de um detector cintilador (adaptado de [53]).	24
Figura 15 - Imagem de uma <i>gantry</i> de um equipamento de terceira geração (Adaptado de [53]).	25
Figura 16 - Ilustração da colimação e das zonas de umbra e penumbra (Adaptado de [53]).	27
Figura 17 - Ilustração de uma TC de primeira geração (Adaptado de [6]).	28
Figura 18 - Ilustração de uma TC de segunda geração (Adaptado de [6]).	29
Figura 19 - Ilustração de uma TC de terceira geração (Adaptado de [6]).	29
Figura 20 - Ilustração de uma TC de quarta geração (Adaptado de [6]).	30
Figura 21 - Representação do <i>scan spiral</i> (Adaptado de [56]).	31
Figura 22 - Representação da escala de Hounsfield para diferentes tecidos (Adaptada de [59]).	32
Figura 23 - Exemplo de uma reconstrução MPR nos planos sagital, coronal e axial (respectivamente da esquerda para a direita) (Adaptado de [56]).	33
Figura 24 - Exemplo de uma reconstrução SSD (Adaptado de [56]).	33
Figura 25 - Exemplo de uma reconstrução MIP (Adaptado de [56]).	34
Figura 26 - Exemplo de uma reconstrução VRT (Adaptado de [52]).	35

Figura 27 - Dois tipos de equipamentos de TCFC (Adaptado de [18]).	38
Figura 28 - Princípio de formação de imagem de TCFC (Adaptado de [21]).	40
Figura 29 - Representação do sistema <i>Siemens SOMATOM Esprit</i> (Adaptado de [71]).	46
Figura 30 - Representação do posicionamento do paciente em decúbito supino (Adaptado de [52]).	46
Figura 31 - Representação do conceito de incremento (Adaptado de [27]).	48
Figura 32 - Exemplo dos parâmetros relativos ao protocolo TC Dental no equipamento SOMATOM Esprit.	50
Figura 33 - Representação do <i>software Syngo Dental CT</i> com as diferentes etapas de reconstrução do exame de TC Dental (Adaptado de [52]).	51
Figura 34 - Representação do <i>software Syngo Dental CT</i> na definição do plano de referência (Adaptado de [52]).	52
Figura 35 - Representação do <i>software Syngo Dental CT</i> na definição da linha de referência (Adaptado de [52]).	52
Figura 36 - Representação do <i>software Syngo Dental CT</i> na definição das linhas panorâmicas (Adaptado de [52]).	53
Figura 37 - Representação do <i>software Syngo Dental CT</i> na definição das imagens paraxiais (Adaptado de [52]).	53
Figura 38 - Representação do sistema <i>Carestream Dental/8100 3D</i> (Adaptado de [74]).	55
Figura 39 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.	58
Figura 40 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.	58
Figura 41 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.	59
Figura 42 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.	59
Figura 43 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TCFC.	61
Figura 44 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TC.	61
Figura 45 - Imagens paraxiais do dente 44 obtidas por TCFC para a visualização de uma zona sem suporte ósseo.	62
Figura 46 - Imagens paraxiais do dente 44 obtidas por TC para a visualização de uma zona sem suporte ósseo.	62
Figura 47 - Em 1985, Misch e Judy apresentaram uma classificação do osso disponível (divisões A, B, C, D), que é semelhante em ambas as arcadas. Para cada categoria de osso, foram sugeridos implantes,	

métodos de enxerto ósseo e tratamentos relacionados com a prótese. A - abundante; B - insuficiente; C - comprometido; D - deficiente; h - altura inadequada; w - largura inadequada (Adaptado de [100])...	65
Figura 48 - Imagem representativa do osso disponível na mandíbula medido em altura (H), largura (W) e comprimento (L) (Adaptado de [100]).	65
Figura 49 - Imagem representativa do osso disponível na maxila medido em altura (H), largura (W) e comprimento (L) (Adaptado de [100]).	66
Figura 50 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TCFC.	66
Figura 51 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TC.	67
Figura 52 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.	67
Figura 53 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.	67
Figura 54 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula direita.	68
Figura 55 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula direita.	68
Figura 56 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula esquerda.	68
Figura 57 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula esquerda.	68
Figura 58 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior direita da maxila.	69
Figura 59 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior direita da maxila.	69
Figura 60 - Sequência de imagens paraxiais obtidas por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região anterior da maxila.	69
Figura 61 - Sequência de imagens paraxiais obtidas por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região anterior da maxila.	69
Figura 62 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior esquerda da maxila.	70
Figura 63 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior esquerda da maxila.	70
Figura 64 - Representação do canal e do forame mandibular presentes no maxilar inferior (adaptado de [33]).	71

Figura 65 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar inferior utilizada como ponto de referência para a localização das imagens paraxiais a ela associadas.	72
Figura 66 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula direita utilizadas na visualização do canal mandibular direito.	72
Figura 67 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula esquerda utilizadas na visualização do canal mandibular esquerdo.	73
Figura 68 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar inferior utilizada como ponto de referência para a localização das imagens paraxiais a ela associadas.	73
Figura 69 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula direita utilizadas na visualização do canal mandibular direito.	74
Figura 70 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula esquerda utilizadas na visualização do canal mandibular esquerdo.	74
Figura 71 - Representação do forame mandibular e mental presentes no maxilar inferior (Adaptado de [33]).	75
Figura 72 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula direita (A) e esquerda (B) utilizadas para a visualização do foramen mentoniano direito e esquerdo, respetivamente.	76
Figura 73 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula direita (A) e esquerda (B) utilizadas para a visualização do foramen mentoniano direito e esquerdo, respetivamente.	76
Figura 74 - Representação do forame lingual, linha média e sínfise da mandíbula (Adaptado de [33]).	77
Figura 75 - Imagem paraxial obtida por TCFC para visualização da foramina lingual.	77
Figura 76 - Imagem paraxial obtida por TC para visualização da foramina lingual.	78
Figura 77 - Representação do forame nasopalatino presente no maxilar superior (adaptado de [33]).	78
Figura 78 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da zona edêntula na região anterior da maxila para visualização do forame nasopalatino.	79
Figura 79 - Imagens paraxiais obtidas por TC da zona edêntula na região anterior da maxila para visualização do forame nasopalatino.	79
Figura 80 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar superior para visualização das intervenções dentárias.	81
Figura 81 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar inferior para visualização das intervenções dentárias.	81
Figura 82 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar superior para visualização das intervenções dentárias.	81

Figura 83 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar inferior para visualização das intervenções dentárias.....	81
Figura 84 - Imagens axiais obtidas por TCFC do maxilar superior e inferior (imagem da esquerda e da direita, respetivamente) para visualização dos artefactos presentes nesta tecnologia.....	83
Figura 85 - Imagens axiais obtidas por TC do maxilar superior e inferior (imagem da esquerda e da direita, respetivamente) para visualização dos artefactos presentes nesta tecnologia.	83
Figura 86 - Imagens paraxiais do dente 45 obtidas por TCFC (A) e TC (B) para a visualização da zona hipodensa.	85
Figura 87 - Imagens paraxiais do dente 33 obtidas por TCFC (A) e TC (B) para a visualização da zona hipodensa.	85
Figura 88 - Imagem panorâmica do maxilar inferior obtida por TC para visualização de zonas hipodensas.	86
Figura 89 - Imagem panorâmica do maxilar inferior obtida por TCFC para visualização de zonas hipodensas.....	86
Figura 90 - Imagens axiais da maxila inferior obtidas por TCFC (A) e TC (B) para visualização de zonas hipodensas.....	86
Figura 91 - Imagens paraxiais do dente 16 obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hipodensa.	87
Figura 92 - Imagens paraxiais do dente 16 obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hipodensa.	87
Figura 93 - Imagens axiais da maxila superior obtidas respetivamente por TCFC (A) e TC (B) utilizadas na visualização de zonas hipodensas.	87
Figura 94 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.....	88
Figura 95 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.	88
Figura 96 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TC com vista à visualização da extensão alveolar do seio maxilar.	90
Figura 97 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida por TCFC para visualização da extensão alveolar do seio maxilar.	90
Figura 98 - Imagens axiais da maxila superior obtidas por TC na visualização da extensão alveolar do seio maxilar.	91

Figura 99 - Imagens axiais da maxila superior obtidas por TCFC na visualização da extensão alveolar do seio maxilar..... 91

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Valores dos parâmetros utilizados no protocolo TC Dental (Adaptado de [55])	47
Tabela 2 – Especificações técnicas do equipamento de TCFC CS 8100 3D (Adaptado de [74]).....	55

LISTA DE ABREVIACÕES

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ALARA	Tão baixo quanto razoavelmente possível
CCD	Dispositivo de carga acoplada
CTDI	Índice da dose da tomografia computadorizada
FOV	Campo de visão
MDCT	Tomografia computadorizada multidetector
MIP	Projeção de mínima intensidade
MPR	Reconstrução multiplanar
MSCT	Tomografia computadorizada espiral multislice
OMS	Organização mundial de saúde
RMN	Ressonância magnética nuclear
Rpm	Rotações por minuto
ROI	Região de interesse
SSD	Visualização de superfície sombreada
TC	Tomografia computadorizada
TCFC	Tomografia computadorizada de feixe cônico
UH	Unidades de Hounsfield
VRT	Tecnologia de renderização de volume

1 INTRODUÇÃO

No presente capítulo pretende efetuar-se uma introdução ao conceito de imagiologia médica com ênfase na prática odontológica. Deste modo foram enumeradas as diferentes modalidades de diagnóstico e planeamento existentes na prática clínica. Por fim, foram estabelecidas as motivações e objetivos desta dissertação assim como a estrutura adotada.

1.1 IMAGEM MÉDICA

Desde a descoberta dos raios-X realizada por W. C. Röntgen em 1895, a imagem médica contribuiu significativamente para o progresso da medicina. As diversas modalidades desenvolvidas ao longo dos últimos 50 anos permitem aos radiologistas visualizar com elevado detalhe o corpo humano com recurso a radiografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética, tomografia por emissão de positrões, ultrassons, entre outras. Tais tecnologias resultaram numa melhoria na visualização, diagnóstico e monitorização de uma doença. A imagem diagnóstica é o pilar e tem um papel importante na gestão do paciente especialmente no diagnóstico radiológico [1]–[6].

De referir que no que concerne a este processo, após produzida a imagem, esta é apresentada a um médico dentista para interpretação e consequente diagnóstico. Este diagnóstico como será expectável resulta de um processo de decisão de um médico dentista altamente especializado e treinado. Esta é uma das etapas mais relevantes do processo pelo que na atualidade começam a existir análises computadorizadas com o objetivo de auxiliar essa mesma interpretação. Por sua vez a transição para a imagem digital providencia diversas vantagens nomeadamente a possibilidade de analisar remotamente o exame efetuado [2], [5], [7].

De referir que todas as tecnologias possuem desvantagens inerentes nomeadamente riscos associados à radiação ionizante o que aumenta o risco de desenvolvimento futuro de células cancerígenas ou reações alérgicas aquando da administração de agentes de contraste. Atualmente, um dos principais objetivos prende-se em minimizar a exposição à radiação ionizante nomeadamente em crianças devido ao facto dos tecidos jovens serem mais suscetíveis a sofrer danos. A tendência passa por tentar melhorar cada vez mais a qualidade da imagem sem aumentar a dose de radiação. No que concerne à tomografia computadorizada, apesar dos seus riscos associados, esta tecnologia continua a ser utilizada e desenvolvida [2], [8]–[10].

1.2 ESTADO DA ARTE DAS TÉCNICAS DE VISUALIZAÇÃO DA CAVIDADE ORAL

As imagens dentárias são fundamentais para um correto diagnóstico e tratamento, permitindo ao médico dentista descobrir problemas ou patologias que de outro modo poderiam não ser detetadas. Um exame oral sem recurso a imagem médica limita a avaliação do dentista às partes anatómicas visíveis como os dentes e os tecidos moles. Com a ajuda da imagem dental existe um acréscimo de informação não só sobre os dentes, como por exemplo sobre as estruturas ósseas de suporte [11].

Existem várias modalidades de imagem direcionadas à cavidade oral, os seus objetivos prendem-se com a deteção de doenças, lesões e problemas nos dentes e estruturas ósseas que não são passíveis de ser detetadas através de uma mera avaliação do dentista, até porque diversos problemas orais podem não produzir sintomas evidentes sendo apenas detetados através de imagem dental [12]–[14].

A imagem dental também pode ser utilizada para confirmar doenças suspeitas e assistir durante tratamento orais rotineiros fornecendo informação essencial como por exemplo em endodontia vulgarmente designada por desvitalização. As técnicas existentes permitem avaliar o estado dos dentes e do osso durante o seu crescimento e desenvolvimento, cáries e doenças periodontais. Por sua vez imagens de *follow up* de um caso clínico permitem a comparação com mais antigas e efetuar uma avaliação da evolução do caso [12]–[14].

Como já foi referido, a principal vantagem da imagem dental é a deteção de problemas e patologias orais. Quando esta tecnologia é corretamente prescrita, o seu benefício supera o existente risco de exposição a radiação ionizante, auxiliando o médico dentista a identificar, prevenir e tratar problemas orais. Algumas das doenças, lesões e condições encontradas através de imagem dental são [12]–[14]:

- Dentição supranumerária;
- Dentição inclusa;
- Cáries dentárias;
- Doença periodontal;
- Anomalias dentárias;
- Quistos e tumores.

1.2.1 RADIOGRAFIA

A radiografia é uma modalidade de imagem que permite a visualização de estruturas anatómicas através da exposição a radiação X. Esta técnica é utilizada como meio de diagnóstico, obtendo para o

efeito imagens a duas dimensões do corpo humano. Durante o procedimento de aquisição, um feixe de raios-X atravessa o corpo, uma parte destes é absorvida ou refratada, porém os raios-X que atingem um detetor na outra extremidade permitem obter uma imagem [11], [14].

A radiografia oral compreende técnicas intra e extra oral, tal como os nomes sugerem, são efetuadas respetivamente no interior e no exterior da cavidade oral. A compreensão dos princípios destas técnicas é muito importante para que o médico dentista seja capaz de prescrever a técnica que seja mais vantajosa para o paciente. As imagens bidimensionais (2D) têm fornecido informação diagnóstica valiosa para a medicina dentária e medicina desde há muitos anos, e há poucas dúvidas que as imagens 2D continuarão a contribuir para o diagnóstico no futuro [11], [15], [16].

Radiografia Intraoral

A radiografia intraoral é utilizada para examinar os dentes e as outras estruturas intraorais adjacentes. Este método requer o uso de recetores intraorais que são colocados dentro da cavidade oral para examinar os dentes e as estruturas de suporte.

Existem três tipos de modalidades de imagem intraoral utilizadas na medicina dentária: radiografia periapical, interproximal e oclusal [11], [14], [16].

Radiografia periapical

A radiografia periapical é utilizada para examinar todo o dente, ou seja, coroa e raiz bem como o osso de suporte. Tal como a etimologia da palavra sugere, deriva do Grego *peri*, à volta e *apex*, ao fim da raiz do dente. O recetor é colocado na cavidade oral paralelamente ao maior eixo do dente em estudo, e o feixe de raios-X é enviado perpendicular ao recetor com a ajuda de um dispositivo de alinhamento. Esta técnica permite produzir uma imagem com bastante detalhe e definição, com elevada exatidão das dimensões sendo realista quando comparada com o dente real [11], [14], [15], [17].

Radiografia interproximal

A radiografia interproximal é utilizada para examinar as coroas dos dentes, o maxilar e a mandíbula em simultâneo. Tal como o termo *proximal* sugere, este exame é útil para examinar superfícies dentárias adjacentes e osso crestal. Esta técnica também é conhecida por *bite-wing* na medida em que o recetor possui uma forma de asa que o paciente tem de morder a fim de estabilizar o recetor. Este é colocado na cavidade oral paralelo às coroas de ambos maxilar e mandíbula, sendo estabilizado através da mordida. Os raios-X são irradiados com cerca de 10 graus de angulação vertical [11], [14]–[17].

Esta técnica é bastante eficaz no diagnóstico e monitorização de cáries interproximais, principalmente em fases precoces, e na avaliação de restaurações dentárias.

Radiografia oclusal

A radiografia oclusal é utilizada para examinar áreas grandes da maxila e mandíbula na mesma imagem. Tal como o termo oclusal indica, o paciente “oclusa” ou seja morde todo o recetor.

Esta técnica é comumente utilizada como complementar à periapical e intraproximal, permitindo localizar raízes existentes em dentes que foram extraídos, dentes supranumerários, dentes inclusos, para avaliar quistos, tumores, etc., avaliar fraturas da maxila e mandíbula. Para tal o recetor é localizado na cavidade oral entre a superfície oclusa da maxila e mandíbula [11], [14], [17]. A Figura 1 mostra um exemplo de uma radiografia periapical, interproximal e oclusal.

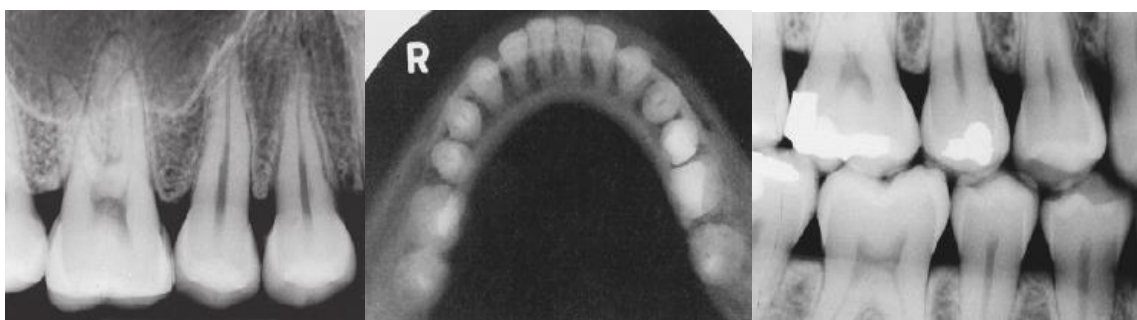


Figura 1 - Da esquerda para a direita é possível visualizar uma radiografia periapical, uma radiografia oclusal e uma radiografia interproximal (Adaptado de [14]).

Radiografia extraoral

As técnicas de radiografia extraorais são utilizadas quando se pretende avaliar grandes áreas como o crânio, maxilar ou a mandíbula. O exemplo mais comum de uma radiografia extraoral é a ortopantomografia também conhecida como radiografia panorâmica [15], [17].

Ortopantomografia

Em certas situações é bastante complexo obter informação diagnóstica através de radiografia intraoral como por exemplo terceiro molar incluído, lesões extensas na mandíbula posterior, etc. Neste caso a ortopantomografia, com a imagem panorâmica, permite visualizar a maxila e a mandíbula na mesma imagem. Esta técnica é muitas vezes utilizada como complemento da radiografia periapical e interproximal e genericamente permite avaliar a dentição e estruturas de apoio, dentes inclusos, padrões de erupção, crescimento e desenvolvimento de dentes, etc. Estas imagens não possuem tanta nitidez como as projeções intraorais pelo que não deve ser utilizada para diagnóstico de cáries ou doença periodontal.

Ao contrário das radiografias intraorais onde o tubo de raios-X e o recetor se encontram estacionários, na imagem panorâmica, estes movem-se à volta da cabeça do paciente. Esta técnica

possui algumas vantagens nomeadamente o facto de cobrir a maxila e a mandíbula o que permite visualizar lesões que não estariam numa radiografia intraoral, bem como visualizar uma grande quantidade de estruturas. Também é uma técnica que exige um menor desconforto ao paciente visto que não necessita de colocar nenhum dispositivo na cavidade oral. Envolve uma baixa dose de radiação, embora o custo de um sistema deste tipo seja mais dispendioso comparativamente a uma técnica intraoral [14]–[17]. A Figura 2 mostra um exemplo de uma radiografia panorâmica.



Figura 2 - Exemplo de uma radiografia panorâmica (Adaptado de[14]).

1.2.2 TOMOGRAFIA

Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada (TC) é uma técnica de imagem médica que utiliza raios-X para criar imagens transversais detalhadas do corpo. Foi inventada pelo Sir Godfrey Hounsfield e introduzida pela primeira vez em 1972.

A TC é útil para planear cirurgias de implante dentário, pois permite uma análise pré-operatória precisa do volume ósseo disponível e ajuda a determinar a posição, o ângulo, o número e o comprimento dos implantes planeados. Também fornece uma resolução de alta densidade e permite a visualização dos tecidos moles. As imagens reconstruídas da TC podem ser cruzadas para fornecer diferentes visualizações, como axial, panorâmica e transversal. A TC é mais precisa do que a radiografia periapical e panorâmica na estimativa da posição do canal mandibular e é o meio mais eficaz de avaliar o volume ósseo abaixo dos seios maxilares. A depressão oral mandibular anterior também é mais facilmente detetada em exames de TC do que em radiografias panorâmicas [6], [11], [15]–[17].

Esta tecnologia constitui um dos objetos de estudo fundamentais para a elaboração desta dissertação, sendo analisada em detalhe no capítulo 3.

Tomografia computadorizada de feixe cônico

A tecnologia de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foi desenvolvida pouco tempo após o primeiro *scanner* de TC e passou a ser utilizada na radiologia. A partir da segunda metade da década de 90 foram desenvolvidos equipamentos especializados para uso em medicina dentária. Rapidamente, o uso da TCFC para aplicações odontológicas e cirurgia maxilofacial cresceu. Atualmente, esta é amplamente utilizada em diversas áreas da medicina dentária, como planeamento de implantes, endodontia, cirurgia maxilofacial e ortodontia [14]–[16], [18], [19].

Durante um exame de TCFC é utilizada uma *gantry* rotativa com uma fonte de raios-X e um detetor fixos. Uma fonte de radiação ionizante em forma de cone é direcionada através da área de interesse para um detetor de raios-X do lado oposto, enquanto a *gantry* gira ao longo de uma trajetória circular. O tempo de rotação varia entre 10 e 40 segundos, mas existem protocolos mais rápidos e mais lentos. Com a TCFC são adquiridas centenas de imagens de projeção planar sequenciais do campo de visão num arco de pelo menos 180°, permitindo a obtenção de precisos volumes de imagem tridimensional com apenas uma rotação da *gantry* [11], [20]. A Figura 3 mostra um exemplo de visualização de um exame de TCFC.



Figura 3 - Imagens de TCFC analisadas com *software* iCAT (Adaptado de [21]).

Esta tecnologia constitui um dos objetos de estudo fundamentais para a elaboração desta dissertação, sendo analisada em detalhe no capítulo 4.

1.2.3 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA NUCLEAR

A ressonância magnética (RM) é uma técnica de imagem médica que utiliza ondas eletromagnéticas de radiofrequência na presença de campos magnéticos controlados para produzir

imagens detalhadas do interior do corpo. É amplamente utilizada na medicina para visualizar órgãos, tecidos e ossos no corpo e tem muitas aplicações na área de medicina dentária [11], [22].

Uma das principais vantagens da RM em aplicações odontológicas é sua capacidade de fornecer imagens detalhadas quer dos tecidos moles na boca (gengivas, língua e glândulas salivares) como dos ossos da mandíbula e crânio, tornando-a particularmente útil para avaliar implantes dentários, detetar anomalias na boca e planejar o tratamento de cirurgia oral. A RM também é útil para detetar e diagnosticar uma série de condições dentárias, como abscessos dentários, transtornos da articulação temporomandibular e quistos na mandíbula. Também pode ser usada para monitorar o progresso do tratamento dessas condições. A RM pode ser usada para guiar procedimentos dentários, como biópsias ou a colocação de implantes dentários, fornecendo imagens em tempo real das estruturas sendo tratadas. Isso pode ajudar a garantir que o procedimento seja realizado com precisão e segurança [22], [23].

No entanto, também há algumas limitações e desvantagens na utilização da RM na medicina dentária. Uma das principais desvantagens é o custo do procedimento. Além disso, a RM requer o uso de um forte campo magnético podendo ser perigoso para pessoas com certos tipos de implantes metálicos [16]. Por fim, algumas pessoas podem ficar desconfortáveis ou com ansiedade durante o procedimento de RM, uma vez que envolve ficar deitado num espaço estreito e fechado por um período prolongado [24].

1.3 MOTIVAÇÃO E OBJETIVOS

O desenvolvimento da tecnologia de TC nos anos 70 permitiu reunir condições para efetuar diagnóstico a três dimensões. Estes tipos de equipamentos tiveram aplicação prática em várias áreas da saúde, contudo tornaram-se bastante úteis com o advento da implantologia como meio de planeamento e *follow up*. Apesar da inovação contínua da TC estes equipamentos continuam a ser relativamente grandes, dispendiosos e expõem os pacientes a doses relativamente altas de radiação ionizante [25], [26].

A introdução da tecnologia de TCFC há cerca de 20 anos veio trazer uma mudança de paradigma, alterando a forma como se pratica imagiologia oral e maxilofacial. A TCFC tem vindo a ser cada vez mais adotada no contexto dental devido ao seu tamanho compacto, baixo custo e menor exposição à radiação ionizante do que a TC convencional, aliada a um possível menor risco de artefactos que retiram valor à imagem [19], [27], [28].

Há medida que a TCFC se torna mais comum na medicina dentária é imperativo que os médicos dentistas estudem a aplicabilidade desta tecnologia. Posto isto, surgem questões relacionadas com o facto de avaliar o quão valor adicional o TCFC acrescenta no diagnóstico e planeamento do tratamento de um problema dentário. Torna-se então necessário avaliar o risco *vs.* benefício da utilização destas tecnologias [29].

O propósito desta dissertação é estudar a qualidade e eficácia da TCFC na imagiologia de estruturas dentárias, comparar com a imagem produzida pela TC dental bem como estudar as vantagens e desvantagens das mesmas na prática clínica. Para tal, será efetuado um estudo de uma paciente com um histórico bem definido de patologias dentárias.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

No primeiro capítulo desta dissertação foi efetuada uma descrição do contexto de imagem médica e o seu papel ao serviço da medicina dentária. Não obstante, foram sucintamente explicados os diferentes métodos existentes para a visualização da cavidade oral, método de funcionamento, as especificidades de cada método de imagiologia no diagnóstico e/ou planeamento do tratamento de diferentes patologias, lesões, condições, bem como as suas vantagens e desvantagens. Por fim foram definidas a motivação e os objetivos desta dissertação.

No segundo capítulo é feita uma análise da anatomia da cavidade oral com especial ênfase para a estrutura óssea e inervação relacionadas com a área dental. Além desta análise, é neste capítulo que se aborda a dentição humana nomeadamente o desenvolvimento e a estrutura da mesma.

No terceiro capítulo aprofunda-se o estudo da tecnologia de TC que é um dos principais focos desta dissertação. Este estudo incide sobre todo o sistema que compõe um equipamento de TC, a evolução deste ao longo do tempo, parâmetros associados a um *scan* e o procedimento associado, bem como as aplicações clínicas da TC.

No quarto capítulo aprofunda-se o estudo da tecnologia de TCFC nomeadamente os seus fundamentos, os conceitos a si associados, os seus princípios operacionais, as suas aplicações na medicina dentária bem como alguma discussão do seu potencial.

No quinto capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados na elaboração desta dissertação, *i.e.* os métodos de aquisição e reconstrução da tecnologia de TC bem como os sistemas de TC e TCFC utilizados neste estudo comparativo. Também neste capítulo é apresentada a paciente em estudo.

No sétimo capítulo o foco principal é a análise e discussão dos resultados obtidos nos exames do paciente em estudo nomeadamente a avaliação da condição oral, as patologias e condições reveladas no exame de TC e TCFC. Neste capítulo efetua-se também o estudo comparativo entre as duas tecnologias, partindo da avaliação efetuada.

Por fim, no capítulo sete são apresentadas as conclusões obtidas neste estudo assim como é sugerida uma perspectiva de trabalho futuro no âmbito da continuação do estudo comparativo entre TC e TCFC.

2 ANATOMIA DA CAVIDADE ORAL

No presente capítulo pretende efetuar-se uma introdução à anatomia da cavidade oral com ênfase nas estruturas mais relevantes no âmbito de um estudo dental. Assim sendo, a nível da estrutura óssea da cavidade oral foi dada especial importância à maxila e mandíbula. Por sua vez, a inervação da cavidade oral possui uma enorme relevância, não só a nível das funções que desempenha, como também pelo seu papel nas intervenções dentárias nomeadamente para anestésiar as zonas a tratar.

Por sua vez aborda-se a dentição humana na vertente do crescimento do ser humano como também se analisa a estrutura e constituição dos elementos dentários. O sistema FDI de numeração dos dentes é explicado, sendo útil para a identificação dos mesmos ao longo deste estudo.

Por fim, explica-se o conceito de edentulismo, que se caracteriza como a falta de dentes, o que por sua vez acarreta outros problemas, e que devido ao facto de ser a condição oral mais prevalente merece destaque.

2.1 A CAVIDADE ORAL

A cavidade oral é constituída por uma fração exterior denominada de vestibulo e uma interior que é a cavidade oral propriamente dita. O vestibulo encontra-se delimitado externamente pelos lábios e as maçãs do rosto, e internamente pelos dentes e as gengivas. A cavidade oral propriamente dita é limitada anterior e lateralmente pelas gengivas, dentes e arcos alveolares [15], [30].

A cavidade oral é o local onde o alimento é mastigado pelos dentes e manipulado pela língua para iniciar a deglutição. O teto é formado pelo palato duro e posteriormente é limitada pela parte oral da faringe. Quando a boca está fechada e em repouso, esta cavidade é totalmente preenchida pela língua [15], [30]. A Figura 4 representa as estruturas da cavidade oral.

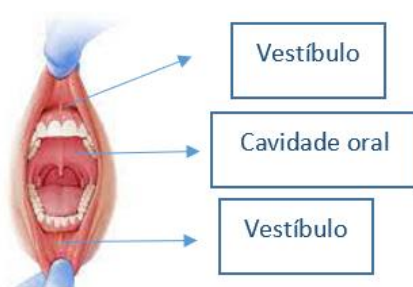


Figura 4 - Estruturas da cavidade oral (Adaptado de [31]).

2.2 A ESTRUTURA ÓSSEA DA CAVIDADE ORAL

A caixa craniana é suportada pela coluna vertebral, tendo um formato oval, mais larga na parte posterior do que na parte anterior. É composta por vários ossos achatados ou irregulares que se encontram imóveis e unidos entre si (à exceção da mandíbula) [32].

O crânio pode dividir-se em duas partes sendo estas o *Cranium* e os ossos da face, a primeira aloja e protege o cérebro possuindo 8 ossos, e a segunda possui 14 ossos. Os ossos do *Cranium* são: o frontal (1), o parietal (2), o temporal (2), o occipital (1), o esfenóide (1) e o etmóide (1). Os ossos da face são: a maxila (2), o palatino (2), o zigomático (2), o lacrimal (2), o nasal (2), a concha nasal inferior (2), o vômer (1) e a mandíbula (1) [30], [32]–[34]. A Figura 5 mostra respetivamente a vista anterior e lateral esquerda das estruturas da caixa craniana.

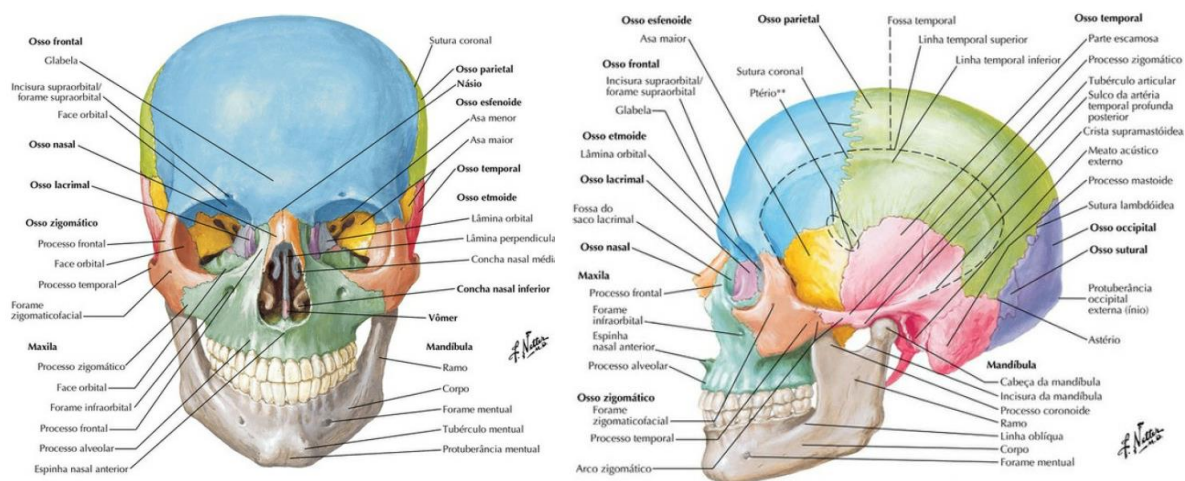


Figura 5 - Vista anterior e lateral esquerda das estruturas da caixa craniana (Adaptado de [33]).

A caixa craniana é a parte mais complexa do esqueleto. No que concerne aos 8 ossos imóveis estes encontram-se ligados através de quatro suturas: sutura coronal que une os ossos frontal e parietal, sutura lambdóideia que une os ossos parietal e occipital, sutura sagital que une os ossos parietais e a sutura escamosa que une os ossos parietal e temporal.

Os ossos faciais não possuem contacto direto com o cérebro ou as meninges, fornecem suporte aos dentes e dão forma à face, fazem parte das cavidades orbital e nasal, bem como proporcionam suporte de ligação aos músculos da expressão facial e mastigação [15], [30], [32].

Apesar dos 22 ossos da caixa craniana, os mais relevantes para o estudo dental a efetuar são os ossos da maxila e da mandíbula.

2.2.1 MAXILA

Os ossos da maxila formam o maxilar superior e são considerados os maiores ossos faciais. A maxila tem na sua constituição várias estruturas das quais se destacam um corpo, um processo frontal, um processo zigomático, um processo alveolar e um processo palatino sendo que estas duas últimas são as mais preponderantes. Pequenos pontos de osso maxilar denominados de processos alveolares crescem nos espaços interdentais, a raiz de um dente é inserida num alvéolo. Se porventura um dente for perdido ou extraído este processo alveolar é reabsorvido e o alvéolo é preenchido ficando a maxila com uma superfície lisa. Esta superfície permite fixar as raízes e conseqüentemente toda a dentição. O palato forma o céu da boca, consistindo no palato duro na parte frontal e no palato mole na parte traseira. O palato duro é formado por extensão horizontal da maxila denominado por processo palatino [15], [30], [32]. A Figura 6 mostra respetivamente as estruturas da vista lateral da maxila direita e estruturas da vista inferior do palato ósseo.

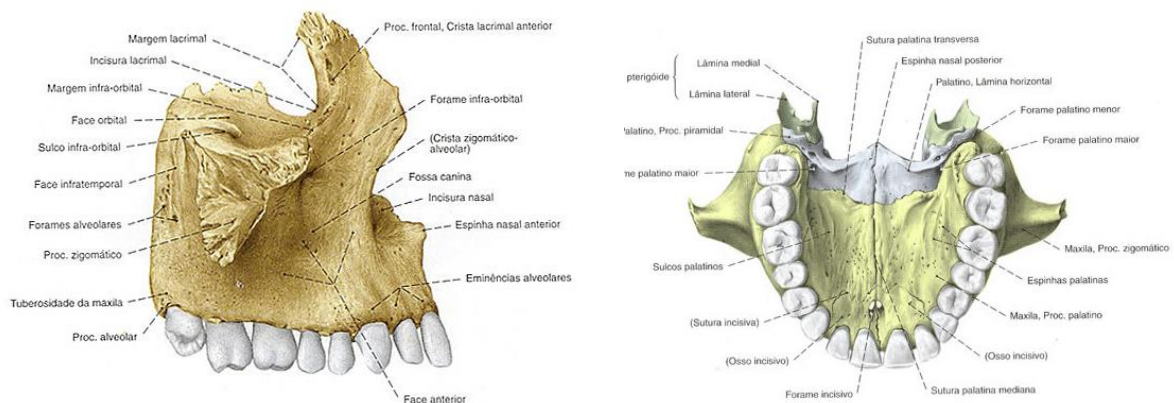


Figura 6 - Estruturas da vista lateral da maxila direita e da vista inferior do palato ósseo (Adaptado de [35]).

2.2.2 MANDÍBULA

A mandíbula é considerada o osso mais comprido e forte da caixa craniana, sendo o único que apresenta mobilidade através da articulação temporomandibular. Serve de suporte aos dentes do maxilar inferior e fixação aos músculos de expressão facial. A sua porção horizontal é denominada de corpo da mandíbula, e as duas porções simétricas oblíquas de ramos da mandíbula [30], [32]–[34].

A ponta do queixo é denominada por protuberância mentual. Na superfície anterolateral existe o forame mandibular que permite a passagem dos nervos e de vasos sanguíneos. De referir que a

superfície interna possui diversas depressões a fim de acomodar músculos como é o caso do *masséter* responsável pela mastigação [15], [30], [32], [36].

O processo condilar é uma estrutura relevante que suporta o condilo mandibular, uma estrutura oval que articula com a fossa mandibular do osso temporal através da articulação temporomandibular. A parte anterior do ramo é denominada por processo coronoide, local onde se insere o músculo *temporalis* responsável por mover a mandíbula aquando da mastigação [15], [30], [32], [36].

Na superfície medial do ramo existe o forame mandibular, um local de passagem para o nervo e vasos sanguíneos, onde os dentistas injetam a anestesia quando querem adormecer a dentição do maxilar inferior [36]. A Figura 7 representa as estruturas da vista antero-medial da mandíbula.

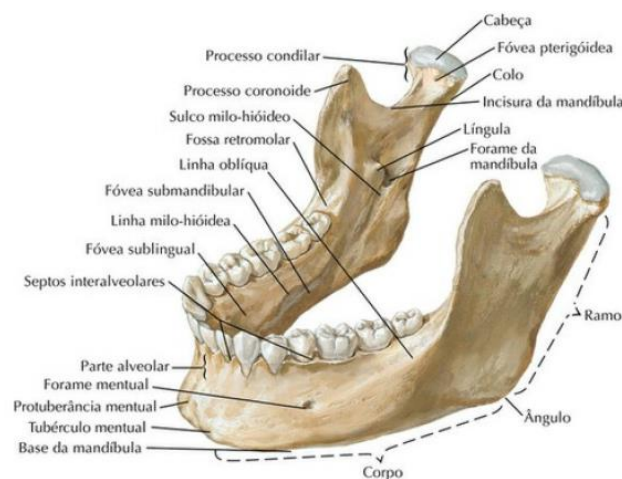


Figura 7 - Estruturas da vista antero-medial da mandíbula (Adaptado de [33]).

2.3 INERVAÇÃO DA CAVIDADE ORAL

Para ser funcional, é imperativo que o cérebro comunique com o resto do corpo humano. Apesar de muita da comunicação ser feita através da medula espinal, também é feita com recurso aos nervos cranianos ligados ao encéfalo, transmitidos através de forames na sua base até aos músculos e órgãos sensitivos existentes na cabeça e pescoço. Existem 12 pares de nervos cranianos numerados de I a XII e classificados como sensitivos, motores ou mistos [34].

No âmbito do estudo da medicina dentária, o nervo V, trigémeo, assume uma importância acrescida sendo considerado o maior nervo cranial e simultaneamente tendo uma função sensitiva na cabeça e face mas também como nervo motor dos músculos da mastigação. Este encontra-se dividido em três ramificações diferentes: o nervo oftálmico (V_1), o nervo maxilar (V_2) e o nervo mandibular (V_3) [30], [32], [34]. A Figura 8 representa o nervo trigémeo e as suas ramificações.

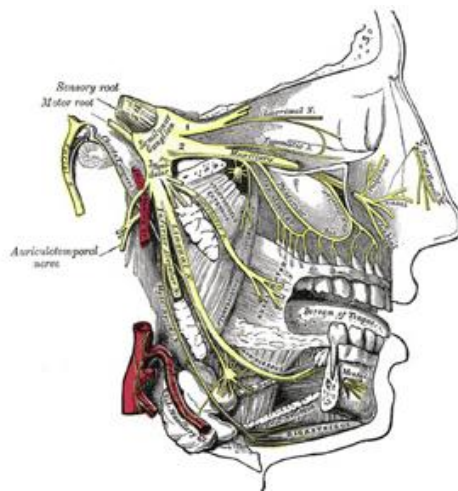


Figura 8 - Representação do nervo trigêmeo e suas ramificações (Adaptado de [37]).

O nervo oftálmico, o menor das três ramificações, é considerado um nervo sensitivo, ao toque, temperatura e dor, com origem na região superior da face, que se divide por sua vez no nervo frontal, nasociliar e lacrimal, entra na órbita através fissura orbital superior e é responsável por inervar a superfície do globo ocular[15], [30], [32], [34], [36].

O nervo maxilar é considerado um nervo sensitivo com as mesmas funções que o oftálmico, com origem na região média da face, atravessa o forame redondo e o forame intraorbital e inerva a mucosa nasal, palato, os dentes do maxilar e as gengivas do maxilar [15], [30], [32], [34], [36].

O nervo mandibular corresponde à maior ramificação do nervo trigêmeo e possui além da função sensitiva semelhante às outras ramificações, funções motoras relativas à mastigação. Este nervo da região inferior da face sai do forame oval e permite inervar dois terços da língua (não as papilas gustativas), os dentes da mandíbula e as gengivas da mandíbula, a pele da região temporal e os músculos da mastigação. Uma lesão em qualquer um destes nervos terá como dano uma perda da sensação, com acréscimo de mastigação deficiente no que diz respeito ao nervo mandibular [15], [30], [32], [34], [36].

2.4 DENTIÇÃO

Os seres humanos possuem dois conjuntos de dentes ao longo da sua vida, uma primeira dentição denominada de temporária, e uma definitiva denominada de permanente. Existem tipicamente 32 dentes permanentes presentes na cavidade oral de um adulto. Na infância existem 20 dentes provisórios, com os primeiros dentes permanentes a surgirem por volta dos 6 anos [15], [30], [32], [36], [38]. De referir que entre os 6 e os 12 anos existe uma fase intermédia conhecida por fase mista onde

coexistem dentição de ambas as fases na cavidade oral [15], [30], [36]. Na primeira dentição não existem terceiros molares, que aparecem entre os 17 e os 25 anos, no entanto é bastante frequente a falta de espaço para a sua erupção, resultando em inclusões [30], [36], [38]. A Figura 9 representa respetivamente a dentição permanente nos maxilares superior e inferior.

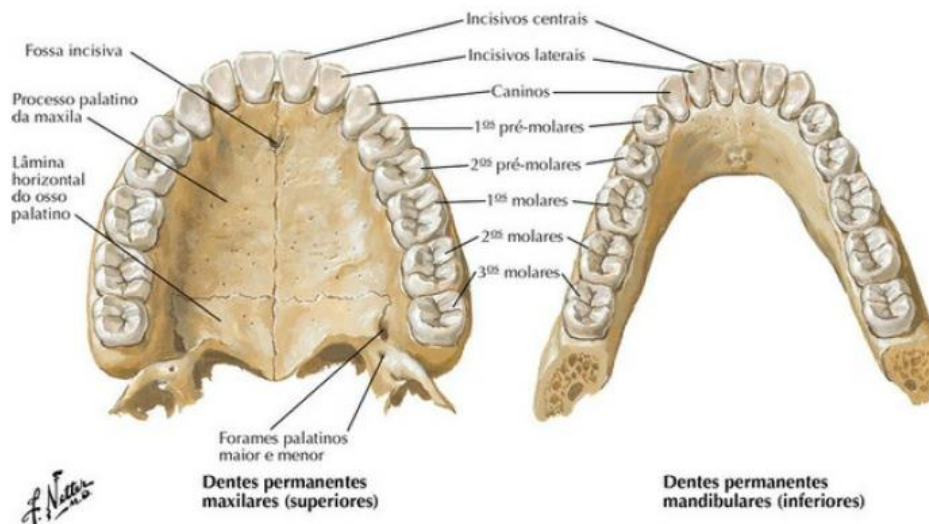


Figura 9 - Representação da dentição permanente no maxilar superior e inferior respetivamente da esquerda para a direita (Adaptado de [33]).

Os dentes são classificados como incisivos centrais e laterais, caninos, pré-molares e molares. Na dentição provisória existem 4 incisivos, 2 caninos e 4 molares em cada um dos maxilares. Na dentição permanente existem 4 incisivos, 2 caninos, 4 pré-molares e 6 molares. De forma geral, os dentes incisivos servem para cortar os alimentos, os caninos para rasgar os alimentos, e os pré-molares e os molares para triturar os alimentos [30], [33], [36]. A Figura 10 representa as estruturas de um dente e morfologia da dentição permanente.

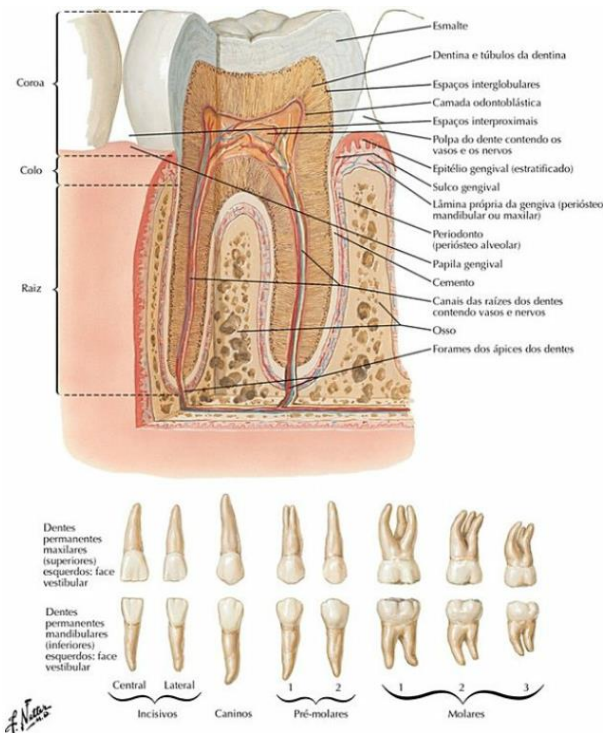


Figura 10 - Estruturas de um dente e morfologia da dentição permanente (Adaptado de [33]).

Cada dente possui uma porção de coroa e raiz, sendo que a coroa está revestida por esmalte e a raiz por cimento. Estas duas porções unem-se na margem cervical. O esmalte é um revestimento brilhante, transparente e o tecido mais duro do corpo humano, necessário para suportar as elevadas forças aquando da mastigação [15], [36].

A maior parte do dente é constituída por dentina, considerada o esqueleto do dente, que confere a cor branca. Outro componente do dente é a polpa existente na câmara pulpar na porção da coroa e nos canais radiculares na zona da raiz, responsável pela nutrição do dente [36], [39].

Relativo à numeração da dentição, existem vários sistemas diferentes que permitem aos clínicos referir-se eficazmente aos dentes através de um número. O sistema mais unânime, o adotado pela Organização Mundial de Saúde, é o da FDI World Dental Federation [40]. Este é um sistema de dois dígitos, existente quer para a dentição provisória quer para a permanente. O primeiro número refere-se ao quadrante em que o dente está localizado (1 a 4 para dentição permanente e de 5 a 8 para dentição provisória) e o segundo número refere-se à posição do dente dentro do quadrante.

No caso da dentição provisória o número 1 refere-se ao lado direito do maxilar superior e o número 2 ao lado esquerdo do maxilar. Por sua vez, o número começado por 4 representa o lado mandibular direito e o número começado por 3 o lado mandibular esquerdo. O segundo dígito representa

o número do dente. A título exemplificativo o número 11 representa o incisivo central do maxilar direito [36]. A Figura 11 representa um esquema síntese do sistema ISO/FDI.

<u>SISTEMA ISO/FDI</u>		Direito					Esquerdo											
				55	54	53	52	51		61	62	64	65					
Superior	18	17	16	15	14	13	12	11		21	22	23	24	25	26	27	28	
Inferior		48	47	46	45	44	43	42	41		31	32	33	34	35	36	37	38
					85	84	83	82	81		71	72	74	75				

Figura 11 - Representação esquemática do sistema FDI (Adaptado de [19]).

2.5 EDENTULISMO

O edentulismo é a condição oral mais prevalente, afetando indivíduos de todas as faixas etárias e manifestando-se como a perda parcial ou total dos dentes. A falta de dentes leva à reabsorção do osso alveolar e à atrofia das áreas sem dentes, resultando numa série de impactos negativos na vida quotidiana das pessoas. Manter uma dentição saudável desempenha um papel fundamental no bem-estar e na qualidade de vida. Embora tenham ocorrido avanços significativos na medicina dentária preventiva, o edentulismo ainda persiste como um grande problema de saúde pública à escala global [41]–[45].

A perda óssea é um processo contínuo após a perda de dentes, com a mandíbula a ser afetada quatro vezes mais do que a maxila. A reabsorção óssea, um fenómeno observado com o edentulismo, contribui para a redução da altura e espessura do osso alveolar e do tamanho da área de suporte. Essa diminuição tem um impacto direto na altura e na aparência facial, que se alteram após a perda total dos dentes. A origem dessas alterações anatómicas degenerativas varia entre os pacientes e ainda não está completamente esclarecida, mas acredita-se que diversos fatores, incluindo idade, género, duração do edentulismo, saúde geral e várias doenças, possam contribuir para esse processo [41], [42], [44], [46]–[48].

A maioria das investigações concorda que os utilizadores de próteses dentárias têm apenas cerca de um quinto a um quarto da força de mordida e da capacidade mastigatória em comparação com indivíduos com dentição natural. Além disso, aqueles que utilizam próteses totais precisam de realizar sete vezes mais movimentos mastigatórios do que pessoas com dentes naturais para conseguir cortar os alimentos pela metade do seu tamanho original. Também foi observado que a espessura do músculo

masséter diminui em pacientes edêntulos, o que reduz a força de mordida e pode, em parte, explicar as dificuldades que eles enfrentam ao mastigar alimentos duros [41].

O edentulismo acarreta uma série de consequências prejudiciais tanto para a saúde oral como para a saúde geral. As implicações na saúde oral incluem desde a reabsorção do rebordo residual até ao comprometer da função mastigatória, adoção de uma dieta pouco saudável, limitações sociais e uma baixa qualidade de vida em relação à saúde oral [42]–[44].

3 TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

Neste capítulo pretende-se abordar a tecnologia de TC nas suas diversas vertentes nomeadamente no que diz respeito ao seu princípio de funcionamento, os seus componentes, o seu desenvolvimento ao longo do tempo, as suas aplicações, bem como as suas vantagens e desvantagens.

3.1 CONTEXTUALIZAÇÃO HISTÓRICA

Há mais de 120 anos, em 1895, Wilhelm Conrad Röntgen, um físico Alemão, através de experiências com eletrões acelerados descobriu uma radiação com a capacidade de penetrar objetos opacos à qual deu o nome de raios-X. Estes esforços valeram-lhe o Prémio Nobel da Física em 1901 [6].

O primeiro equipamento de TC foi desenvolvido nos laboratórios de investigação da Electric and Music Industries Ltd. em 1972 por Godfrey Hounsfield e Allen Cormack, juntos receberam o prémio Nobel da Medicina em 1979 [16], [25].

Nos anos 70, seguindo o advento dos computadores, estes entraram no mundo da imagem médica o que permitiu um avanço na tecnologia de TC, nomeadamente no que diz respeito à aquisição de múltiplas imagens tomográficas (comummente denominadas pelo anglicismo *Slice*) do cérebro, sendo que até então existiam apenas filmes planos da cabeça que mostravam os ossos, não havendo maneira de obter uma imagem cerebral [7].

Pode afirmar-se que na atualidade, a investigação no âmbito da TC continua tão entusiasmante como nos anos 60 e 70, porém surgiram entretanto novas técnicas de imagem médica como é o caso da RM que tem vindo a democratizar-se. A TC evoluiu para um método de imagem considerado indispensável no âmbito clínico, sendo a tecnologia de imagem mais utilizada nos departamentos de radiologia devido ao facto de ter sido o primeiro método não invasivo de aquisição de imagens do corpo humano não influenciada pela sobreposição de estruturas. De referir que as imagens de TC possuem um maior contraste relativamente a uma radiografia convencional [6], [49]–[51].

No futuro acredita-se que devido à sua facilidade de utilização, clara interpretação no que concerne aos valores de atenuação físicos, ao progresso na tecnologia dos detetores, na matemática associada aos algoritmos de reconstrução e redução da exposição à radiação, a TC irá não só manter como expandir a sua influência na radiologia [6].

3.2 VISÃO GERAL DO SISTEMA DE TC

Antes de dissecar o sistema de TC nos seus componentes e respetivas funções pretende-se efetuar uma visão geral do mesmo. Posteriormente será explicado como os diferentes componentes se interligam para produzir imagens de TC.

A arquitetura de um sistema comercial de TC pode divergir ligeiramente mediante o fabricante porém as funcionalidades serão sensivelmente as mesmas. Para efetuar um procedimento de aquisição de TC o operador posiciona o paciente na mesa e realiza um topograma (designação atribuída pelo fabricante *Siemens*) [6], [52]–[54]. O objetivo deste *scan* é determinar pontos de referência anatómicos do doente e a área de varrimento. Neste procedimento quer o tubo de raios-X quer o detetor permanecem estacionários ao passo que é a mesa com o doente que se move a uma velocidade constante sendo bastante semelhante a uma radiografia convencional. Assim que este procedimento seja iniciado o computador com o sistema de controlo dá instruções à *gantry* para rodar para a orientação desejada pelo operador. Posteriormente o computador instrui a mesa do paciente, o sistema de produção de raios-X, o sistema de deteção de raios-X, e o sistema de geração de imagem para realizarem o *scan*. Com a mesa no local inicial para o *scan* esta mantém uma velocidade constante durante todo o processo. O gerador de alta tensão rapidamente atinge o valor pretendido e mantém constantes, durante o procedimento, a tensão e a corrente pretendidas para a aquisição. O tubo de raios-X é responsável por gerar o feixe de raios-X e o detetor de raios-X é responsável por detetar os fótons deste comprimento de onda e produzir os sinais elétricos. Ao mesmo tempo o sistema de aquisição de dados (DAS) converte os sinais analógicos em digitais a uma taxa de amostragem uniforme. Os dados amostrados são então enviados para o sistema de geração de imagens para processamento. Tipicamente, o sistema contém computadores de alta velocidade e chips de processamento de sinais. Os dados adquiridos são pré-processados e melhorados antes de serem enviados para o dispositivo de visualização (ecrã do operador) e para o dispositivo de armazenamento (para arquivo) [6], [52]–[58].

A partir do topograma e com a localização determinada do *scan* o operador vai realizar o exame de TC com base normalmente num protocolo pré-definido. Este protocolo determina diversos parâmetros i.e. a abertura do colimador, a abertura do detetor, a tensão e corrente do tubo de raios-X, o modo de varrimento, a velocidade da mesa e da *gantry*, o campo de visão (FOV) e o *kernel* de reconstrução, etc. Após definir este protocolo, o computador responsável pelo sistema de controlo envia os diversos comandos para a *gantry*, a mesa, o sistema de produção de raios-X, o sistema de deteção de raios-X, os sistemas de geração de imagem de forma semelhante ao sucedido no topograma. A maior diferença reside no facto de nesta etapa a *gantry* não se encontrar estacionária. Primeiramente deve atingir uma

velocidade de rotação desejada e constante durante a operação, devido ao facto deste equipamento ser muito pesado e requer um determinado tempo até alcançar estabilidade. Assim sendo a *gantry* é um dos primeiros componentes a responder aos comandos, todas as outras operações são bastante semelhantes às descritas para aquisição do topograma [6], [52]–[58].

De referir que em certos procedimentos clínicos esta sequência de operações pode divergir ligeiramente como é o caso dos procedimentos intervencionais onde os raios-X podem ser desencadeados por um pedal e não por um computador. Em exames de TC com injeção de contraste este deve ser sincronizado com o *scan* o que pode exigir um aparelho específico para injetar o mesmo [56]. A Figura 12 apresenta um esquema convencional de um sistema de TC.

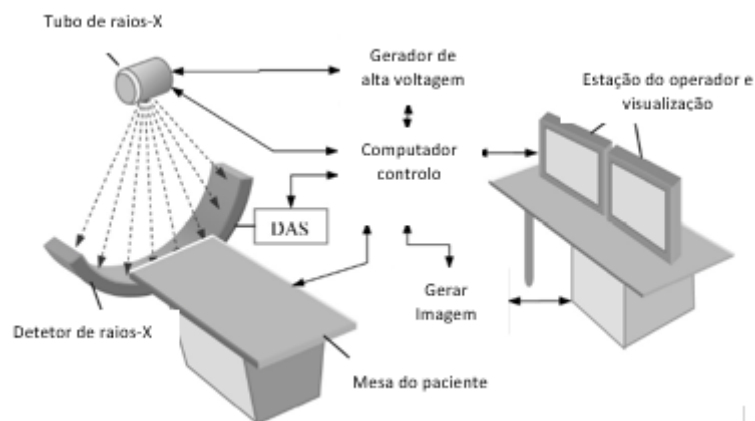


Figura 12 - Esquemático de um sistema de TC (Adaptado de [53]).

3.2.1 TUBO DE RAIOS-X E GERADOR DE ALTA TENSÃO

O tubo de raios-X é um dos componentes mais preponderantes num sistema de TC. Este elemento é responsável por fornecer os fótons necessários para a realização do exame. No início desta tecnologia o tubo de raios-X funcionava de forma pulsada no qual os fótons de raios-X eram produzidos em pulsos de curta duração, entre 1 a 4 ms. Seguiu-se um período de cerca de 12 a 15 ms durante o qual não são emitidos fótons e é feito o processamento do sinal. Alguns dos benefícios deste método seria o facto de reiniciar a eletrónica entre os pulsos e a capacidade de ajustar o comprimento dos pulsos e conseqüentemente o fluxo de fótons com base no tamanho do paciente. Com o avanço na eletrónica e na tecnologia do tubo as vantagens do tubo de raios-X pulsado diminuiu, até porque a sua maior desvantagem era o facto do seu *duty cycle* – fração do tempo de operação face ao tempo total – ser inferior a 100%. Para um varrimento de alta velocidade existe uma incompatibilidade com este tipo de tecnologia sendo necessário uma produção constante de raios-X [6], [53], [54], [56]–[58].

Apesar do tamanho e aparência do tubo de raios-X ter sofrido mudanças significativas desde o seu desenvolvimento inicial, os seus componentes base permanecem os mesmos, o cátodo e o ânodo. O cátodo produz os elétrons e o ânodo funciona como alvo para permitir a emissão de fótons. Estes encontram-se envoltos numa ampola de vidro com a função de os acomodar e suportar, à medida que sustêm um vácuo na ordem dos 5×10^{-7} Torr, por norma o nível de vácuo é superior aquando do início da vida operacional da ampola tendo a tendência a decrescer a pressão interna ao longo da utilização. A estrutura em vidro é formada por vários tipos de vidro sendo que a secção principal diz respeito a um borossilicato com boas propriedades térmicas e elétricas. A espessura deste varia entre os 0.18 e 0.30 mm. A ampola pode também ser metálica quando aplicada em *designs* mais avançados [6], [53], [54], [56]–[58]. A Figura 13 mostra um tubo de raios-X moderno com ânodo rotativo.



Figura 13 - Imagem de um tubo de raios-X moderno com ânodo rotativo (Adaptado de [6]).

Atendendo ao facto de que a radiação de raios-X é proporcional à quantidade de impacto dos elétrons, é imperativo controlar a corrente no tubo. Para tal, é necessário operar o filamento catódico no modo de emissão termiónica, neste modo a corrente fica bastante dependente da temperatura do cátodo e independente da tensão entre o cátodo e o ânodo. Um elemento côncavo concentra os elétrons emitidos a partir do filamento para uma região alvo a fim de assegurar um ponto focal bem definido em termos de tamanho e forma. Em certos sistemas de TC existem dois pontos focais de tamanhos diferentes, um mais pequeno para assegurar alta resolução e um maior para assegurar aplicações que necessitem de um alto fluxo, isto é garantido pela presença de dois filamentos de tamanhos diferentes em paralelo ou série na montagem do cátodo. Na produção de raios-X apenas 1 % é convertido efetivamente em radiação e os restantes 99 % em calor. A temperatura do ponto de impacto pode rondar entre os 2600 e os 2700 °C, sendo que no caso do tungsténio o ponto de fusão se situa nos 3300 °C. Para impedir o desgaste do material, o ânodo é rodado a alta velocidade nomeadamente entre 8000 e 10000 rpm o

que permite que a parte mais fria do ânodo seja colocada por baixo do feixe de eletrões. Como será expectável a temperatura da linha focal está entre a temperatura do ponto focal e do corpo do ânodo. De referir que como seria impraticável ter um eixo rotativo a passar num tubo de vácuo, todas as partes rotativas se encontram dentro do tubo. As partes rotativas são constituídas pelo ânodo alvo conectado a um eixo de molibdénio que é rodeado por um rotor. Um rolamento também é colocado dentro da ampola para permitir que o ânodo, o eixo e o rotor possam rodar livremente, este rolamento pode ser metálico ou então metálico, mas com líquido no seu interior. Um estator é colocado fora da ampola para gerar os campos magnéticos alternados que permitem induzir a rotação [6], [53], [54], [56]–[58].

Tendo em conta que a gestão do calor é crucial e complexa, os aparelhos de TC possuem algoritmos que gerem as condições de operação ideais para cada protocolo clínico. Com a introdução da tecnologia *multislice* a utilização do tubo de raios-X tornou-se altamente eficiente, sendo que diversos protocolos possam ser realizados em segundos sem necessitar de protocolos de arrefecimento o que relega a importância do arrefecimento. Atualmente um parâmetro com bastante importância é a entrega de potência máxima que o tubo proporciona num curto período de tempo, isto é particularmente importante em protocolos de imagiologia do coração. Para evitar artefactos utilizam-se velocidades de varrimento de cerca de 0.4 s e *slices* de espessura fina [6], [53], [54], [56]–[58].

Denote-se que para uma dada tensão, o fluxo total de raios-X é proporcional ao produto da corrente do tubo (mA), a abertura do detetor (mm) e ao tempo de aquisição (s). Quando a abertura do detetor e o tempo de aquisição são substancialmente reduzidos implica que uma corrente maior seja aplicada a fim de manter o fluxo de raios-X o que conseqüentemente implica que o alvo no tubo de raios-X consiga lidar com esta carga elevada num curto período de tempo. Um componente importante na geração de raios-X é o gerador de alta tensão. Para produzir e manter um fluxo constante de raios-X, a tensão e a corrente no tubo deve ser mantida a um nível desejado. O que sucede é que a energia elétrica disponível na rede nomeadamente a tensão da fonte de alimentação tem um comportamento sinusoidal que oscila desde o polo negativo ao positivo relativamente à terra. Este princípio é bastante indesejável pois em primeiro lugar se a tensão no cátodo se torna positiva em relação ao ânodo, os eletrões emitidos a partir do ânodo iriam acelerar em direção ao cátodo causando um desgaste prematuro no filamento do cátodo e gerando fotões de raios-X indesejados localizados fora do ponto focal de raios-X. Um outro problema diz respeito ao facto de que uma flutuação na tensão causa dificuldades na calibração e acondicionamento do sinal dos sistemas de TC. O espectro de energia do fluxo de raios-X está intimamente ligado à tensão entre o ânodo e o cátodo, ou seja, quando existe uma variação significativa da tensão, o espectro varia constantemente. Para assegurar uma boa qualidade da imagem e evitar a

falha prematura do tubo de raios-X, a fonte de alimentação deve ser retificada com o objetivo de ser o mais constante possível de modo a tentar simular uma fonte DC [6], [53], [54], [56]–[58].

3.2.2 SISTEMA DE DETEÇÃO DOS RAIOS-X

O detetor de raios-X é tão importante como o tubo de raios-X para o desempenho de um equipamento de TC e tem vindo a evoluir constantemente ao longo do tempo.

Uma das tecnologias presentes nos equipamentos de terceira geração é a utilização de cintiladores no estado sólido em conjunto com fotodíodos. Num detetor deste tipo, um fóton de raios-X incidente é submetido a uma interação fotoelétrica com o cintilador. O fotoeletrão libertado desta interação percorre uma distância curta no cintilador e excita eletrões nos outros átomos. Quando estes átomos regressam ao seu estado fundamental é emitida radiação no espectro visível ou UV. Os fótons por este processo viajam em todas as direções, para tal o cintilador está revestido com uma camada de um material bastante refletor para direcionar a luz para os fotodíodos colocados na base do detetor. Devido à reflexão e absorção que ocorre no cintilador, apenas uma pequena fração de fótons chegam ao fotodíodo [6], [53], [54], [56]–[58]. A Figura 14 expõe um diagrama esquemático de um detetor cintilador.

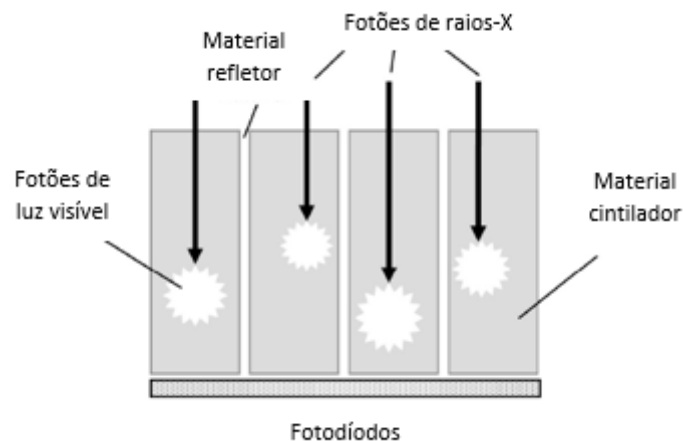


Figura 14 - Diagrama esquemático de um detetor cintilador (adaptado de [53]).

O sistema de deteção desempenha um papel especial na interação dos componentes da TC. Converte os raios-X incidentes de intensidade variável em sinais elétricos. Estes sinais analógicos são amplificados por componentes eletrónicos a jusante e convertidos para pulsos digitais. Ao longo do tempo, certos materiais têm-se revelado muito eficaz na utilização de raios-X, e.g. a *Siemens* utiliza

detetores UFC (*Ultra Fast Ceramic*) que, devido às suas excelentes propriedades materiais, melhoram dramaticamente a qualidade da imagem [56].

3.2.3 GANTRY

A *gantry* é considerada a espinha dorsal de um sistema de TC, o que implica que a instrumentação deste componente seja de elevada importância. Por norma a parte rotativa inclui o tubo de raios-X, detetor, dispositivo de alta tensão, o sistema de arrefecimento, etc. O conjunto destes componentes pode chegar aos 500 Kg ao mesmo tempo que se pretende uma elevada precisão de posicionamento, e rotações constantes. Por sua vez a precisão necessária exige que o pórtico não emita vibrações indesejadas em todas as direções nomeadamente quando por exemplo estamos perante aplicações em ordens submilimétricas. Tendo em conta que para um *scanner* com um raio de 500 mm isto não é uma tarefa fácil. Mais uma vez, com requisitos de digitalização mais exigentes, com velocidades mais rápidas, existe uma maior complexidade na conceção dos componentes. Sabendo que a força centrífuga aumenta com o quadrado da velocidade de rotação, todos estes componentes devem ser capazes de suportar uma elevada força G em operações rotineiras [6], [53], [54], [56]–[58]. A Figura 15 mostra uma imagem de uma *gantry* de um equipamento de terceira geração.



Figura 15 - Imagem de uma *gantry* de um equipamento de terceira geração (Adaptado de [53]).

3.2.4 COLIMAÇÃO E FILTRAÇÃO

Num sistema de TC a colimação desempenha um papel importante uma vez que permite reduzir a dose de radiação imputada ao paciente permitindo ao mesmo tempo assegurar uma boa qualidade de imagem. De um modo geral existem dois tipos de colimação, uma pré-paciente e outra pós-paciente. Tal

como os nomes indicam, a colimação pré-paciente é posicionada entre a fonte de raios-X e o paciente. Atendendo ao facto de que os fotões de raios-X emitidos cobrirem uma grande área em z, a colimação pré-paciente restringe o fluxo de raios-X que atingem o paciente a uma região estreita. No caso de um sistema de *single slice*, a colimação além de reduzir a dose administrada ao paciente, vai definir a espessura do *slice*. Num sistema de TC *multislice* a espessura do *slice* é definida pela abertura do detetor em vez do colimador. O feixe de raios-X após colimação pré-paciente vai gerar duas regiões em z, umbra e penumbra. A umbra é uma região homogénea de fluxo de raios-X, ao passo que a penumbra é uma região não homogénea. No caso dos sistemas de TC *multislice* apenas se recorre à zona de umbra para formar imagens de TC, estando os detetores apenas dentro desta região. Isto implica que a parte de penumbra do feixe de raios-X represente dose não utilizada para o paciente, para melhorar a eficiência do sistema tenta-se limitar a quantidade de raios-X não utilizados. O segundo tipo de colimação é a colimação pós-paciente. Neste tipo de colimação são empregues dois tipos de colimadores, um para colimação no plano e outro para colimação transversal. A colimação no plano é mais utilizada em sistemas de terceira geração para rejeitar fotões dispersos. Esta grelha, feita de placas finas e altamente atenuantes, são colocadas em frente ao detetor de modo a focar nos raios-X que seguem o seu caminho original e eliminar os que tendem a dispersar-se, impedindo que estes entrem no detetor. No que concerne à colimação transversal esta é aplicada quer em sistemas de terceira como quarta geração. Em sistemas de terceira geração o propósito serve para restringir a espessura do *slice* obtido e com isto melhorar a sensibilidade, como será expectável o revés será mais uma vez o desperdício de fotões de raios-X que atravessam o paciente e não utilizados. Em certas situações utiliza-se também uma grelha no plano transversal em colimação pós-paciente com sistemas de quarta geração para rejeitar a radiação dispersa de modo análogo à grelha de colimação no plano utilizado no sistema de terceira geração. De referir que à medida que o volume do detetor aumenta é expectável que a quantidade de radiação dispersa seja maior pelo que quando a colimação no plano não for suficiente é necessário utilizar colimação transversal [6], [53], [54], [57], [58]. Estes conceitos podem ser visualizados na Figura 16.

Relativamente à filtragem do feixe de raios-X de referir que os fotões emitidos a partir de um tubo de raios-X apresentam um amplo espectro. Por norma encontram-se presentes muitos raios-X de baixa energia, sendo absorvidos pelo paciente e contribuem pouco para o sinal detetado. O que se pretende é eliminar esta radiação a fim de diminuir a dose do paciente e melhorar a qualidade do feixe utilizando para o efeito filtragem adicional. Esta filtragem consiste por norma num filtro plano feito de cobre ou alumínio colocado entre a fonte de raios-X e o paciente. Este filtro modifica o espectro uniformemente ao longo de todo o FOV. Sabendo que a secção transversal de um paciente é oval, alguns fabricantes aplicam

por vezes um filtro *bowtie* para modificar a intensidade do feixe de raios-X no interior do FOV com o objetivo de reduzir a dose no paciente [29], [34], [36], [37]. A Figura 16 ilustra o efeito da colimação e das zonas de umbra e penumbra.

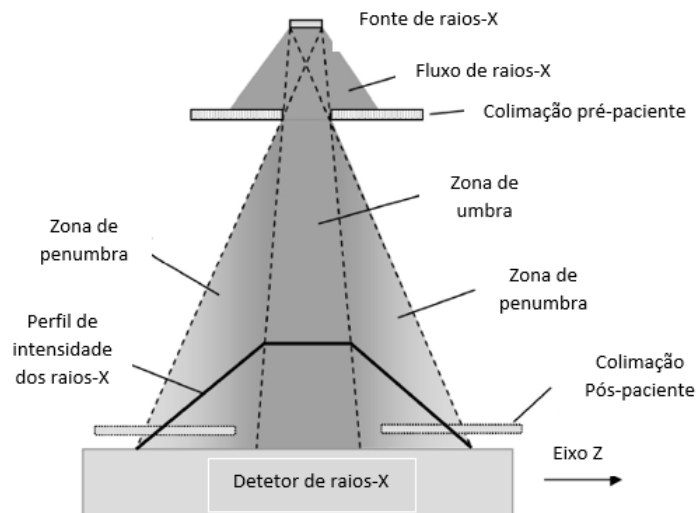


Figura 16 - Ilustração da colimação e das zonas de umbra e penumbra (Adaptado de [53]).

3.2.5 HARDWARE DE RECONSTRUÇÃO

Num sistema de TC o *hardware* de reconstrução é responsável por efetuar o pré-processamento dos dados nomeadamente o acondicionamento do sinal, a reconstrução das imagens e o pós-processamento *i.e.* redução de artefactos, filtragem das imagens e reconstrução. Ao longo da evolução dos sistemas de TC a velocidade de reconstrução tem sofrido melhorias notáveis. A título exemplificativo, o tempo de reconstrução de uma imagem diminuiu de cerca de 2 h na primeira imagem de TC para menos de 0,1 s no dia de hoje. Tal como em outras áreas tecnológicas, este aumento da produtividade relativo à maior capacidade de processamento deve-se aos avanços feitos a nível do *hardware* e arquiteturas de computadores. Nos últimos anos, o surgimento de novas arquiteturas de unidades de processamento gráficas (GPU) e processadores permitem uma implementação eficiente de algoritmos de reconstrução complexos [53].

3.3 GERAÇÕES DOS SISTEMAS DE TC

Analisando a evolução da TC é possível identificar quatro gerações distintas que diferem principalmente na forma do tubo de raios-X e os detetores mas também na forma como estes se movem de acordo com o paciente [6].

3.3.1 PRIMEIRA GERAÇÃO

A primeira geração de TC consistia num tubo de raios-X que emitia um único feixe de raios-X em forma de “agulha” que resultava de um feixe cónico após a respetiva colimação. Esta geometria denominava-se de *pencil beam*. No lado oposto ao tubo existia um único detetor sendo que este se movia de modo sincronizado relativamente ao tubo de raios-X. Este processo seria repetido linearmente para todos os ângulos de projeção permitindo uma cobertura completa do objeto [6], [53], [57]. A Figura 17 ilustra um sistema de TC de primeira geração.

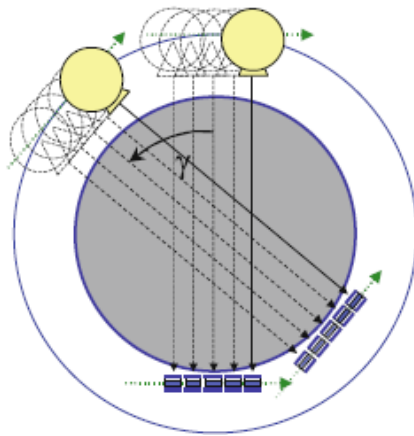


Figura 17 – Ilustração de uma TC de primeira geração (Adaptado de [6]).

3.3.2 SEGUNDA GERAÇÃO

A segunda geração de sistemas de TC possui uma fonte de raios-X que emite um feixe de leque estreito denominado por *fan beam*, em conjunto com uma matriz de detetores de cerca de 30 elementos. Atendendo ao facto de que o ângulo de abertura do feixe ainda é relativamente pequeno, implica novamente que o tubo e a matriz de detetores sejam sucessivamente transladados linearmente antes de ajustar o ângulo de projeção. Nos primeiros exemplares, o ângulo era cerca de 10 graus. Apesar de ser necessário efetuar na mesma o deslocamento linear, o tempo de aquisição foi reduzido para alguns minutos e o conjunto de detetores permitia medir várias intensidades em simultâneo.

Apesar destes melhoramentos o campo de medição ainda era pequeno o que por conseguinte, aliado ao ainda longo tempo de aquisição, limitava a utilização à zona do crânio visto que esta não possui um elevado movimento intrínseco durante a aquisição. Este não seria o caso para áreas como o tórax ou abdómen na medida em que os movimentos intrínsecos dos pulmões e coração bem como o movimento

do diafragma iriam inevitavelmente produzir artefactos nas imagens reconstruídas [29], [34], [36]. A Figura 18 ilustra um sistema de TC de segunda geração.

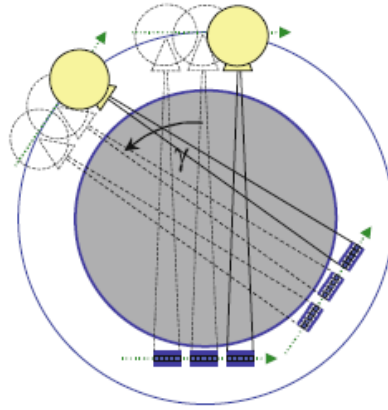


Figura 18 – Ilustração de uma TC de segunda geração (Adaptado de [6]).

3.3.3 TERCEIRA GERAÇÃO

Na TC de terceira geração, o objetivo passava por reduzir o tempo de aquisição para menos de 20 segundos, uma vez que permitiria adquirir imagens do abdómen sem artefactos quando o paciente suspende a respiração. Para tal efetuou-se uma evolução da tecnologia *fan beam* da segunda geração, aumentando o ângulo do feixe em leque e utilizando uma maior matriz de detetores. Atualmente o ângulo do feixe é entre 40° e 60° e a matriz de detetores entre 400 e 1000 elementos. Com estas dimensões é possível efetuar um varrimento suficiente para cobrir o tronco de um paciente para cada ângulo de projeção. O tempo de aquisição é reduzido consideravelmente na medida em que é possível efetuar uma rotação contínua sem interrupção para efetuar deslocamento linear. De referir que maioria dos sistemas TC utilizados atualmente é de terceira geração [29], [34], [36]. A Figura 19 ilustra um sistema de TC de terceira geração.

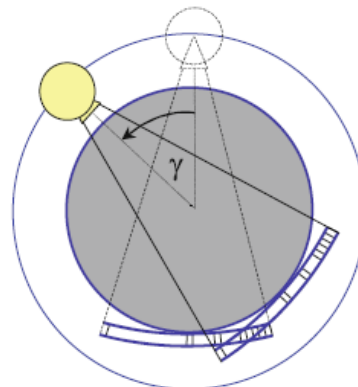


Figura 19 – Ilustração de uma TC de terceira geração (Adaptado de [6]).

3.3.4 QUARTA GERAÇÃO

A quarta geração de sistemas de TC não apresenta diferenças significativas relativamente à geração anterior no que diz respeito ao tubo de raios-X bem e ao feixe *fan beam* que para o campo de medição pretendido também efetua uma rotação contínua sem ser necessário deslocamento linear. A principal diferença encontra-se no anel detetor que se encontra estacionário e fechado com até 5000 elementos. O tubo de raios-X pode rodar dentro ou fora do detetor. Nos casos em que o tubo de raios-X se encontre fora do anel de detetores é perentório prevenir que os raios-X irradiem através dos detetores por trás. Neste caso é necessário inclinar o anel de detetores por forma a que exista uma linha de visão desimpedida entre o tubo e a secção apropriada do anel de detetores para garantir que a radiação apenas atravesse o paciente e não a eletrónica por trás dos detetores [29], [34], [36]. A Figura 20 ilustra um sistema de TC de quarta geração.

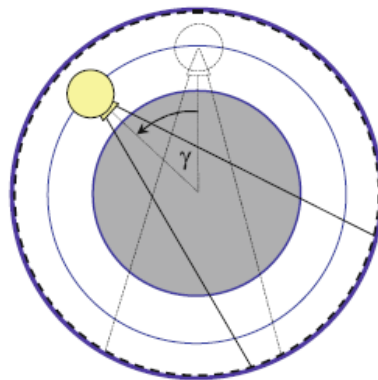


Figura 20 – Ilustração de uma TC de quarta geração (Adaptado de [6]).

3.4 TC SPIRAL

O tubo de raios-X necessita de alimentação contínua de energia e portanto a taxa de movimento circular era limitada por um cabo elétrico numa bobina. Durante este processo o cabo era enrolado numa direção e desenrolado na outra, constituindo um grande obstáculo na diminuição do tempo de aquisição uma vez que a unidade era obrigada a parar e recomeçar após atingir um determinado ângulo de rotação. Apesar de os dados poderem ser recolhidos quer no sentido horário quer no sentido anti-horário existiam sempre limitações da velocidade de rotação [29], [34]–[36].

O desenvolvimento da tecnologia de anel deslizante veio solucionar este problema, sendo que a energia provém de contactos deslizantes entre o exterior da unidade de amostragem, conhecida por *gantry*, e a unidade de amostragem rotativa. Com esta evolução, a unidade onde se encontra o tubo de raios-X e o conjunto de detetores, no caso de sistemas de terceira geração, pode rodar continuamente o

que traduz facilmente em frequências de rotação inferiores a um segundo. Esta tecnologia de anéis deslizantes em conjunto com o movimento contínuo da mesa do paciente permite, tal como o nome indica, obter dados em forma de “espiral” [6], [53], [56], [57]. A Figura 21 representa o procedimento do *scan spiral*.

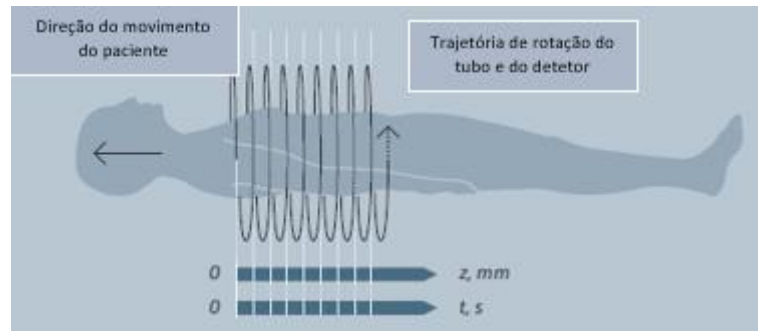


Figura 21 – Representação do *scan spiral* (Adaptado de [56]).

3.5 UNIDADES DE HOUNSFIELD

Na TC os valores de atenuação são representados como valores da escala de cinzento. Godfrey Hounsfield propôs que os valores de atenuação (μ) fossem convertidos numa escala adimensional em referência ao coeficiente de atenuação da água segundo a equação:

$$\text{Valor de TC} = \frac{\mu - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} 1000. \quad \text{Eq. 3.1}$$

Em honra de Hounsfield a unidade destes valores é a unidade de Hounsfield (HU). Nesta escala atribui-se o valor de TC de -1000 HU e de 0 HU ao ar e à água, respetivamente. Em teoria esta é uma escala sem limite, contudo na prática termina por volta de 3000 HU, sendo que por normas os aparelhos médicos operem no intervalo de -1024 HU a +3071 HU [6], [56].

Na prática, os médicos dentistas estão habituados a atribuir valores absolutos a determinados órgãos pelo que alterações a estes valores podem significar uma determinada patologia. Torna-se imperativo dividir a escala de Hounsfield em intervalos relevantes para determinado diagnóstico. A Figura 29 apresenta um histograma dos diferentes valores de TC para diferentes tecidos. Tendo em conta que o valor de vários órgãos se sobrepõe na escala de Hounsfield nem sempre é simples obter um resultado claro. Para detetar diferenças entre estes órgãos com representação visual semelhante é necessário

adaptar o intervalo anatómico de Hounsfield a uma gama perceptível de escala de cinzentos [6], [18]. Na Figura 22 está representada a escala de Hounsfield para diferentes tecidos.

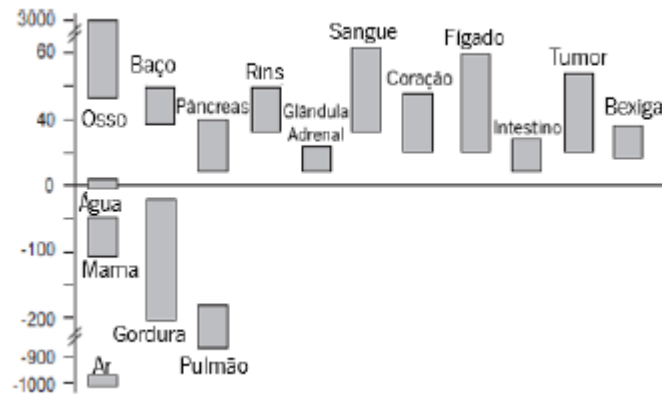


Figura 22 – Representação da escala de Hounsfield para diferentes tecidos (Adaptada de [59]).

Num exame de TC os valores de densidade são apresentados com base numa escala de tons de cinzento. Uma vez que o olho humano apenas consegue distinguir cerca de 80 valores da escala de cinzentos não existem valores de cinzento suficientes para todos os valores de densidade o que faz com que a gama de densidade de relevância diagnóstica seja atribuída a esta gama de cinzentos disponível. Para tal é necessário definir uma janela onde se escolhe primeiro o valor central da escala de cinzentos, depois o valor da largura da janela o que define os números acima e abaixo do cinza central, sendo o tecido preto o de menor densidade e o branco o de maior densidade [6], [18], [56].

3.6 RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM

Os primeiros resultados obtidos em qualquer exame de TC são as imagens axiais. Atendendo ao facto de que estas se encontram armazenadas num formato digital, podem ser imediatamente processadas. Certos dados geométricos como distâncias, áreas, ângulos ou volumes são facilmente obtidos, e com uma maior precisão do que a radiografia convencional devido à inexistência do problema de sobreposição de estruturas.

MPR

A TC usa por definição o plano axial o que obriga a que vistas de outras orientações tenham de ser reconstruídas através das imagens originais. Este processo é obtido através da reconstrução multiplanar – *multi planar reconstruction* (MPR), onde uma série de imagens axiais são combinadas de

modo a formar uma pilha. Ao alinhar as mesmas linhas e colunas de todas as imagens o computador consegue reconstruir as imagens em qualquer plano arbitrário. Um bom *standard* atualmente são as vistas axial, sagital, coronal e oblíquo, permitindo uma boa análise [56]. A Figura 23 mostra um exemplo de reconstrução MPR nos planos sagital, coronal e axial respetivamente.

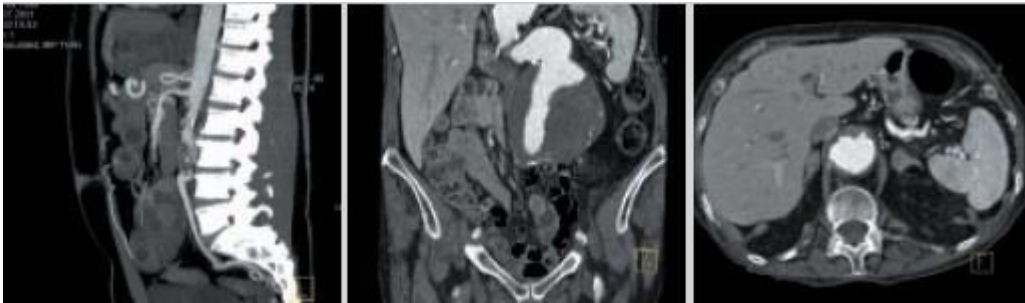


Figura 23 – Exemplo de uma reconstrução MPR nos planos sagital, coronal e axial (respetivamente da esquerda para a direita) (Adaptado de [56]).

SSD

No método SSD (*surface shaded display*) necessita de se predefinir um determinado limiar do valor de TC, sendo que todos os *pixels* acima deste limiar vão contribuir para a imagem resultante. A superfície reconstruída com a totalidade dos *pixels* e iluminada por uma fonte de luz artificial com vista a criar um efeito sombreado que intensifica a imagem visualmente. De referir que a informação da densidade original relativa aos valores de TC e a informação diagnóstica é perdida, mas a visualização tridimensional pode ser útil. Este método é indicado para visualização virtual de estruturas que se destacam num determinado background como o esqueleto ou vasos com contraste. [56]. A Figura 24 mostra um exemplo de reconstrução SSD.



Figura 24 – Exemplo de uma reconstrução SSD (Adaptado de [56]).

MIP

A técnica MIP (*maximum intensity projection*) baseia-se nos *voxels* com a maior densidade, ou seja, com o maior valor de TC. Ao longo do eixo imaginário criado relativamente à posição do observador percorrendo todo o volume da imagem 3D apenas é escolhido o *voxel* com o maior valor de densidade na reconstrução MIP. Cada imagem MIP é, portanto, uma projeção a duas dimensões. Ao correr várias imagens MIP numa sequência é possível obter uma noção espacial realística. Para isso é criada uma série de imagens onde se varia o ângulo de visualização em pequenos passos [56]. A Figura 25 mostra um exemplo de reconstrução MIP.

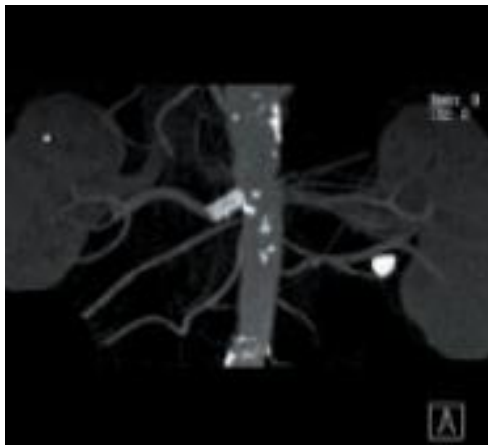


Figura 25 – Exemplo de uma reconstrução MIP (Adaptado de [56]).

VRT

A técnica de VRT (*volume rendering technique*) refere-se ao processo de reconstruir um modelo 3D a partir de uma pilha de imagens 2D. Esta técnica suplanta a SSD e a MIP na medida em não está limitada a um determinado limiar ou valor máximo de intensidade, todos os valores ao longo do eixo virtual podem contribuir para a imagem resultante. Toda a escala de Hounsfield pode ser incluída no VRT o que permite simultaneamente mostrar uma grande variedade de estruturas com vários valores de densidade num único volume de dados [56]. A Figura 26 mostra um exemplo de reconstrução VRT.

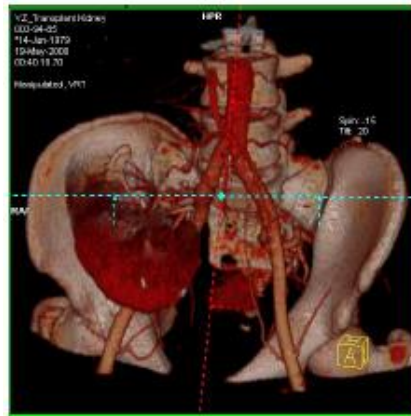


Figura 26 – Exemplo de uma reconstrução VRT (Adaptado de [52]).

3.7 DOSE

A medicina contemporânea depende em larga escala da radiologia para os seus diagnósticos e procedimentos clínicos, porém essa vantagem essencial acarreta riscos para os quais os profissionais de saúde nem sempre estão conscientes. Deste modo, algum conhecimento e sensibilização pode ajudar a reduzir o número de exames desnecessários. A utilização de radiação em exames médicos constitui a maior fonte de exposição humana à radiação [8]. Atendendo ao facto das crianças e jovens serem mais suscetíveis aos danos por radiação torna-se imperativo minimizar a sua exposição. A alternativa passa por substituir por outra técnica que não possua radiação, nos casos em que não seja possível deve ter-se em conta o tamanho da criança [1].

As atuais normas de segurança assentam na premissa de que qualquer dose de radiação, por menor que seja pode resultar em prejuízo para a saúde nomeadamente desenvolvimento de cancro. Por forma a obter uma noção maior do risco individual deve então ter-se em conta a idade e o género do paciente. As pessoas do género feminino possuem um risco mais elevado do que pessoas do género masculino, e no caso das crianças um risco substancialmente mais elevado devido à sua elevada taxa de divisão celular bem como maior esperança de vida. A título exemplificativo, uma criança de um ano possui um risco de 10-15 vezes superior de desenvolver um cancro do que um adulto de 50 anos mediante a mesma dose de radiação [29].

Além das medidas implementadas pelos fabricantes com vista à redução da dose de exposição, existem alguns parâmetros dependentes do utilizador que afetam a dose aplicada:

- Produto corrente no tubo-tempo: a dose de radiação e o mAs têm uma dependência linear [29];
- Tempo de aquisição: a dose de radiação aumenta linearmente com o tempo de aquisição para uma corrente constante no tubo de raios-X. No entanto, o produto corrente no tubo-tempo deve

ser sempre considerado como um todo, de modo a que numa dose constante, o tempo de aquisição possa ser reduzido e a corrente aumentada [29];

- Tensão do tubo: o aumento da tensão do tubo aumenta a sua eficiência e a capacidade de penetração. A qualidade da imagem também aumenta, porém, a dose para o paciente é mais elevada [29];
- Espessura do objeto: em pacientes bebés e idosos deve ser adotado um menor mAs uma vez que há menor atenuação e a qualidade da imagem não é afetada. Para doentes mais pesados sugere-se aumentar a tensão no tubo em vez do mAs, visto que o aumento da exposição à radiação é menos intenso [29];
- *Pitch factor*: um fator igual a 1 significa que numa rotação da unidade de 360° a mesa do paciente é movida linearmente num comprimento igual à espessura do *slice* escolhida. Se o fator for inferior a 1 significa que os *slices* obtidos irão ter sobreposição. Isto melhora a imagem porém aumenta a dose. Se o fator for superior a 1 então a dose pode ser reduzida [29];
- Comprimento do *scan*: quanto maior a secção do corpo a ser examinada maior a dose aplicada. O número de *slices* deve ser limitado apenas à região relevante para diagnóstico [29];
- Campo de visão: quando se usa um campo de visão muito pequeno, magnificando os pequenos detalhes, regra geral é necessário aumentar o produto corrente no tubo-tempo para reduzir o ruído, aumentando a dose de radiação [6].

4 TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE FEIXE CÓNICO

Neste capítulo pretende-se abordar a tecnologia de TCFC nas suas diversas vertentes nomeadamente no que diz respeito ao seu desenvolvimento ao longo do tempo, os seus fundamentos, o seu princípio de funcionamento, os seus componentes, bem como as suas vantagens e limitações.

4.1 SURGIMENTO DA TCFC

A TCFC surgiu no final dos anos 90 devido ao aumento da necessidade de imagens 3D apresentada pela área da medicina dentária. Como se sabe, a TC convencional permite gerar imagens 3D porém implica deslocação a uma clínica/hospital que possua este equipamento complexo e caro, e que expõe os pacientes a uma maior dose de radiação. Esta tecnologia, tal como o nome indica, emite um feixe cónico, em contraposição ao feixe linear da TC convencional, que permite gerar uma imagem 3D de fácil perceção para os dentistas [21], [60].

Em 1997, Yoshinori Arai e a sua equipa desenvolveram um dispositivo de TC compacto de feixe cónico específico para utilização em medicina dentária. Dois anos volvidos, este dispositivo foi utilizado em cerca de dois mil casos com vista a avaliar diversas condições médicas tais como dentes inclusos, lesões apicais bem como doenças mandibulares e maxilares quer antes quer depois de intervenção cirúrgica, revelando uma elevada taxa de sucesso. Nesta iteração do equipamento denominado de *Ortho-CT*, pelo facto de ter como base um aparelho de ortopantomografia, utilizou-se um intensificador de imagem o que acrescentou uma maior operabilidade, resolução e diminuição da dose de radiação [21], [61]–[63].

Em 2001, um novo dispositivo de imagem volumétrico, desenvolvido em Itália por P. Mozzo denominado *Newtom QR 9000* recebeu aprovação da FDA (*Food and Drug Administration*). Este dispositivo formatado para aquisição de imagem da região maxilofacial permitia num único *scan* adquirir cerca de 360 imagens (uma imagem por cada grau de rotação) girando em torno da cabeça, e necessitando apenas de 17 s de exposição à radiação [21], [63]–[65].

A investigação no campo da imagem médica permite suplantiar dificuldades e desafios existentes na prática clínica. Até há pouco tempo, o estado da arte situava-se na utilização de uma radiografia 2D utilizada para avaliar estruturas 3D. Com a introdução da tecnologia de TCFC foi possível providenciar

imagens volumétricas da região maxilofacial [21], [63], [65]. A TCFC é inequivocamente uma tecnologia que veio revolucionar o diagnóstico e tratamento no campo da medicina dentária. O objetivo inicial prendia-se com aplicações como a angiografia na qual a resolução dos tecidos poderia ser sacrificada em função de uma boa resolução temporal e espacial. A TCFC apresentou um método alternativo ao feixe em leque da TC convencional utilizando um detetor muito menos dispendioso. O modelo *NewTom* QR-DVT 9000 foi a primeira unidade comercial disponível porém, à data de hoje, existem inúmeros fabricantes com dispositivos com diferentes campos de visão adaptados às diferentes práticas clínicas. Esta tecnologia foi então introduzida devido ao seu papel fundamental no campo da implantologia dentária sendo que atualmente engloba não só a implantologia dentária, cirurgia oral, ortodontia, endodontia, apneia do sono, disfunção da articulação temporomandibular e periodontia, estando a expandir o seu horizonte no que diz respeito à medicina do ouvido, nariz e garganta [21], [63]–[65].

4.2 FUNDAMENTOS DA TCFC

A TCFC é um equipamento desenhado para obter imagens 3D do esqueleto maxilofacial da zona da cabeça e do pescoço, efetuando para o efeito um *scanner* extraoral. Relativamente à morfologia do equipamento, esta unidade apresenta um tamanho comparável a uma máquina de radiografia panorâmica convencional. Tal como o nome indica, os aparelhos de TCFC utilizam raios-X que irradiam a superfície da cabeça em forma de um cone, sendo que os detetores não podem ser um conjunto linear, à semelhança da TC, mas um detetor planar bidimensional. Atendendo ao facto de que o feixe cónico irradia um grande volume em vez de um *slice* fino, o aparelho não necessita de rodar tantas vezes como um aparelho de TC, sendo uma rotação única suficiente para reconstruir toda a região de interesse. A técnica permite obter imagens reconstruídas a 2D em todos os planos bem como reconstruções 3D com um baixo nível de exposição à radiação [18], [21], [63]–[65]. Podem visualizar-se na Figura 27 dois exemplos de equipamentos de TCFC.



Figura 27 - Dois tipos de equipamentos de TCFC (Adaptado de [18]).

Um exame de TCFC divide-se em três fases, a aquisição, a reconstrução e a visualização. Durante um procedimento de aquisição de uma TCFC o sistema de aquisição composto pela fonte de raios-X e respetivos detetores gira 360 graus à volta da cabeça a fim de obter múltiplas imagens que podem variar entre 150 a 599 imagens semelhantes a radiografias. O *software* incorporado recolhe os dados em bruto e reconstrói as mesmas em formatos visíveis. Este tempo pode variar entre 5 e 40 s dependendo do protocolo adotado. O feixe por norma é restringido por um colimador que pode ser circular ou retangular para corresponder ao tamanho do sensor, porém existe a possibilidade de ser colimado ainda mais a fim de corresponder à região de interesse. As técnicas de aquisição de feixes cónicos utilizam na sua maioria uma rotação única de 180° ou mais em que a fonte de raios-X e o detetor de raios-X são fixados por um braço e rodam em torno das cabeças dos pacientes. O FOV determinado pela área de interesse depende principalmente do tamanho do detetor e colimação selecionada. As imagens primárias capturadas durante um scan TCFC consistem numa sequência de projeção de imagens 2D denominadas de dados de projeção ou dados em bruto. Os dados de projeção são prontamente reconstruídos no que constitui o resultado real de TCFC: um conjunto de dados volumétricos. O número de imagens de projeção que compõem o conjunto de dados varia em função do sistema. Este número é determinado tanto pela taxa de imagens como pelo tempo de exposição. Quanto maior for a taxa de fotogramas, mais informação está disponível para construir a imagem [40], [43]–[45].

Após efetuada a aquisição, estes dados são sujeitos a um processo de reconstrução que culmina na produção de um volume digital cilíndrico ou esférico composto por elementos denominados de “voxels” empilhados em linhas e colunas passível de ser analisado por *software* compatível. Estes *voxels* constituem a unidade mais pequena de um volume digital sendo isotrópicos e de tamanho variável entre 0,07 a 0,40 mm. A cada *voxel* é atribuído um valor na escala de cinzentos correspondente a um valor da atenuação do tecido. De referir que os equipamentos mais atuais de TCFC são capazes de produzir imagens de 12 ou 14 bits o que representa respetivamente 4.096 e 16.384 tons de cinzento. Atendendo ao facto de os monitores utilizados para visualizar estas aquisições apenas possuírem 8 bits, ou seja 256 tons de cinzento, é necessário utilizar uma técnica através do *software* denominada por *Windowing* que permite ao operador aceder e visualizar todos os dados. O operador percorre os dados visualizando 8 bits de cada vez com o ar e os ossos respetivamente as estruturas menos e mais atenuantes em cada extremo do espectro. Assim que a janela ótima é escolhida o contraste e a luminosidade são ajustadas para uma melhor visualização. De referir que o baixo tamanho dos *voxels* em conjunto com o elevado número de tons de cinza contribuem diretamente para a eficácia e precisão na medição e visualização de estruturas anatómicas [21], [65], [66].

A disponibilidade da tecnologia TCFC proporciona ao clínico dentário uma grande escolha de formatos de exibição de imagens. O conjunto de dados volumétricos é uma compilação de todos os *voxels* disponíveis e, para a maioria dos dispositivos de TCFC, são apresentadas ao clínico no ecrã como imagens reconstruídas secundárias em três planos ortogonais: axial, sagital e coronal. Os médicos podem produzir e visualizar fatias oblíquas ou visualizar o volume inteiro a partir de qualquer ângulo. Existem várias técnicas para visualizar um volume, nomeadamente a já mencionadas SSD e VRT [66], [67]. A Figura 28 permite conhecer o princípio de formação de imagem de TCFC.

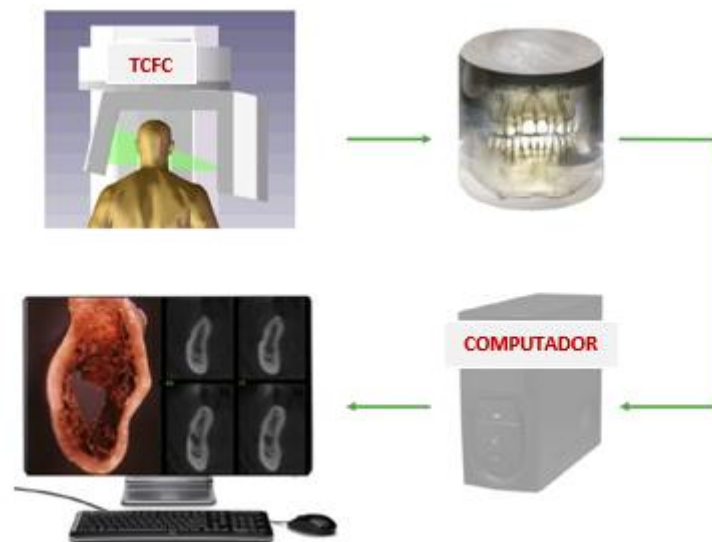


Figura 28 - Princípio de formação de imagem de TCFC (Adaptado de [21]).

No que concerne à região maxilofacial a TCFC tem ganho aceitação como modalidade de imagem 3D. As aplicações da TCFC incluem a extração de um terceiro molar impactado, planeamento ortodôntico/cirúrgico, tratamento endodôntico de dentes com múltiplas raízes quando a anatomia do canal radicular não é adequadamente mostrada em radiografias intraorais convencionais, trauma dental e implantação oral. Por outro lado, a TCFC não deve ser usada como rotina para deteção de cáries, perda óssea periodontal ou para diagnóstico ortodôntico rotineiro [21], [63], [66].

4.3 CONCEITOS IMPORTANTES DA TCFC

Durante o *scan* são feitas exposições únicas em determinados intervalos de graus, fornecendo imagens de projeção 2D individuais. A série completa de imagens é referida como *projection data*. O número de imagens que compõem estes dados do exame é determinado por uma taxa de aquisição, a amplitude do arco de trajetória e a velocidade de rotação. Mais dados de projeção fornecem mais

informações para reconstruir a imagem, permitem uma maior resolução espacial e de contraste, aumentam o sinal-ruído, produzindo imagens "mais suaves" e reduzem os artefactos metálicos. No entanto, mais dados de projeção geralmente necessitam de um tempo de *scan* maior, uma dose mais alta para o paciente e um tempo de reconstrução primária mais longo. De acordo com o princípio "tão baixo quanto razoavelmente possível" (ALARA), o número de imagens base deve ser minimizado para produzir uma imagem de qualidade diagnóstica [21], [66].

Taxa de aquisição e velocidade de rotação

Taxas de aquisição de imagem mais altas fornecem imagens com menos artefactos e melhor qualidade de imagem. No entanto, o maior número de projeções aumenta proporcionalmente a quantidade de radiação que um paciente recebe. Dentro das limitações da velocidade de leitura do detetor de estado sólido e da necessidade de um tempo de *scan* curto em um ambiente clínico, o número total de ângulos de visualização disponíveis normalmente é limitado a várias centenas [66], [67].

Amplitude do arco da trajetória

A maioria dos sistemas de imagem TCFC utiliza uma trajetória circular completa ou um arco de 360° para adquirir dados de projeção. Essa exigência física é geralmente necessária para produzir dados de projeção adequados para a reconstrução 3D. No entanto, é teoricamente possível reduzir esta trajetória e ainda reconstruir um conjunto de dados volumétricos. Essa abordagem potencialmente reduz o tempo de *scan* e é mais fácil de realizar mecanicamente. No entanto, as imagens produzidas por esse método podem ter maior ruído e sofrer de artefactos [66].

Posição do paciente

A tecnologia de TCFC é desenvolvida atualmente por diversos fabricantes e de acordo com diversas especificações, uma das mais evidentes é a posição do paciente. Este pode encontrar-se em pé, sentado, ou deitado sobre uma maca. O mais comum é o posicionamento sentado ou em pé. De referir que para obter uma alta qualidade de imagem 3D, com vista a diminuir artefactos de movimento é necessário a minimização do movimento do paciente [21].

Campo de visão (FOV)

O tamanho do FOV descreve o volume de varrimento de uma determinada máquina de TCFC, depende do tamanho e forma do detetor, a geometria da projeção do feixe, e a capacidade para colimar

o feixe, diferindo de um fabricante para outro. A colimação do feixe limita a exposição dos doentes à radiação ionizante e assegura que um FOV apropriado seja selecionado com base no caso específico. Em geral, as unidades de TCFC podem ser classificadas em pequenos, médios, e grandes volumes com base no tamanho do seu FOV. As máquinas de TCFC de pequeno volume são utilizadas para varrer um intervalo até um quadrante em apenas um maxilar. Oferecem geralmente mais resolução de imagem porque a dispersão de raios-X é reduzida à medida que o FOV diminui. As máquinas TCFC de volume médio são utilizadas para digitalizar ambas as mandíbulas, enquanto as grandes máquinas FOV permitir a visualização de toda a cabeça, normalmente utilizada em ortodontia. Para a maioria das aplicações de implantes dentários, um FOV pequeno ou médio é suficiente para visualizar a área de interesse. As máquinas de TCFC de pequeno volume são mais populares em casos de endodontia porque possuem vantagens em relação à TCFC de maior volume: aumento da resolução espacial, diminuição da exposição dos doentes à radiação, volume mais pequeno a ser interpretado, máquinas menos caras [21], [63], [65], [66].

4.4 TCFV vs. TC

4.4.1 VANTAGENS DA TCFC

A diferença fundamental entre a TCFC e a TC em espiral é que a primeira utiliza um feixe em forma de cone e um detetor que capta um volume completo de imagem numa única rotação onde o movimento do paciente não é necessário. Por outro lado, a TC em espiral utiliza um feixe de raios-X colimado, em forma de leque, e um grupo linear de detetores. Aqui, o paciente tem de ser movimentado continuamente ao longo do *gantry* enquanto o feixe de raios-X gira em torno do paciente. Na maioria dos consultórios dentários a TC convencional não tem sido amplamente utilizada devido à elevada dosagem de radiação, ao custo do procedimento, à proximidade de um centro de TC e à falta de familiaridade do dentista com a interpretação dos resultados da TC. A utilização da TCFC pode negar estas preocupações e permitir um melhor diagnóstico e segurança do paciente [68].

A tecnologia de TCFC tem vindo a ser desenvolvida ao longo dos anos, contudo os recentes avanços permitiram a sua produção comercial e a aplicação nos cuidados de saúde dos pacientes nomeadamente na área dental. Estes avanços permitiram reduzir os custos associados à produção de uma fonte de raios-X semelhante à utilizada por exemplo na radiografia intraoral ou panorâmica, um detetor de raios-X de qualidade, *software* e computadores avançados [66], [69].

Quando se pretende efetuar uma comparação/avaliação de uma tecnologia relativamente recente ou emergente é imperativo compará-la com a *gold standard*. Tal como referido, principalmente nos casos dentários mais complexos, a TC é o padrão para os exames radiológicos [69].

Seguem-se algumas vantagens da tecnologia de TCFC relativamente à TC [29], [66], [69], [70]:

- Menor custo do equipamento (cerca de três a cinco vezes inferior);
- Mais leve e pequeno;
- Melhor resolução espacial;
- Não são necessários requisitos especiais para a ligação à rede elétrica;
- Não é necessário um reforço do piso das instalações nem climatização da sala;
- Relativamente fácil de operar e manter;
- Alguns fabricantes e vendedores de equipamentos de TCFC dedicam-se também ao mercado dental o que permite uma melhor noção das necessidades dos médicos dentistas;
- Na maioria dos equipamentos de TCFC o paciente encontra-se sentado ao invés da posição de supino no exame de TC. Este posicionamento aliado ao *design* aberto do equipamento de TCFC permite reduzir a claustrofobia e o desconforto do paciente. A posição sentada permite também uma imagem mais realista do normal posicionamento anatómico;
- Permite efetuar imagiologia para diversos problemas clínicos;
- Dose de radiação inferior;
- Tempo de scan rápido (diminui a ocorrência de artefactos de movimento);
- Maior precisão da imagem com uma resolução dos *voxels* isotrópicos na ordem dos submilímetros.

4.4.2 LIMITAÇÕES DA TCFC

Uma das maiores desvantagens da TCFC é o limitado contraste devido à elevada dispersão de radiação durante a aquisição e à tecnologia dos detetores. Este surge quando se pretende observar tecidos moles não ocorrendo na visualização tecidos duros.

O problema já bastante abordado da radiação também levanta as suas questões, apesar da TCFC expor os pacientes a uma dose bastante menor do que a TC convencional, esta é afetada por diversos parâmetros como o tamanho do paciente, *FOV*, região de interesse, etc. pelo que se pretende uma seleção cuidadosa destes parâmetros [69].

Há medida que as aplicações clínicas da TCFC se expandem, esta tecnologia apresenta também algumas limitações relacionadas maioritariamente com a geometria do feixe cónico, a sensibilidade dos

detetores, bem como a pobre resolução de contraste comparativamente à TC convencional. A nitidez das imagens é afetada por vários tipos de artefactos e pelo baixo contraste nos tecidos moles. Existem vários tipos de artefactos que afetam a imagem, correspondendo a distorções ou erros na imagem que não estão relacionados com o objeto em estudo [29], [66], [69], [70].

Artefactos do feixe de raios-X

Os artefactos de uma imagem de TC convencional de um efeito denominado de *Beam hardening* onde a energia média absorvida aumenta devido ao facto de os fotões de baixa energia serem absorvidos (normalmente evita-se que sejam absorvidos) em detrimento dos fotões de alta energia, ocorrem por exemplo perante estruturas metálicas em casos de restaurações orais. Como a TCFC possui normalmente uma menor energia do que TC este tipo de artefactos ocorre mais frequentemente. Na prática pretende-se sempre que possível diminuir o *FOV* de modo a evitar este tipo de estruturas [29], [66], [69], [70].

Artefactos relacionados com o paciente

O movimento do paciente pode levar a um registo errado dos dados que se manifesta na imagem como falta de nitidez por exemplo. Uma maneira de minimizar este problema é limitar o movimento do paciente [29], [66], [69], [70].

5 MATERIAIS E MÉTODOS

A presente dissertação, assente no estudo comparativo das técnicas de tomografia computadorizada utilizadas na visualização e avaliação da cavidade oral, pretendeu analisar a eficácia dos exames de diagnóstico de TC e TCFC em pacientes com diversas complicações da cavidade oral.

Este estudo comparativo visa concluir quais as vantagens e desvantagens associadas a cada técnica, as diferentes potencialidades perante uma determinada condição ou doença, qual a técnica a adotar perante um determinado problema e avaliar o risco *vs.* benefício de ambas as tecnologias.

Para tal, foram estudados pacientes com um histórico bem definido em diferentes situações, *i.e.* planeamento de implantes e visualização da qualidade da estrutura dos dentes.

5.1 SISTEMA DE TC *SIEMENS SOMATOM ESPRIT*

A elaboração desta dissertação teve também como objeto a aprendizagem do sistema de TC *Siemens SOMATOM Esprit* presente no centro CMEMS-UMinho do Departamento de Eletrónica Industrial da Universidade do Minho. A utilização deste equipamento permitiu aprofundar os conhecimentos sobre a tecnologia de TC na vertente do seu princípio de funcionamento e dos diferentes sistemas que se interligam com o objetivo de realizar um exame de TC. Por conseguinte, foi explorado o *software Syngo TC Dental* que permite efetuar a avaliação das diversas estruturas orais nos exames de TC dental aos pacientes em estudo e respetiva avaliação dos casos clínicos.

Os modelos SOMATOM foram lançados em 1999 e afirmaram-se pelo seu *design* compacto, que não só tornou o exame mais fácil para muitos pacientes, como também beneficiou os operadores, que tinham um melhor acesso ao paciente. O SOMATOM Esprit de gama de entrada não tinha um sistema de arrefecimento adicional, o que significava que necessitava de apenas 17 m² de espaço. O sistema também vinha equipado com características que, de outra forma, só se encontrariam em tomógrafos maiores. As características padrão incluíam um detetor UFC e TC em espiral [71].

Na Figura 29 encontra-se patente uma representação geral do equipamento *Siemens SOMATOM Esprit*.



Figura 29 - Representação do sistema *Siemens SOMATOM Esprit* (Adaptado de [71]).

5.1.1 PROCEDIMENTO DE AQUISIÇÃO DE TC DENTAL

A TC dental permite reformatar imagens transversais detalhadas da região maxilofacial, resultando na criação de múltiplas vistas panorâmicas e paraxiais. Esta tecnologia permite uma visualização excecional do osso e tem-se mostrado particularmente valiosa para a avaliação de implantes, quistos, tumores e procedimentos cirúrgicos [72].

O procedimento de aquisição dental pode ser dividido nas seguintes etapas:

- Posicionamento do doente

Durante a aquisição do exame o paciente encontra-se deitado na mesa em decúbito supino (chamado *Head First*), ou seja, a cabeça encontra-se posicionada na estrutura dedicada para o efeito na mesa, recorrendo também aos acessórios que permitem a sua imobilização e consequente diminuição do risco de aparecimento de artefactos de movimento. Por sua vez a existência de um laser guia, ajuda a guiar o posicionamento do paciente e a colocar o mesmo sob o feixe na zona dos olhos [52].

Na Figura 30 encontra-se representado o posicionamento do paciente em decúbito supino.

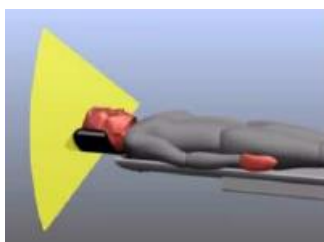


Figura 30 - Representação do posicionamento do paciente em decúbito supino (Adaptado de [52]).

- Topograma

O passo inicial no planeamento de um exame de TC consiste na aquisição de um varrimento geral denominado de topograma (nos equipamentos da *Siemens*). Para adquirir este topograma o tubo de raios-X e os detetores encontram-se estáticos, não existindo rotação, estando posicionados a um determinado ângulo desejado, normalmente na posição anterior-posterior. Durante este procedimento a mesa é movida continuamente ao longo da *gantry* resultando numa imagem semelhante a uma radiografia convencional. Através deste procedimento é possível delinear um determinado plano de interesse, a espessura de cada *slice* e o número de *slices* [6], [52].

- Protocolo

No que diz respeito ao protocolo de aquisição de um exame de TC pretende-se que este possua uma boa qualidade de imagem e valor de diagnóstico, tendo em conta sempre os critérios ALARA. Este tem também em conta o género e idade do paciente. Todos os protocolos de exame devem ter estabelecidos os critérios de qualidade de imagem. Num mundo ideal, onde a dose ao paciente não seria um problema, a qualidade máxima da imagem seria o único objetivo. No entanto, na realidade, é necessário encontrar um compromisso entre a dose e a qualidade da imagem. Quando se depara pela primeira vez com um aparelho de TC existe uma enorme diversidade de opções de configuração, porém configurar um protocolo a partir do zero seria uma tarefa difícil e arriscada. É aqui que os protocolos existentes dos diferentes fabricantes podem ser úteis. Eles já foram testados num ambiente clínico e levam em consideração as características específicas de qualidade de imagem e dose do scanner em questão [52].

O protocolo TC Dental do equipamento *Siemens* SOMATOM Esprit possui os valores apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Valores dos parâmetros utilizados no protocolo TC Dental (Adaptado de [55])

Parâmetros	Valor	Parâmetros	Valor
Tensão do tubo (kV)	130.0	<i>Pitch</i>	1.6
Corrente do tubo (mA)	90.0	<i>Kernel</i>	H70s
Tempo de rotação (s)	1.5	Incremento (mm)	1.0
Colimação do <i>slice</i> (mm)	1.5	Inclinação da <i>gantry</i>	0°
Espessura do <i>slice</i> (mm)	1.5	CTDI _w (mGY)	14.50
Rotação (mm)	2.4	DLP	149

A **colimação** é um dos parâmetros com influência direta na dose de radiação administrada. As estruturas envolvidas na colimação permitem determinar a dose de radiação a que o paciente é exposto bem como permitem dar forma ao feixe de raios-X de modo a que este tenha o formato pretendido. Também permite servir de barreira à radiação refratada prevenindo artefactos. Através da manipulação deste parâmetro é possível garantir a qualidade de cada *slice*. A partir dos dados de um equipamento de *multislice*, as imagens podem ser reconstruídas com uma espessura igual ou superior à da colimação utilizada [56].

O **incremento** determina a distância entre imagens reconstruídas. Se for utilizado um incremento correto as imagens sobrepostas podem ser reconstruídas. Na TC sequencial as imagens sobrepostas só são obtidas se o movimento da mesa entre duas sequências for inferior à espessura do *slice* colimado, isto porém aumenta a dose a que o paciente é exposto. Na TC *spiral* o incremento é alterável como um parâmetro de reconstrução, por exemplo ao seleccionar o incremento o utilizador pode posteriormente determinar a sobreposição sem aumentar a dose o que permite melhorar a imagem devido ao menor ruído e uma melhor distinção de estruturas pequenas [56]. Na Figura 31 encontra-se representado visualmente ao conceito de incremento em TC.

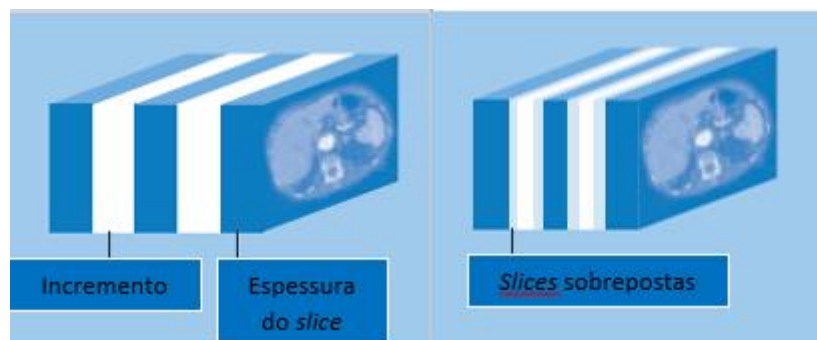


Figura 31 - Representação do conceito de incremento (Adaptado de [27]).

Outro fator importante quando estamos perante a TC *spiral* é o movimento da mesa por rotação. Quanto maior for o movimento da mesa, mais rapidamente uma região corporal pode ser analisada, com menos rotações. Porém, se o movimento for demasiado grande a qualidade da imagem sairá sacrificada. Neste contexto, utiliza-se o termo ***pitch***. Para sistemas de coluna única a definição utilizada é a seguinte:

Pitch = movimento da mesa por rotação/colimação

Por experiência, *pitch* entre 1 e 2 produzem imagens com boa qualidade. De referir que se o *pitch* for superior a 1, a dose pode ser substancialmente reduzida [56].

O **tempo de rotação** é definido como o intervalo de tempo necessário para realizar uma rotação de 360° do sistema tubo-detector em torno do paciente. Este tempo de rotação afeta o comprimento do varrimento e conseqüentemente a área abrangida pelo *scan* durante esse período. Os sistemas mais modernos conseguem tempos de rotação de 0.4 s. Um tempo de rotação curto possui vantagens como um maior varrimento de TC *spiral*, o mesmo volume e a mesma espessura do *slice* pode ser adquirido em menor tempo, os artefactos de movimento tornam-se inexistentes e menor desconforto do paciente. Para exames curtos ou rápida aquisição de grandes regiões anatómicas é recomendável um tempo de rotação inferior a 1 s, aplicando-se especialmente a órgãos como o coração [56].

O **produto corrente no tubo-tempo** é definido por mAs. Este parâmetro tal, como a tensão no tubo, determinam a dose. O valor de mAs selecionado depende do tipo de exame efetuado. Valores de mAs mais elevados reduzem o ruído na imagem o que permite detetar estruturas de baixo contraste como é o caso de tecidos moles, neste caso requer uma dose mais elevada e uma espessura do *slice* maior. O oposto é válido para estruturas de alto contraste que requerem doses mais baixas e *slices* de menor espessura [56].

O equipamento de TC *Siemens SOMATOM Esprit* permite selecionar valores de **tensão do tubo de raios-X** entre 80 e 130 kV. Quanto mais elevada for a tensão utilizada no exame melhor será a qualidade da imagem obtida, contudo expõe-se o paciente a uma maior dose de radiação. Deve, portanto, existir um compromisso entre estes dois parâmetros.

A **corrente do tubo** também é ajustável em valores que variam dos 20 aos 90 mA. Mais uma vez o aumento da corrente traduz-se numa diminuição de ruído na imagem, contudo o paciente é exposto a uma maior dose de radiação ionizante [73].

O **kernel** selecionado varia conforme a região corporal analisada, funcionando como um algoritmo de reconstrução para alterar a nitidez das imagens. Existem 4 tipos diferentes de *kernels*: "H" significa Cabeça, "B" significa Corpo, "C" significa Cabeça de criança e "S" significa Aplicação Especial. A nitidez da imagem é definida pelos números, quanto maior o número, mais nítida é a imagem. No que diz respeito ao protocolo dental o *kernel* utilizado é o H70s pelo que a região abordada é a cabeça e o valor 70 indica uma elevada nitidez.

A dose absorvida na TC é caracterizada utilizando o Índice de Dose de Tomografia Computorizada (CTDI). O CTDI é uma definição geral e pode ser medido numa variedade de circunstâncias. Por exemplo, pode ser medido no ar ou num fantoma de Perspex com 16 cm (representando a cabeça) ou 32 cm (representando o corpo) de diâmetro. Todos estes valores são o CTDI, mas têm objetivos diferentes. Nos fantasmas de Perspex, as medições são normalmente efetuadas no centro e na periferia (a 1 cm da

superfície). A soma ponderada dos valores CTDI centrais e periféricos é conhecida como CTDI ponderada ou **CTDI_w** e representa a dose média no plano x-y. O CTDI_w é um conceito útil para o rastreo axial contíguo, mas no rastreo helicoidal a helicoidal, a inclinação deve ser tida em conta para obter a dose média dentro de um volume digitalizado, CTDI_{vol}.

Outro parâmetro utilizado é o produto dose-comprimento (DLP). O **DLP** está relacionado com exposição total à radiação, uma vez que é o CTDI_{vol} multiplicado pelo comprimento do volume digitalizado. O DLP é medido em (mGy cm) e dá uma aproximação do risco de radiação mas não pode fornecer uma avaliação direta da dose do doente. Na Figura 32 encontra-se um exemplo dos parâmetros utilizados num exame de TC Dental.

Patient Protocol, 16/12/2022
Fr: 0, WL: 127, WW: 256

SIEMENS Esprit

Ref. Physician: H-SP
Ward: 16-Dec-2022 19:12
Physician:
Operator: Total mAs 3421

	Scan	kV	mAs	CTDI _w	DLP	TI	cSL
Topogram	1	130				3.4	3.0
Dental	2	130	90	14.50	149	1.5	1.5

Figura 32 - Exemplo dos parâmetros relativos ao protocolo TC Dental no equipamento SOMATOM Esprit.

5.1.2 PROCEDIMENTO DE RECONSTRUÇÃO DA TC DENTAL

Após a aquisição das imagens tomográficas procede-se à reconstrução/avaliação com recurso ao *software Syngo Dental CT*. Esta reconstrução permite a obtenção das imagens panorâmicas e paraxiais da região maxilofacial. O procedimento é composto por quatro etapas: escolha de um plano de referência, de uma linha de referência, bem como definir a disposição das imagens panorâmicas e paraxiais [52]. A Figura 33 permite visualizar este procedimento bem como as diferentes etapas de reconstrução do exame de TC Dental.



Figura 33 - Representação do *software Syngo Dental CT* com as diferentes etapas de reconstrução do exame de TC Dental (Adaptado de [52]).

As imagens panorâmicas ajudam a proporcionar uma visão abrangente da zona maxilofacial. A imagem paraxial diz respeito ao plano vestibular-lingual.

Escolha do Plano de Referência

Como mencionado anteriormente, as imagens obtidas num exame de TC são axiais. Com o auxílio do *software Syngo Dental CT* é possível carregar estas imagens e efetuar um processamento que permita fornecer informações valiosas de uma forma simples e clara. Ao carregar a sequência de imagens obtidas o sistema reproduz as reconstruções MIP e MPR. Na reconstrução MIP o utilizador consegue manipular uma linha vermelha na vertical e obliquamente a fim de escolher a imagem tomográfica mais conveniente[52]. Na Figura 34 está patente a representação do *software Syngo Dental CT* na etapa de definição do plano de referência na reconstrução MIP do exame de TC Dental.



Figura 34 - Representação do *software Syngo Dental CT* na definição do plano de referência (Adaptado de [52]).

Escolha da Linha de Referência

Depois de definir o plano escolhido é necessário traçar a chamada linha de referência na imagem transversal, resultante do plano de referência. Para tal, é necessário que o utilizador marque os pontos em cima do centro de cada elemento dental a fim de o sistema traçar uma linha que contenha todas as marcações. Paralelamente é também necessário utilizar o marcador em formato de cruz para que o sistema seja capaz de definir entre a zona de vestibulo e língua [52]. Na Figura 35 está patente a representação do *software Syngo Dental CT* na etapa de definição da linha de referência na imagem transversal do exame de TC Dental.



Figura 35 - Representação do *software Syngo Dental CT* na definição da linha de referência (Adaptado de [52]).

Produção de imagens panorâmicas

Na produção das imagens panorâmicas é possível alterar alguns parâmetros, como o número de imagens panorâmicas (1, 3, 5 ou 7), a distância entre elas (entre 1 e 5 mm) e a espessura de cada uma delas (tendo como limite inferior a espessura mínima do *slice* utilizado e superior de 20 mm) [52]. Na Figura 36 está patente a representação do *software Syngo Dental CT* na etapa de definição das imagens panorâmicas do exame de TC Dental.

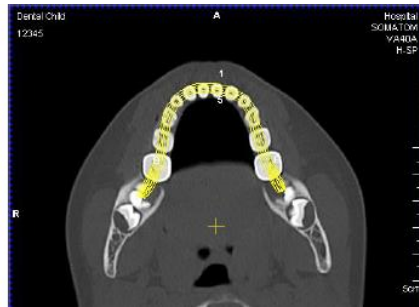


Figura 36 - Representação do software *Syngo Dental CT* na definição das linhas panorâmicas (Adaptado de [52]).

Produção de imagens Paraxiais

O programa por definição insere a linha de referência bem como algumas linhas transversais à linha de referência como sugestão para os cortes paraxiais. Estas linhas de corte transversal serão úteis na observação dos elementos dentários e do osso, sendo facilmente manipuláveis pelo utilizador que pode também adicionar ou remover conforme seja útil para o estudo em questão. É possível definir alguns parâmetros como o comprimento (16 a 50 mm), a distância (1 a 6 mm) e a espessura das imagens paraxiais (0.35 e 20 mm). Por fim, para dar início à avaliação dental basta selecionar a opção *Start Evaluation* para gerar as imagens panorâmicas e paraxiais pretendidas [52]. Na Figura 37 está patente a representação do *software Syngo Dental CT* na etapa de definição das imagens paraxiais do exame de TC Dental.

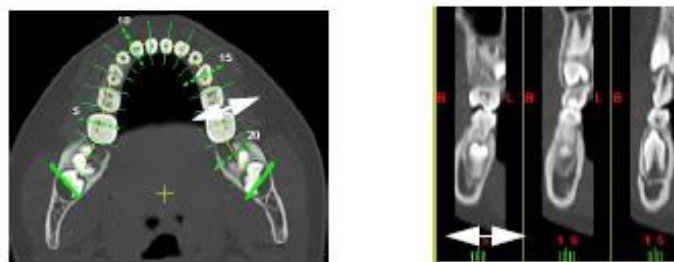


Figura 37 - Representação do *software Syngo Dental CT* na definição das imagens paraxiais (Adaptado de [52]).

5.2 SISTEMA DE TCFC – CARESTREAM DENTAL 8100 3D

O equipamento utilizado para efetuar a aquisição do exame de TCFC foi modelo 8100 3D do fabricante *Carestream Dental*. Este exemplar foi desenvolvido com a intenção de tornar acessível e simples os sistemas de imagem para os médicos dentistas, foi considerado como bastante sofisticado. Foi lançado em meados do ano de 2014, uma altura onde a tecnologia de TCFC já acumula alguns anos de evolução no mercado [74], [75].

Esta série de equipamentos possui como vantagem o seu tamanho compacto sem comprometer a *performance*. Esta unidade não possui um laser guia de posicionamento do paciente, possui ao invés uma estrutura física onde o paciente apoia a cabeça, simplificando o *design* e diminuindo o risco de artefactos de movimento [74], [75].

De entre as várias funcionalidades do equipamento de TCFC *Carestream*, destaca-se desde a bidimensional imagem panorâmica ao modelo de varrimento tridimensional que apresenta imagens precisas de elevada resolução, permitindo um variado conjunto de aplicações desde rotineiras a avançadas. Neste caso de estudo a tecnologia de TCFC foi utilizada na vertente de planeamento de implantes contudo este sistema permite outro tipo de possibilidades. De referir um conjunto de programas panorâmicos, incluindo *bitewing* extraoral, eficaz para múltiplas necessidades de rotina. Devido à sua baixa dose e simplicidade, as imagens panorâmicas 2D continuam a ser uma ferramenta indispensável para a maioria dos procedimentos dentários [74], [75].

Um módulo cefalométrico opcional permite captar imagens cefálicas e traçá-las em apenas alguns segundos. A mais relevante no âmbito deste estudo, onde quer se trate de ortodontia, implantes, cirurgia oral ou endodontia, a imagiologia 3D oferece o que necessário para um diagnóstico mais rápido e mais exato. O modo de baixa dose proporciona imagens 3D de alta qualidade com uma dose igual ou inferior à de um exame panorâmico para um exame mais seguro [74], [75].

Relativamente ao seu *design*, que ocupa facilmente espaços pequenos, aliado ao facto de ser aberto deixa os pacientes à vontade e confortáveis. Acessível também a todo tipo de pacientes, inclusive em cadeiras de rodas. O CS 8100 3D foi desenvolvido para a precisão, através de um gerador de raios-X de elevada frequência (140 kHz), sensor CMOS 4T e sistema de movimento sem vibração que funcionam em conjunto para garantir a captura suave das imagens. Existem vários fatores diferenciadores, desde a resolução até 75 µm é ideal para indicações endodônticas, as imagens 3D oferecem uma visualização mais precisa das anatomias odontológicas, visualiza áreas de interesse de todos os ângulos com precisão personalizada e os quatro campos de visão selecionáveis bem como o modo de varrimento rápido da unidade, limitam a radiação à área de interesse e reduzem a duração da exposição para uma maior segurança. Os quatro campos de visão selecionáveis e o modo de varrimento rápido da unidade, limitam a radiação à área de interesse e reduzem a duração da exposição para uma maior segurança (4 x 4 / 5 x 5 / 8 x 5 / 8 x 8 / 8 x 9 cm) [74], [75].

A imagiologia 3D pode melhorar o padrão de cuidados para a endodontia, implantes, cirurgia oral e procedimentos quotidianos da clínica geral. Os campos de visão selecionáveis dão o que fundamental para um diagnóstico mais rápido, mais exato e específico da tarefa. É possível obter a

imagem desejada, controlando o tamanho da imagem, resolução, região de interesse e dose. Em termos de dose, a segurança do paciente é sempre a maior prioridade.

O modo dupla maxila (8 cm x 9 cm) capta ambas as arcada dentária e é ideal para casos que envolvam maxila e a mandíbula (ou seja, planeamento de implantes com criação de guias cirúrgicas, cirurgia oral, distúrbios maiores) [74], [75]. Na Figura 38 pode visualizar-se o sistema de TCFC *Carestream Dental 8100 3D*. A Tabela 2 apresenta as especificações deste equipamento.



Figura 38 - Representação do sistema *Carestream Dental/8100 3D* (Adaptado de [74]).

Tabela 2 – Especificações técnicas do equipamento de TCFC CS 8100 3D (Adaptado de [74])

Parâmetros	Valor	Parâmetros	Valor
Tensão do tubo (kV)	60.0-90.0	Tube Focal spot (mm)	0.7
Corrente do tubo (mA)	2-15	Tamanho <i>Voxel</i> /(mínimo - μm)	75
Tempo de exposição (s)	7-15	Escala de cinzentos	16384 – 14 bits

5.3 APRESENTAÇÃO DO PACIENTE

A paciente de estudo é a uma pessoa do sexo feminino de raça caucasiana com 48 anos de idade. Esta paciente apresenta um contexto clínico complexo uma vez que sofre de edentulismo parcial de longa duração, utilizando uma prótese removível. Com o passar do tempo podem surgir outras complicações devido à falta de dentes como a reabsorção óssea. Para avançar com uma solução de implantologia é necessário recorrer a técnicas de levantamento do seio maxilar ou enxertos ósseos a fim de garantir uma altura suficiente para a fixação dos implantes dentários [76]–[78].

A existência de diversas patologias dentárias bem como a avaliação e tratamento dependem da contribuição de técnicas de imagem médica como a TC e a TCFC. A paciente já possuía um exame de TCFC que foi analisado e comparado com a TC realizada nesta dissertação.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente capítulo será abordado o caso clínico em estudo. Após a realização do exame de TC e respetiva reconstrução das imagens com recurso ao *Software Syngo Dental CT* foi analisada em detalhe a quantidade e qualidade óssea das regiões edêntulas com vista à viabilidade de colocação de implantes.

Foram assim reconstruídas imagens paraxiais e panorâmicas quer no maxilar quer na mandíbula. Estas imagens permitem não só escolher um possível local para a colocação de um implante, bem como estudar a viabilidade óssea, avaliar os tecidos e efetuar a deteção de possíveis patologias.

Numa fase seguinte serão comparadas as duas técnicas de visualização e avaliação da cavidade oral com o objetivo de aferir a qualidade da avaliação oral e o impacto que esta tem na avaliação clínica do paciente.

6.1 ANÁLISE DO DIAGNÓSTICO PROVENIENTE DA AVALIAÇÃO DOS EXAMES REALIZADOS

Através de uma breve análise das imagens obtidas pelos métodos complementares de diagnóstico verifica-se que a paciente apresenta ausência de diversos dentes quer na maxila quer na mandíbula. Por sua vez, a perda destes dentes resulta muito frequentemente na reabsorção alveolar generalizada nas regiões edêntulas. A reabsorção óssea alveolar ocorre maioritariamente devido à perda dos dentes, no entanto também pode ser desencadeada por patologias periodontais. A reabsorção é maior em pacientes que perderam a sua dentição precocemente [76], [77].

Maxila

Analisando os cortes na maxila pode observar-se a ausência de 10 dentes, possuindo a paciente apenas 6 dentes na região da maxila.

Dentes em falta na região da maxila:

- 11 - Incisivo central superior direito
- 12 – Incisivo lateral superior direito
- 15 – Segundo pré-molar superior direito
- 17 – Segundo molar superior direito
- 18 – Terceiro molar superior direito
- 21 – Incisivo central superior esquerdo

- 22 – Incisivo lateral superior esquerdo
- 25 – Segundo pré-molar superior esquerdo
- 27 – Segundo molar superior esquerdo
- 28 - Terceiro molar superior esquerdo

Dentes presentes na região da maxila:

- 13 – Canino superior direito
- 14 – Primeiro pré-molar superior direito
- 16 – Primeiro molar superior direito
- 23 – Canino superior esquerdo
- 24 – Primeiro pré-molar superior esquerdo
- 26 – Primeiro molar superior esquerdo

Dos dentes existentes é perceptível que todos já sofreram algum tipo de intervenção, seja uma restauração ou tratamento endodôntico, o que evidencia a condição frágil dos mesmos.

Efetuada uma primeira análise aos exames realizados é possível notar uma reabsorção óssea nas zonas edêntulas. A reabsorção óssea alveolar após a perda dos dentes é uma doença crônica e progressiva. A perda dentária produz a reabsorção do osso alveolar, desencadeada pela não estimulação do ligamento periodontal [76], [77].

As Figuras 39 e 40 relativas às imagens panorâmicas da maxila superior permitem constatar o efeito da reabsorção óssea na maxila.

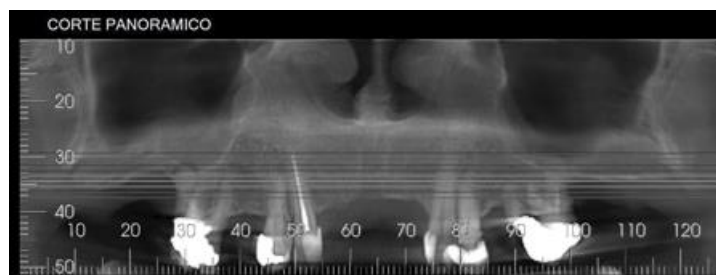


Figura 39 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.

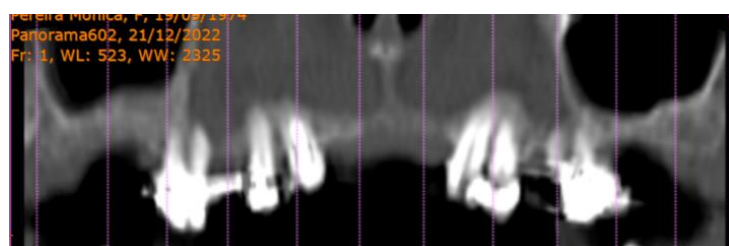


Figura 40 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.

Relativamente ao dente número 13 (canino superior direito), as imagens panorâmicas mostram que este foi alvo de tratamento endodôntico sendo possível visualizar o canal radicular obturado até ao nível apical da raiz (Figuras 39 e 40 respetivamente). De referir que o tratamento endodôntico possui como objetivo principal o acesso aos canais radiculares com o propósito de eliminar o tecido pulpar inflamado, efetuar a limpeza e conformidade dos canais. O material obturador deve ser inerte, biocompatível, estável, preencher os espaços deixados pelos tecidos pulpares, e proporcionar um selamento adequado no sentido apical, lateral e coronário. Considera-se que um canal está bem obturado quando se visualiza, nas radiografias uma massa radiopaca, homogénea e contínua, sem espaços vazios, adaptada às paredes laterais, confinada ao seu interior e que termine perto do ápice radiográfico designadamente a 0,5-1 mm deste [79]–[81].

Analisando do dente 26 (primeiro molar superior esquerdo) sabe-se que possui três canais radiculares. No que diz respeito aos canais mesiovestibular e distovestibular não apresentam nenhuma condição nem intervenção endodôntica. Relativamente ao canal palatino este encontra-se obturado até ao nível da raiz. Possível também denotar uma zona hipodensa (Figuras 39 e 40 respetivamente).

Efetuada uma análise na zona onde estariam os incisivos esquerdos pode denotar-se uma zona de hiperdensidade em continuidade com a cortical do assoalho da cavidade nasal e em contacto com a cortical vestibular de aspeto dentário. Esta situação pode advir por exemplo de uma extração dentária e cicatrização óssea secundária que formou osso diferente. As imagens paraxiais de TCFC e TC (Figura 41 e 42 respetivamente) permitem visualizar esta zona radiopaca.



Figura 41 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.



Figura 42 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.

Outra condição encontrada passa pela extensão dos seios maxilares. A extensão é observada quando o crescimento se desenvolve no sentido do osso alveolar (Figuras 39 e 40 respectivamente). O seio maxilar está mais desenvolvido devido à ausência de dentes especialmente em extrações precoces e sem reabilitação, fazendo pressão sobre a estrutura óssea [82]–[84].

Observa-se também o espessamento mucoso no interior dos seios maxilares, podendo estar relacionado por exemplo com sinusite, e conseqüentemente agudização da perda óssea (Figuras 39 e 40 respectivamente). Esta condição, tal como o nome indica reflete o caso em que a mucosa que reveste a cavidade do seio maxilar se torna mais espessa. Isto pode ocorrer normalmente associado a vários fatores, como por exemplo infecções no seio maxilar. A sinusite é a patologia que mais acomete o seio maxilar e é caracterizada pela congestão da mucosa, com secreção serosa ou mucosa, abundante [82], [85], [86].

De referir que no capítulo dedicado ao estudo comparativo entre TC e TCFC as lesões e patologias identificadas na interpretação dos exames foram abordadas em maior detalhe.

Mandíbula

Na mandíbula verifica-se a ausência de 5 dentes:

35 – Segundo pré-molar inferior esquerdo

36 – Primeiro molar inferior esquerdo

37 – Segundo molar inferior esquerdo

46 – Primeiro molar inferior direito

47 – Segundo molar inferior direito

Efetuada uma primeira análise aos exames efetuados é possível denotar uma reabsorção óssea nas zonas edêntulas. A avaliação deste problema e a conseqüente tentativa de preservação alveolar é de extrema importância na medida em que permite uma maior taxa de sucesso na colocação de implantes devido à maior disponibilidade de osso. Assim sendo, a extração de elementos dentários deve ser sempre efetuada com ponderação devido ao acrescido reabsorção óssea [76], [77], [87].

Efetuada uma análise das imagens panorâmicas da mandíbula, de uma forma geral é possível visualizar a reabsorção do osso mandibular nas zonas edêntulas quer recorrendo a TCFC ou a TC (Figuras 43 e 44 respectivamente).

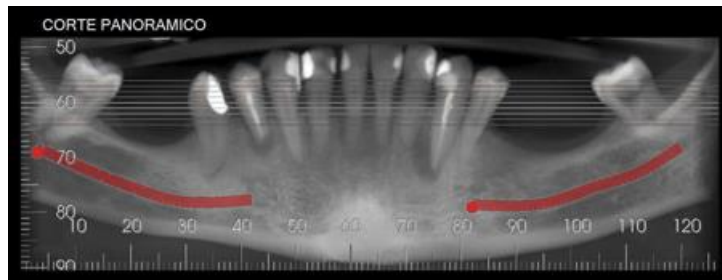


Figura 43 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TCFC.

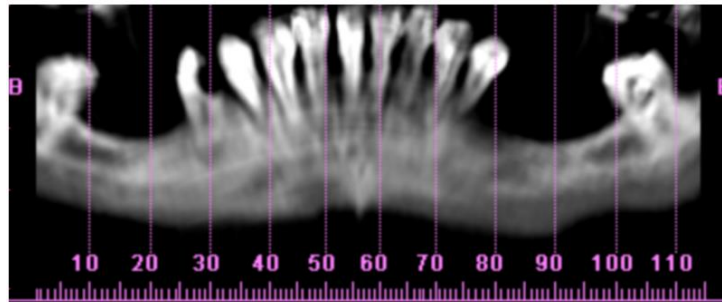


Figura 44 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TC.

Efetuada uma análise relativa a dentes com canais radiculares obturados podem identificar-se os dentes 33 (canino inferior esquerdo) e 44 (primeiro pré-molar inferior direito) (Figuras 43 e 44 respectivamente). Este tipo de intervenção visa preencher o sistema de canais radiculares evitando assim a infiltração de possíveis microrganismos no espaço que era previamente ocupado pela polpa dental. Uma correta obturação diminui a possibilidade de insucesso do tratamento endodôntico e restabelecimento da saúde apical e periapical [88].

Denota-se também no dente 33 e no dente 44 hipodensidade óssea, o que sugere uma lesão apical (Figuras 43 e 44 respectivamente). Esta lesão é visível tanto nas imagens panorâmicas como também é visível nas imagens paraxiais, sendo ambas analisadas na parte dedicada ao estudo comparativo.

O ápice dental que diz respeito à zona mais inferior da raiz é o local onde os tecidos comunicam com o dente através da polpa do dente e mantém o dente vivo. A zona hipodensa resulta do produto da obturação do dente. O dente quando é desvitalizado pretende-se que o produto alcance até um milímetro do ápice, porém muitas vezes não se consegue ver canais colaterais. Surge uma pequena lesão apical na sequência de uma desvitalização, se o produto da obturação se espalhar por um canal lateral por exemplo. Uma lesão periapical resulta num dano nesses tecidos que envolvem e relacionam com o ápice dentário que danificam tecidos e vasos nessa região. O caso mais comum passa pela bactéria causadora

da cárie que lesiona os tecidos levando a um efeito chegando aos tecidos da raiz e lesionando os tecidos. Na imagem radiológica uma região hipodensa é caracterizada por se uma região escura e arredondada, que significa a perda de estrutura óssea na zona da ponta da raiz [79], [89], [90].

Observamos perda óssea associada à face vestibular, ou seja, a frente do dente. Essa face fica voltada para os lábios ou bochecha, da raiz do dente 44 – dente sem suporte ósseo (Figuras 45 e 46). A face vestibular é a face que está presente em todos os dentes anteriores e posteriores, localizada na superfície externa e voltada para o vestibulo oral, lábios e bochechas.

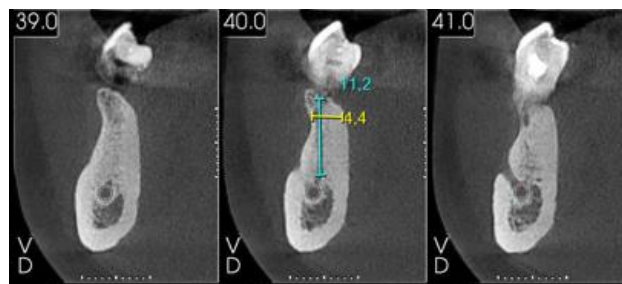


Figura 45 - Imagens paraxiais do dente 44 obtidas por TCFC para a visualização de uma zona sem suporte ósseo.

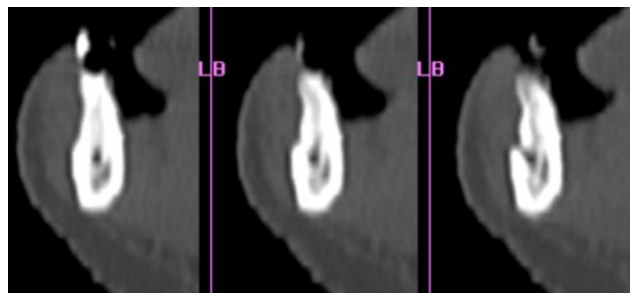


Figura 46 - Imagens paraxiais do dente 44 obtidas por TC para a visualização de uma zona sem suporte ósseo.

6.2 ESTUDO COMPARATIVO ENTRE TC E TCFC

O estudo comparativo entre a TC e a TCFC parte da avaliação clínica resultante dos exames realizados pela paciente em estudo. Como mencionado, a paciente em questão possui um estado clínico complexo com diversas complicações na zona maxilofacial. Por sua vez, a sua complexidade permite que sejam comparadas diferentes patologias e condições presentes em doentes do foro odontológico.

As técnicas de imagem diagnóstica de tomografia computadorizada constituem o método de avaliação e diagnóstico por excelência na zona maxilofacial. Estas revelam-se bastante úteis na área odontológica nomeadamente no que concerne ao estudo da viabilidade de implantes devido à

possibilidade de avaliar a qualidade e quantidade do osso alveolar, analisar o local ideal para colocação de implantes assim como estudar outras patologias associadas [63], [91].

No capítulo anterior, com recurso às imagens obtidas por TC foi apresentado o caso clínico bem como a avaliação dental do mesmo em detalhe.

Como ponto de partida para o estudo comparativo entre as duas técnicas é necessário dar por um lado destaque às medições da quantidade e qualidade do tecido ósseo alveolar bem como às diversas condições orais que a paciente possui. A partir daí é possível comparar a qualidade do diagnóstico em ambas as técnicas, tentando analisar as diferenças relativas a cada técnica de diagnóstico por imagem.

A definição de qualidade de imagem para TC foi descrita como a capacidade de diagnóstico de estruturas importantes na imagem de TC ou a visualização de estruturas anatómicas relevantes e a capacidade de detetar achados patológicos. A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade [92], [93].

A perceção subjetiva de qualidade de imagem depende de diversos fatores como nitidez de contorno, nível de ruído e contraste entre as estruturas. O outro fator que contribui para a qualidade de imagem é a presença ou a ausência de artefactos, levando em consideração a sua intensidade e influência na deteção ou não de patologias, e estruturas anatómicas relevantes [93], [94]

Imagens de radiodiagnóstico devem proporcionar informações suficientes para permitir que dentistas tomem decisões com um grau razoável de certeza e dose de radiação mínima para o paciente, respeitando-se o princípio ALARA (em inglês as *low as reasonably achievable*) [93], [95]

6.2.1 ESTUDO DA REABSORÇÃO ÓSSEA NAS REGIÕES EDÊNTULAS

A avaliação dental da paciente serviu como ponto de partida para efetuar o estudo comparativo entre as duas técnicas. Para aferir a viabilidade da colocação de implantes é necessário estudar o potencial local onde vão ser colocados os mesmos.

No que diz respeito ao maxilar superior e inferior da paciente, a análise dos exames realizados revelou de uma forma geral a existência de reabsorção óssea nas zonas edêntulas resultante da prolongada falta de dentes e conseqüente falta de estimulação dos tecidos [76], [77].

Do ponto de vista do valor do diagnóstico acredita-se ser relevante efetuar uma comparação do valor acrescentado de cada uma das técnicas no fornecimento destas informações. Tal como já foi previamente mencionado após a perda dos dentes ocorre atrofia dos processos alveolares tanto no plano

vertical quanto no horizontal. Os implantes dentários assumem-se como a opção mais popular a fim de restaurar a dentição perdida, contudo, a taxa de sucesso desta intervenção depende da quantidade e qualidade do osso [76], [77], [96].

Foram selecionadas um conjunto alargado de imagens paraxiais da mandíbula e maxila quer do exame de TC quer do exame de TCFC das regiões edêntulas. As imagens panorâmicas ajudam a ter uma visão geral da região maxilofacial bem como uma visão geral de cada dente. Nas zonas edêntulas também se revelam úteis a fim de permitir ver a altura mínima que essa região possui.

Relativamente à avaliação da qualidade e quantidade de osso disponível, Misch e Judy [97]–[99] classificaram o osso disponível em 4 divisões: abundante, suficiente, comprometido e deficiente (A-D). Concluíram também que após uma extração dentária existe uma diminuição da largura do osso alveolar de 25% no primeiro ano e uma diminuição de 40% entre o primeiro e o terceiro ano de extração.

A classificação A - rebordo alveolar com osso abundante - não requer aumento e é maior que 5 mm de largura e 10 a 13 mm de altura. Esta disponibilidade óssea permite a instalação de um implante regular com diâmetro de cerca de 4 mm e cerca de 6 mm de comprimento sendo o melhor momento para restabelecer a condição desdentada.

A classificação B - reabsorção e largura óssea disponível reduzida - revela osso suficiente onde existe atrofia leve a moderada, tendo 2,5 a 5 mm de largura e mais de 10 a 13 mm altura podendo ser modificado com técnicas de aumento ósseo (B-w).

A classificação C - osso comprometido em uma ou mais dimensões - necessita de alguma forma de aumento da quantidade de osso, dependendo da extensão do defeito em altura (menos de 10 mm (C-h)) ou largura (menos de 2,5 mm (C-w)).

A classificação D é caracterizada por uma reabsorção severa de osso, não só do rebordo remanescente como também, de osso basal, a sua perda com o passar do tempo resulta numa maxila completamente plana. O paciente vai precisar na maioria das vezes de realizar um ganho em volume ósseo sendo o ideal utilizar osso autógeno para enxertia óssea antes da reabilitação protética com implante [95]–[97].

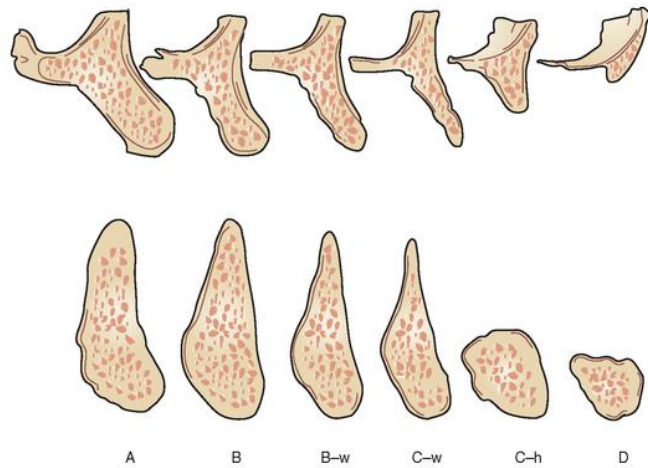


Figura 47 - Em 1985, Misch e Judy apresentaram uma classificação do osso disponível (divisões A, B, C, D), que é semelhante em ambas as arcadas. Para cada categoria de osso, foram sugeridos implantes, métodos de enxerto ósseo e tratamentos relacionados com a prótese. A - abundante; B - insuficiente; C - comprometido; D - deficiente; h - altura inadequada; w - largura inadequada (Adaptado de [100]).

A Figura 47 mostra a evolução deste processo nos maxilares, onde se pode verificar uma alteração na espessura, altura, largura e angulação do osso alveolar. Esta reabsorção óssea afeta, em primeiro lugar, a largura, e posteriormente a altura, exceto na zona posterior da maxila, onde a atrofia do osso alveolar afeta, predominantemente, a altura óssea.

Na **Mandíbula** faltam 5 dentes na zona posterior. Tal como mencionado, nesta zona a tendência é haver primeiro reabsorção em altura do que em largura. A taxa de perda óssea é maior na mandíbula do que na maxila, devido à área de suporte de carga muito menor, entre outros fatores [46]–[48].

Relativamente às imagens paraxiais estas ajudam na medição da altura e largura do osso alveolar. A espessura pode ser obtida mais facilmente através das imagens axiais. Nesta estrutura também o canal mandibular possui bastante importância na medida em que os implantes não devem entrar em contacto com o mesmo [100]. A Figura 48 permite visualizar o osso mandibular disponível, assim como a altura, largura e comprimento do mesmo.

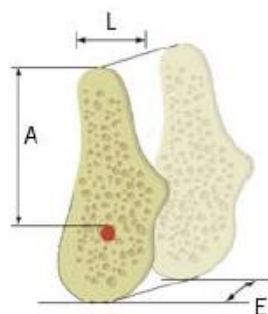


Figura 48 - Imagem representativa do osso disponível na mandíbula medido em altura (H), largura (W) e comprimento (L) (Adaptado de [100]).

Na maxila pode considerar-se uma situação mais aguda na medida em que a paciente perdeu 10 dentes. A altura óssea compreende à distância entre a base do seio maxilar e o topo do processo alveolar enquanto a largura corresponde à distância entre as duas extremidades do osso. Ambas as medições são facilmente obtidas através das imagens paraxiais à semelhança da mandíbula. Já a espessura pode também ser obtida mais facilmente através das imagens axiais [100].

A Figura 49 permite visualizar o osso maxilar disponível, assim como a altura, largura e comprimento do mesmo.

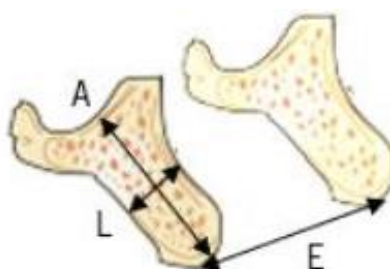


Figura 49 - Imagem representativa do osso disponível na maxila medido em altura (H), largura (W) e comprimento (L) (Adaptado de [100]).

No lado direito da mandíbula a paciente não possui o primeiro e segundos molares enquanto no lado esquerdo faltam três dentes consecutivos, segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar. Efetuando uma análise das imagens panorâmicas da mandíbula, de uma forma geral é possível visualizar a reabsorção do osso mandibular nas zonas edêntulas quer recorrendo a TC ou a TCFC (Figuras 50 e 51 respetivamente). De referir que a imagem de TCFC apresenta o osso mandibular com melhor detalhe do que a imagem de TC permitindo analisar pequenas diferenças de densidade e radiopacidade do mesmo.

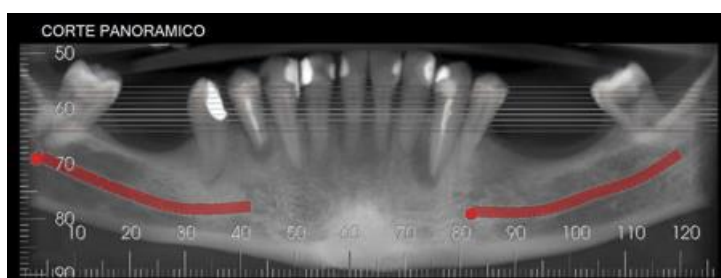


Figura 50 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TCFC.

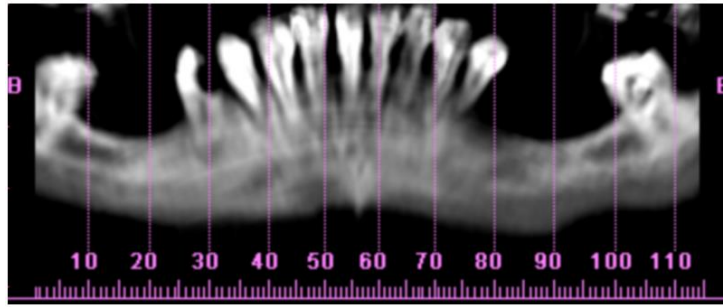


Figura 51 - Imagem panorâmica da mandíbula obtida através de TC.

O mesmo método pode ser aplicado de igual forma às imagens panorâmicas da maxila superior onde também se encontra bastante patente a reabsorção do osso da maxila (Figuras 52 e 53 respetivamente). Mais uma vez a tecnologia de TCFC revela-se com maior nitidez e detalhe das estruturas face à tecnologia de TC permitindo ver as diferenças de radiopacidade do osso com bastante pormenor.

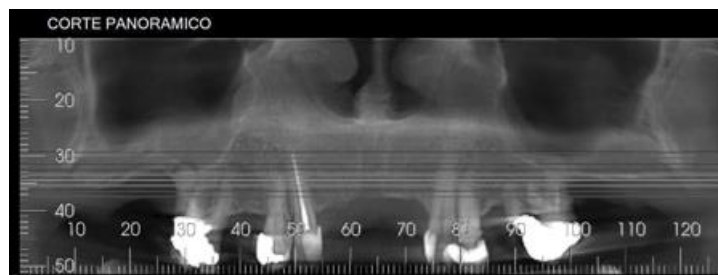


Figura 52 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.

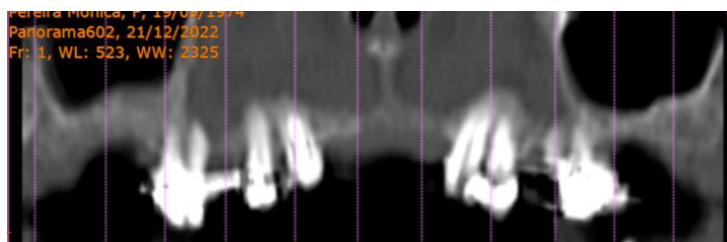


Figura 53 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TCFC.

Analisando as imagens paraxiais é possível efetuar as medições de altura e largura disponível para a colocação de implantes bem como analisar a reabsorção óssea. Nestas imagens é possível denotar visualmente reabsorção óssea nas regiões edêntulas da mandíbula contudo as medições com recurso às imagens axiais permitem corroborar este facto. O mesmo procedimento foi aplicado na zona da maxila. Com o exame de TCFC torna-se possível obter medições relativamente precisas da altura e largura nas zonas edêntulas da mandíbula e maxila (Figuras 54, 56, 58, 60, 62). Com o exame de TC

torna-se também possível obter medições relativamente precisas da altura e largura nas zonas edêntulas da mandíbula e maxila (Figuras 55, 57, 59, 61, 63).

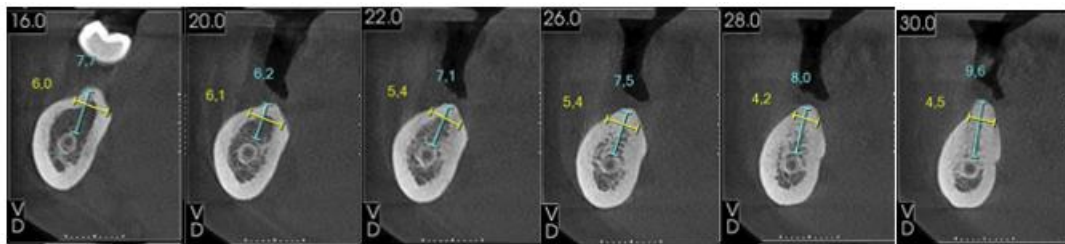


Figura 54 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula direita.

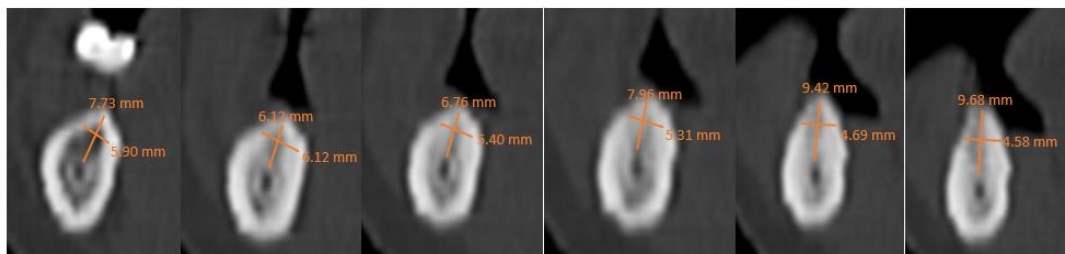


Figura 55 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula direita.

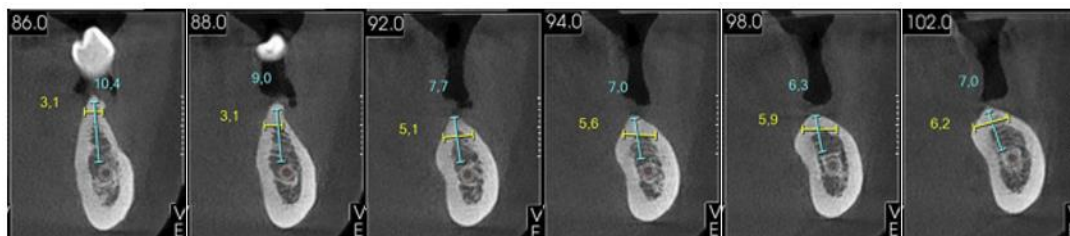


Figura 56 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula esquerda.

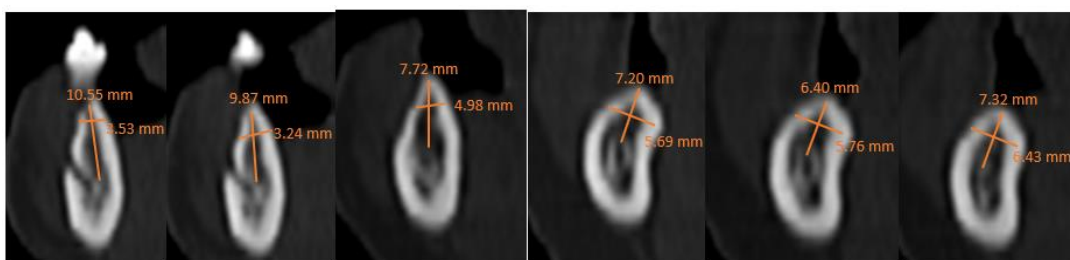


Figura 57 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas na avaliação e medições do tecido ósseo das regiões edêntulas na mandíbula esquerda.

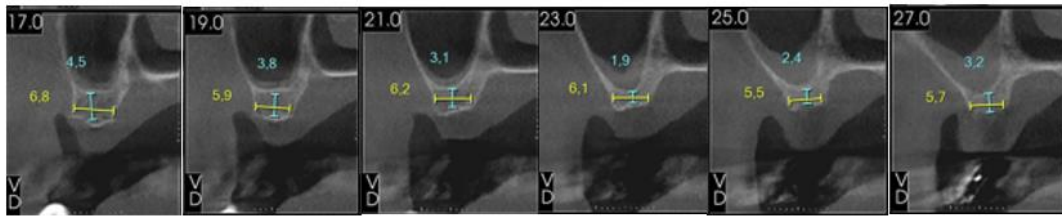


Figura 58 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior direita da maxila.

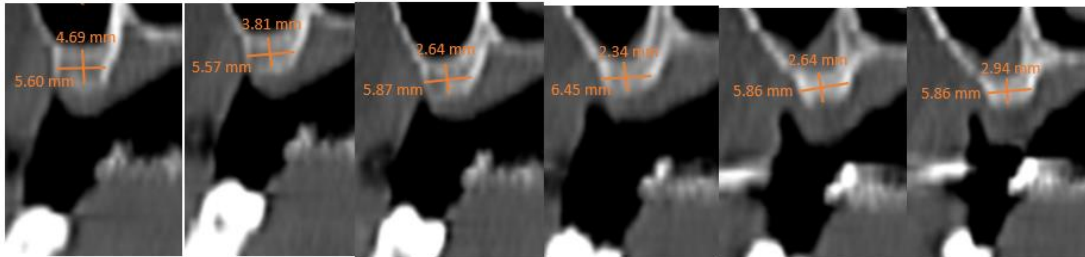


Figura 59 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior direita da maxila.

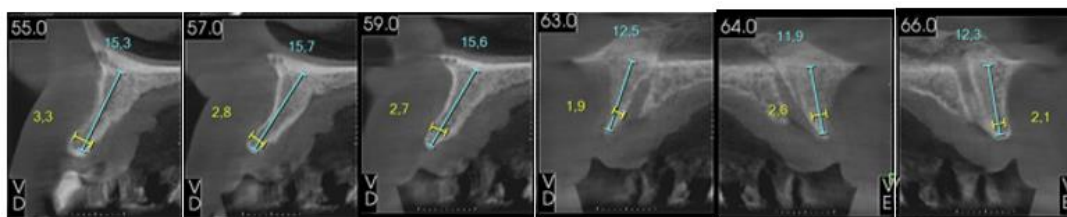


Figura 60 - Sequência de imagens paraxiais obtidas por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região anterior da maxila.

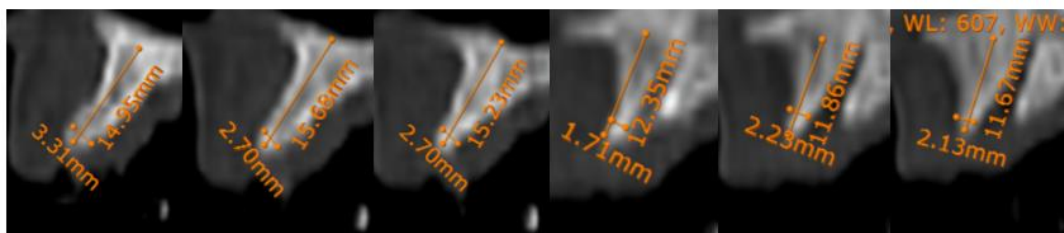


Figura 61 - Sequência de imagens paraxiais obtidas por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região anterior da maxila.

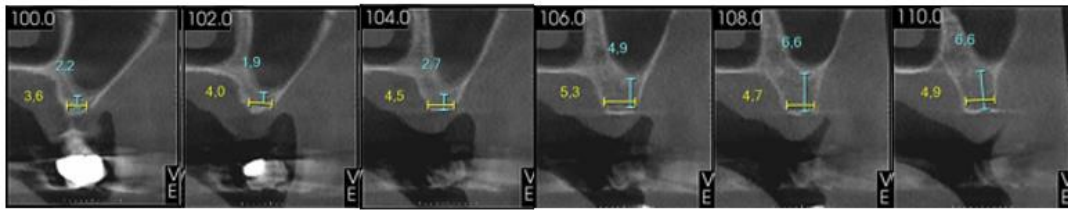


Figura 62 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TCFC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior esquerda da maxila.

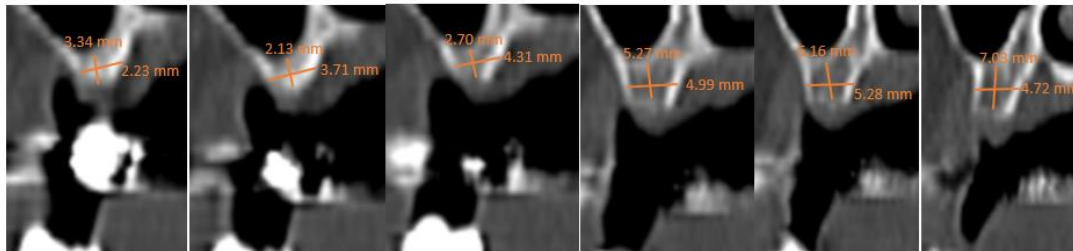


Figura 63 - Sequência de imagens paraxiais obtida por TC utilizadas para a avaliação e medições do tecido ósseo da zona edêntula na região posterior esquerda da maxila.

O osso da mandíbula enquadra-se na classificação C como comprometido a nível de altura visto que nas zonas edêntulas o valor médio da altura disponível é inferior a 10 mm. Relativamente à largura da mandíbula esta possui osso suficiente visto que o valor médio da largura nas zonas edêntulas se situa entre 2,5 a 5 mm. Neste caso a paciente terá de fazer algum tipo de reabilitação óssea [97]–[99].

O osso da zona anterior da maxila encaixa-se no critério C, sendo deficitário em altura e largura. Neste caso particular, na zona dos incisivos centrais este possui uma altura inferior a 12 mm e largura inferior a 2,5 mm. O padrão de reabsorção vai de encontro ao procedimento comum que é perda primeiro da largura e posteriormente da altura [95]–[97].

Na zona edêntula posterior da maxila superior, quer no lado direito quer no lado esquerdo, estamos perante uma reabsorção severa do osso (classificação D), visto que principalmente a altura se situa entre valores que vão dos 2 mm aos 5 mm em várias zonas resultando numa maxila quase plana [95]–[97].

Relativamente ao papel que ambos os exames desempenham no diagnóstico e avaliação do edentulismo, de forma geral é possível determinar com precisão as dimensões ósseas com vista à colocação de implantes tanto na TC como na TCFC. No entanto, observando em paralelo os diferentes cortes paraxiais que permitem analisar a reabsorção óssea podemos concluir que a TCFC apresenta uma imagem mais rica em detalhes do que a TC, permitindo visualizar o formato do osso em pormenor [97]–[99], [101], [102].

6.2.2 VISUALIZAÇÃO DE ESTRUTURAS IMPORTANTES NA REGIÃO MAXILOFACIAL - MANDÍBULA

Visualização do canal mandibular

O canal mandibular é uma estrutura claramente visível em exames radiográficos, composta por duas bordas radiopacas. Ele estende-se desde o forame mandibular até o foramen mentoniano, desempenhando um papel crucial como canal para o nervo alveolar inferior. Esta estrutura desempenha um papel vital nos procedimentos odontológicos realizados na mandíbula. A identificação precisa do canal mandibular é fundamental, pois a falta de identificação adequada pode levar ao fracasso dos tratamentos. A Figura 64 permite obter uma visão espacial do canal mandibular e do forame mandibular presentes no maxilar inferior [103], [104].

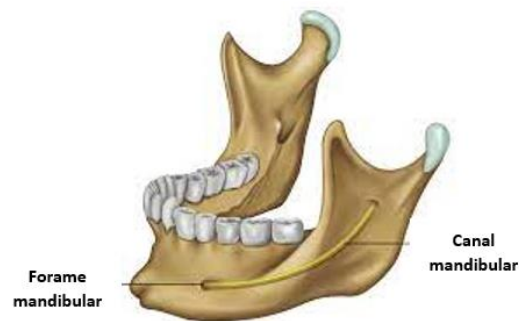


Figura 64 - Representação do canal e do forame mandibular presentes no maxilar inferior (adaptado de [33]).

A anatomia padrão do canal mandibular pode apresentar variações consideradas normais entre indivíduos da mesma espécie. No entanto, é importante observar que na literatura estão documentadas variações anatómicas que requerem uma atenção cuidadosa por parte do médico dentista. Essas variações podem incluir não apenas mudanças na forma, mas também a presença de canais bifurcados. Essas alterações anatómicas podem ser difíceis de prever, mas qualquer lesão no nervo alveolar inferior pode resultar em complicações para o paciente. Portanto, é essencial estar ciente dessas variações e proceder com extrema cautela durante os procedimentos odontológicos relacionados à mandíbula [103]–[107].

O facto dos terceiros molares inferiores serem os dentes que apresentam uma maior intimidade com o canal mandibular faz com que exista uma maior suscetibilidade a complicações nervosas ao nervo alveolar inferior. Procedimentos cirúrgicos a estes elementos, seja exodontia, reconstruções ou procedimentos de implantologia, exigem um cuidado acrescido. Relativamente aos outros dentes

próximos ao canal mandibular é necessário algum cuidado nomeadamente na colocação de implantes que não devem tocar esta estrutura [103]–[107].

O canal mandibular pode ser visualizado ao longo dos cortes transversais da mandíbula, o que permite ter uma melhor visão espacial da localização desta estrutura e efetuar as medições que sejam necessárias no procedimento pré-cirúrgico. A Figura 65, referente ao corte panorâmico da TCFC, serve como ponto de referência a fim de localizar as imagens paraxiais escolhidas desta técnica.

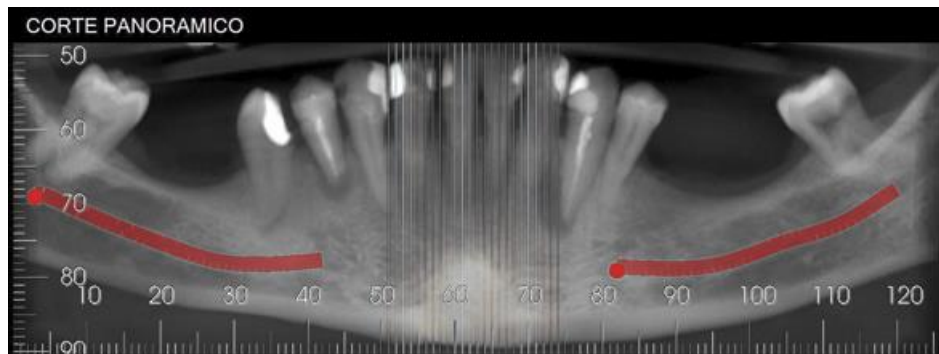


Figura 65 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar inferior utilizada como ponto de referência para a localização das imagens paraxiais a ela associadas.

As Figuras 66 e 67 mostram uma sequência de imagens paraxiais obtidas por TCFC do lado direito e esquerdo da mandíbula, respetivamente.

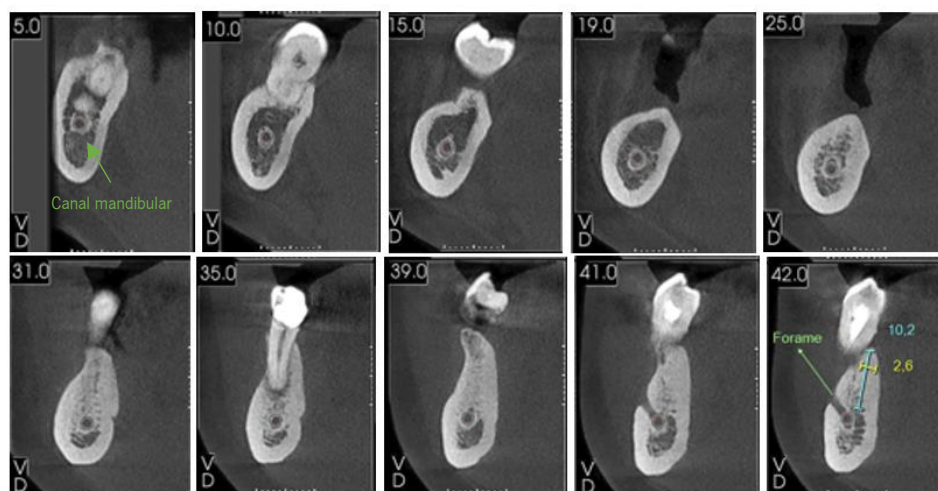


Figura 66 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula direita utilizadas na visualização do canal mandibular direito.

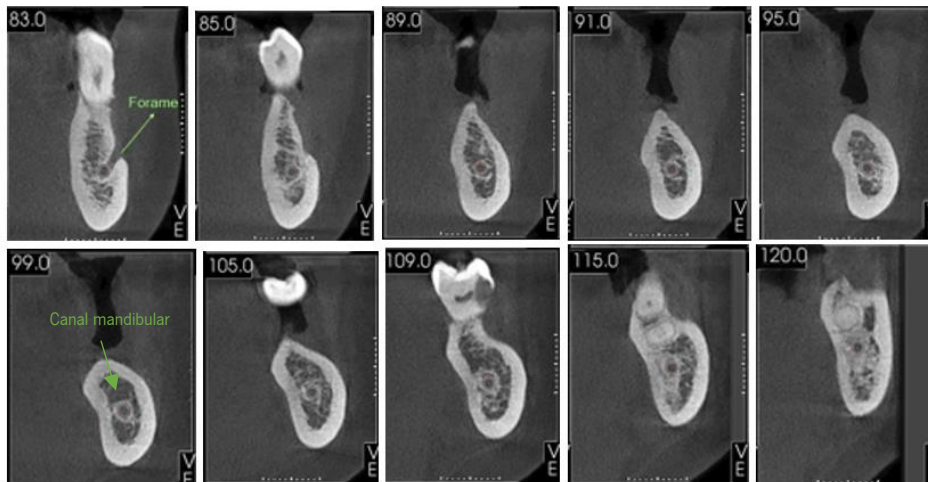


Figura 67 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula esquerda utilizadas na visualização do canal mandibular esquerdo.

A Figura 68 mostra a imagem panorâmica obtida por TC utilizada na localização das imagens paraxiais desta técnica.

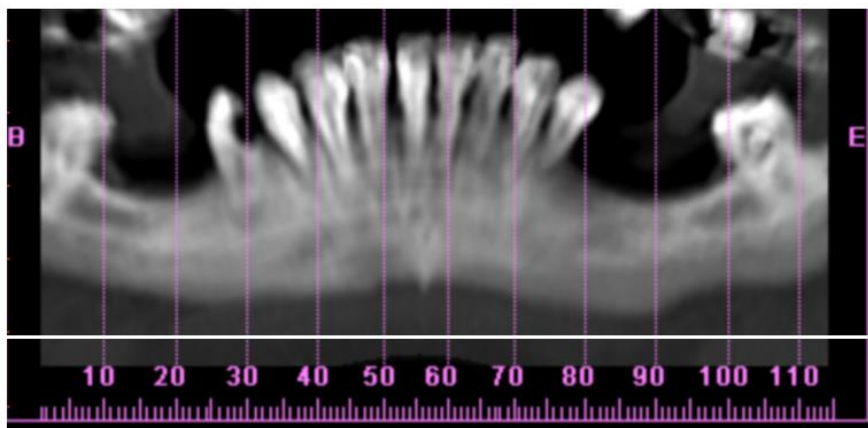


Figura 68 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar inferior utilizada como ponto de referência para a localização das imagens paraxiais a ela associadas.

Na Figura 69 e 70 estão patentes seqüências de imagens paraxiais provenientes da técnica de TC referentes à mandíbula direita e esquerda, respectivamente.

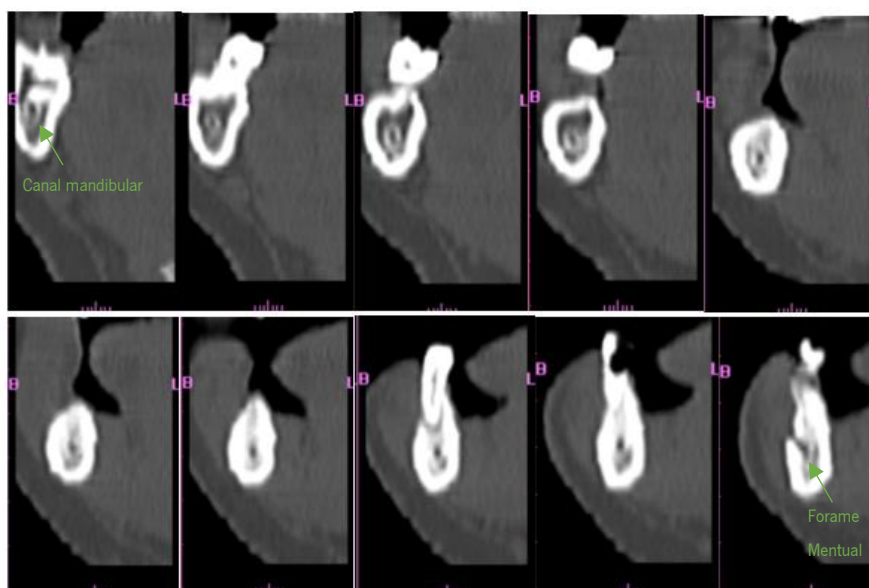


Figura 69 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula direita utilizadas na visualização do canal mandibular direito.

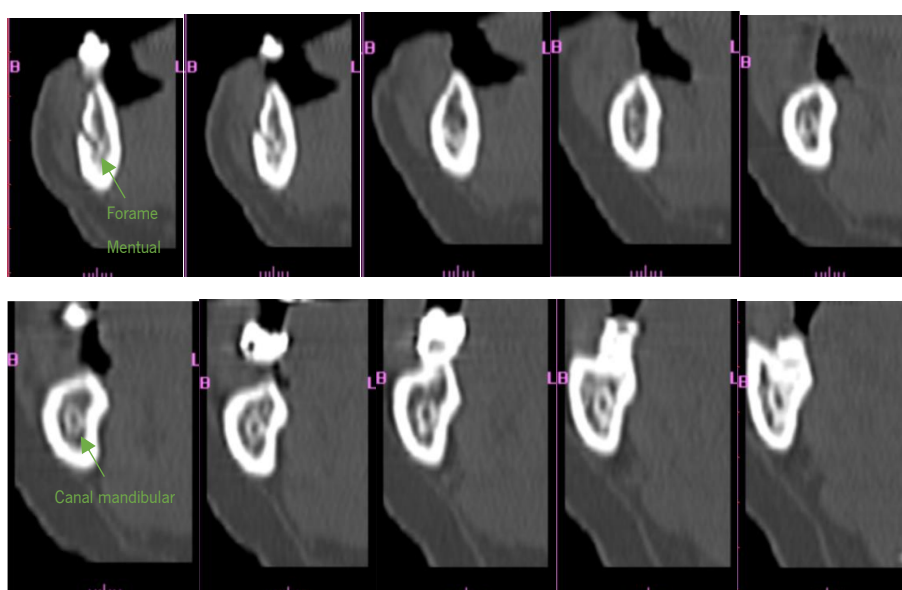


Figura 70 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula esquerda utilizadas na visualização do canal mandibular esquerdo.

Analisando os exames da paciente em estudo é possível visualizar esta estrutura ao longo da sequência de imagens paraxiais. O canal mandibular direito é facilmente identificável nas imagens como um círculo hipodenso ligeiramente abaixo do centro do osso cortical da mandíbula. Por sua vez este emerge no foramen mentoniano que se situa entre o primeiro e o segundo pré-molar. O canal mandibular esquerdo também é facilmente identificável nas imagens paraxiais correspondentes, percorrendo a mandíbula e emergindo novamente na zona correspondente entre o primeiro molar e o local onde estaria o segundo pré-molar.

Ambas as técnicas em estudo permitem a visualização e análise desta estrutura sendo facilmente identificável em ambas. Efetuando o paralelismo entre as duas técnicas de diagnóstico por imagem é possível ressaltar que no exame de TCFC esta estrutura encontra-se mais definida e delimitada, contudo, para efeitos de análise do ponto de vista do médico dentista ambas providenciam o fundamental para um correto planeamento da intervenção.

Visualização do foramen mentoniano

O foramen mentoniano surge em exames radiográficos como uma estrutura arredondada radiolúcida sendo que se encontra mais frequentemente na zona das raízes dos dentes pré-molares. Esta estrutura é conhecida por nem sempre ser registada nas radiografias periapicais. Em cerca de 70% das vezes encontra-se entre os ápices dos pré-molares [84], [106], [108], [109]. A Figura 71 permite obter uma visão espacial do canal mandibular e do forame mandibular presentes no maxilar inferior.

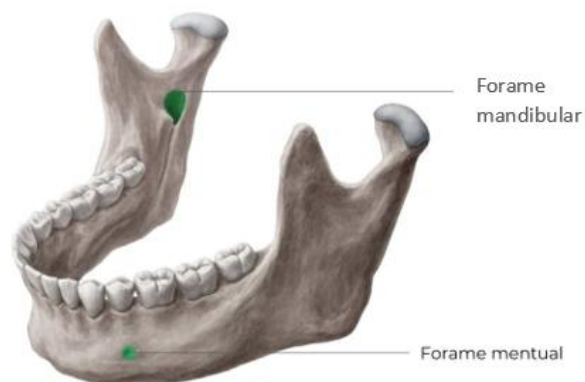


Figura 71 - Representação do forame mandibular e mental presentes no maxilar inferior (Adaptado de [33]).

Esta estrutura possui bastante relevância clínica uma vez que constitui o ponto anatómico de bloqueio anestésico do nervo mental e incisivo. Assim sendo é possível efetuar o procedimento anestésico na região anterior da mandíbula sem ser necessário intervir nos tecidos linguais ou na zona dos molares. A localização é de extrema importância na medida em que o bloqueio só é efetivo caso a agulha mesmo não penetrando o forame, esteja muito próxima deste na medida em que o osso da mandíbula não permite uma difusão tão grande do material anestésico como a maxila [108].

O foramen mentoniano corresponde à abertura onde emerge o nervo com o mesmo nome proveniente da porção final do nervo alveolar inferior que se encontra dentro do canal mandibular [84], [106], [108], [110].

Há semelhança da análise efetuada para o canal mandibular, as imagens paraxiais permitem a visualização desta estrutura. O foramen mentoniano localiza-se na zona do ápice dos dentes pré-molares, tal como afirma a literatura [84], [108].

Na técnica de TCFC pode visualizar-se na Figura 72A o foramen mentoniano direito e na 72B esquerdo.

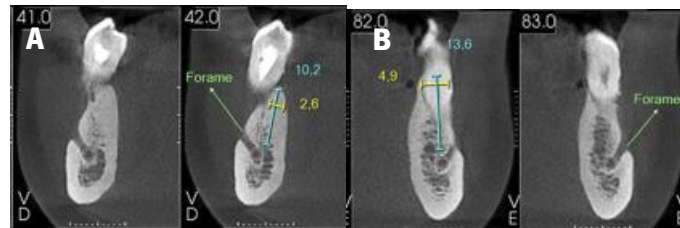


Figura 72 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da mandíbula direita (A) e esquerda (B) utilizadas para a visualização do foramen mentoniano direito e esquerdo, respetivamente.

Na técnica de TC também na Figura 73A é possível visualizar o foramen mentoniano direito e na 73B o esquerdo.

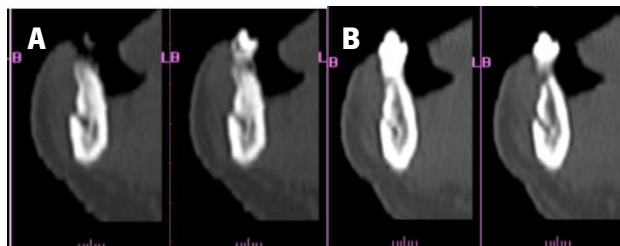


Figura 73 - Imagens paraxiais obtidas por TC da mandíbula direita (A) e esquerda (B) utilizadas para a visualização do foramen mentoniano direito e esquerdo, respetivamente.

Ambas as técnicas de imagem permitem visualizar esta abertura quer no lado direito quer no lado esquerdo, pelo que ao nível da preponderância que a correta localização desta estrutura diz respeito, quer a TC quer a TCFC cumprem os requisitos para uma correta análise pré-cirúrgica. No entanto, fica patente a melhor definição da imagem na TCFC face à TC convencional.

Visualização do forame lingual

O forame lingual, também denominado como forame lingual medial, é uma estrutura localizada na porção anterior da mandíbula, na região de sínfise na face lingual, próxima aos ápices dos dentes incisivos, tendo como conteúdo a passagem neurovascular. Esta estrutura, localizada na linha média da

região anterior da mandíbula, é visível de modo recorrente nos exames tomográficos [111], [112]. A Figura 74 permite obter uma visão espacial do forame nasopalatino presente no maxilar superior.

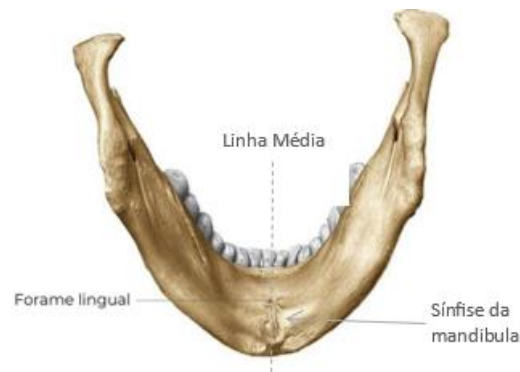


Figura 74 - Representação do forame lingual, linha média e sínfise da mandíbula (Adaptado de [33]).

O forame lingual é uma pequena abertura óssea que viabiliza a passagem da artéria incisiva ao nervo lingual. Radiograficamente, é em geral visualizada como uma pequena área radiolúcida. Não obstante à precaução nos procedimentos cirúrgicos, existem casos ainda de intercorrências nesta região. A perfuração da cortical óssea lingual pode atingir os nervos ou as artérias que emergem do forame lingual medial [113]. Os exames tomográficos mostram-se como um importante aliado na medicina dentária devendo recorrer-se em planeamentos cirúrgicos, especialmente na região anterior de mandíbula. É notório que as suas imagens auxiliam a visualização e identificação destas estruturas anatómicas [111], [112].

A imagem proveniente da TCFC permite observar esta abertura (Figura 75), no entanto a imagem obtida por TC (Figura 76) apenas permite uma visualização muito ténue desta estrutura não sendo possível analisar com clareza o forame lingual.

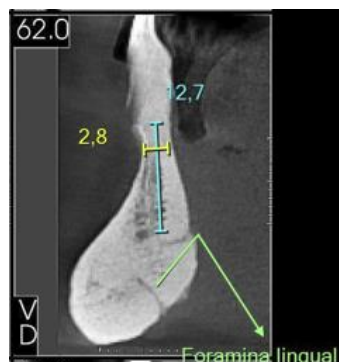


Figura 75 - Imagem paraxial obtida por TCFC para visualização da foramina lingual.

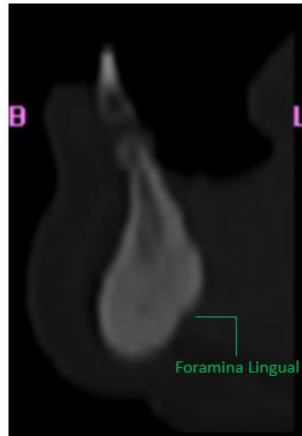


Figura 76 - Imagem paraxial obtida por TC para visualização da foramina lingual.

6.2.3 VISUALIZAÇÃO DE ESTRUTURAS IMPORTANTES NO MAXILAR SUPERIOR

Visualização do forame nasopalatino

O nervo nasopalatino é responsável por inervar o septo nasal anterior, o assoalho do nariz e a pré-maxila, estendendo-se da região canina a canina. Ele segue um trajeto descendente e anterior ao teto da cavidade nasal, alcançando o assoalho nasal entrando no canal incisivo. Posteriormente, ele penetra na cavidade oral através do forame nasopalatino ou incisivo, onde fornece inervação à mucosa palatina da pré-maxila [114]. A Figura 77 permite obter uma visão espacial do forame nasopalatino presente no maxilar superior.

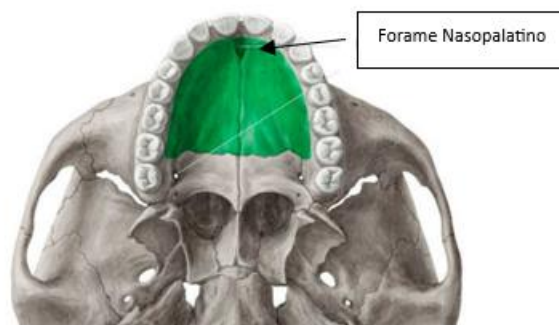


Figura 77 - Representação do forame nasopalatino presente no maxilar superior (adaptado de [33]).

O bloqueio do nervo nasopalatino, também denominado bloqueio do nervo incisivo, resulta na anestesia bilateral dos nervos nasopalatinos. Nessa técnica, uma solução anestésica é aplicada na área do forame incisivo. Isso resulta na anestesia do tecido duro e mole na superfície lingual dos dentes anteriores superiores, abrangendo desde a face distal do canino em um lado até a face distal do canino

no lado oposto. O forame nasopalatino surge portanto na cavidade oral na zona do palato duro imediatamente atrás dos dentes incisivos superiores [114]–[116].

Analisando os exames realizados em ambas as técnicas, é possível visualizar esta estrutura. As imagens paraxiais permitem visualizar um corte transversal da maxila e assim ver o forame nasopalatino. No que concerne à comparação entre TC e TCFC, a sequência de cortes paraxiais encontra-se nas Figuras 78 e 79 respetivamente. Analisando as Figuras, é possível visualizar o forame nasopalatino, não só a zona radiotransparente relativa ao forame como também o rebordo radiopaco do mesmo. Na TCFC esta delimitação é mais evidente e com maior definição da imagem.

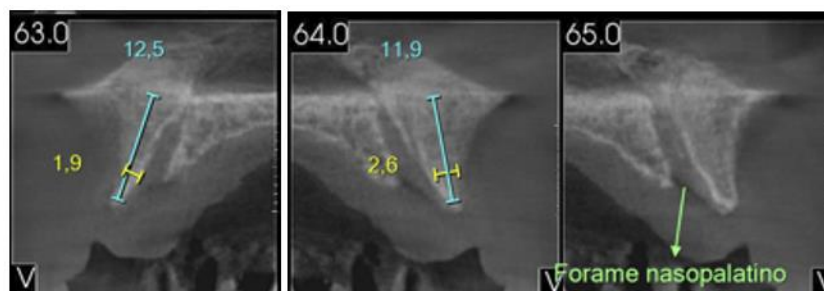


Figura 78 - Imagens paraxiais obtidas por TCFC da zona edêntula na região anterior da maxila para visualização do forame nasopalatino.



Figura 79 - Imagens paraxiais obtidas por TC da zona edêntula na região anterior da maxila para visualização do forame nasopalatino.

6.2.4 ESTUDO DO IMPACTO DAS INTERVENÇÕES DENTÁRIAS NA IMAGEM TOMOGRÁFICA

Estudo das restaurações e intervenções endodônticas na imagem

As intervenções efetuadas nos dentes da paciente, tanto a nível da dentisteria como endodontia, foram bastante extensas, existindo vários dentes com lesões que necessitaram de tratamentos.

O tratamento mais comum para cavidades moderadas a graves é a utilização de obturações. A restauração do dente permite devolver ao dente a sua forma natural, anatómica, a sua função e, se possível, a sua estética. Durante esse procedimento, o dentista remove a cárie utilizando brocas e, em seguida, preenche o espaço resultante com um material apropriado para restaurar a integridade do

dente. Embora a maioria das obturações seja feita com resina composta, existem diversas opções de materiais disponíveis. Para cavidades nas superfícies de mastigação ou dentes posteriores podem ser escolhidos materiais mais resistentes. As amálgamas, frequentemente chamadas de "chumbo", são na verdade uma mistura de metais que, quando adequadamente combinados, adquirem uma aparência semelhante à cor do chumbo, daí o seu nome. Para cavidades entre os dentes, conhecidas como cavidades interproximais, o dentista pode preferir a resina composta nos dentes visíveis, levando em consideração questões estéticas para um aspecto mais atraente [79]–[81], [117].

Quando uma cavidade dentária é tão profunda que não pode ser tratada com os métodos mencionados anteriormente, o dentista pode recomendar um tratamento de canal radicular. Isso ocorre quando a cárie ultrapassa o esmalte protetor do dente e atinge a dentina, frequentemente afetando os nervos e a raiz do dente. Nesses casos, é necessário realizar um tratamento de canal radicular para solucionar o problema. A obturação do canal radicular é uma técnica endodôntica para tratar a polpa morta ou infetada com o objetivo de prevenir e tratar a periodontite apical. Elimina os microrganismos e o tecido necrótico através de uma intervenção química e mecânica com a obturação radicular adequada para evitar a reinfeção. Uma vez esvaziados e limpos, os canais são preenchidos com cimento dentário ou, mais frequentemente, com um composto de óxido de zinco e guta-percha, um látex natural não tóxico com propriedades antimicrobianas. As complicações mais comuns relacionadas ao tratamento de canal radicular incluem extravasamento de material, abscesso dentoalveolar, etc. Na TC, este material pode ser visto como uma área hiperdensa dentro da polpa dentária [79], [80], [117], [118].

As restaurações realizadas com materiais compósitos ou resinas apesar de apresentarem radiopacidade não afetaram a capacidade de diagnóstico.

As imagens panorâmicas permitem ver face labial, mesial e distal e vestibular no caso dos dentes posteriores ao passo que a face oclusal é vista nas imagens axiais.

As imagens panorâmicas são o melhor exemplo para visualizar as restaurações e procedimentos endodônticos de uma forma geral, podendo visualizar-se os vários canais radiculares obturados bem como as restaurações realizadas na zona da coroa dos dentes.

De referir que a paciente possui um número extenso de restaurações, em especial nos molares da maxila onde vão revelar um elevado grau de opacidade na imagem prejudicando a visualização da estrutura em causa e dos locais adjacentes.

A diferença nas imagens panorâmicas obtidas pelas duas técnicas de imagem é notória a nível da definição que as estruturas apresentam nomeadamente os elementos dentários (Figura 80 a 83). É possível ver com melhor detalhe os dentes na TCFC bem como a delimitação das restaurações efetuadas.

Também os canais obturados até ao nível do ápice da raiz conseguem ver-se com mais precisão do que no exame de TC.

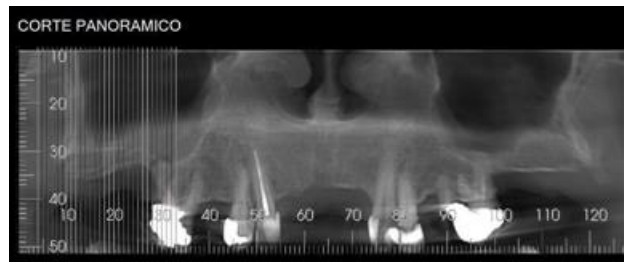


Figura 80 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar superior para visualização das intervenções dentárias.

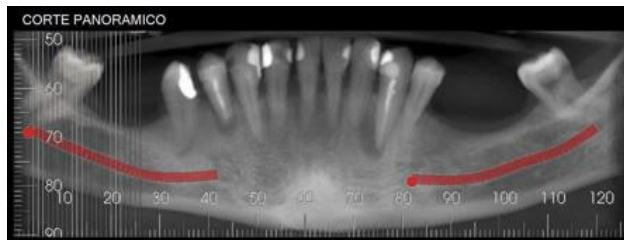


Figura 81 - Imagem panorâmica obtida por TCFC do maxilar inferior para visualização das intervenções dentárias.

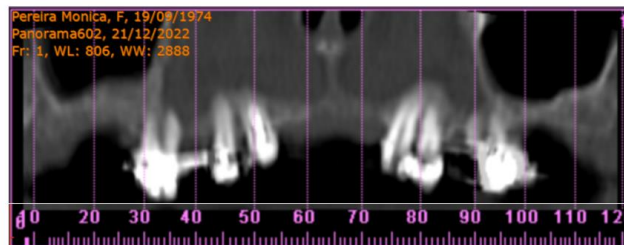


Figura 82 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar superior para visualização das intervenções dentárias.

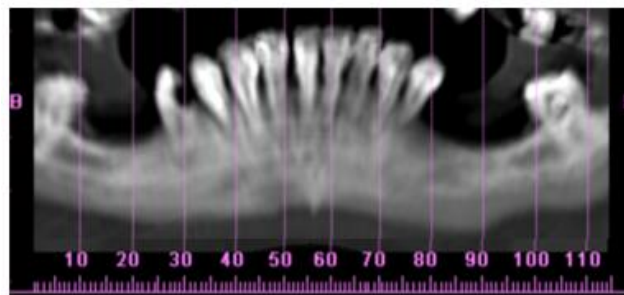


Figura 83 - Imagem panorâmica obtida por TC do maxilar inferior para visualização das intervenções dentárias.

Estudo da presença de artefactos nas imagens panorâmicas e axiais

Existe uma multiplicidade de materiais restauradores que são reconhecidos em projeções radiográficas. Estes materiais possuem características diferentes de radiopacidade que dependem do seu número atômico, espessura, densidade. Estas características podem ou não causar artefactos na imagem [53], [119].

A tecnologia de tomografia computadorizada está, no geral, sujeita ao aparecimento de artefactos que degradam e distorcem a imagem, dificultando o diagnóstico. Estes mesmos artefactos são descritos como estruturas que surgem nas imagens e que não fazem parte do que foi efetivamente analisado. Teoricamente, um artefacto de imagem pode ser definido como qualquer discrepância entre os valores reconstruídos numa imagem e os verdadeiros coeficientes de atenuação do objeto [120].

Os artefactos podem ter diversas origens nomeadamente o movimento do paciente ou a presença de materiais metálicos na área. Este último, designado por *Beam Hardening* ou artefacto de endurecimento do feixe de raios-X ocorre quando existem materiais metálicos na zona abordada ou materiais provenientes de restaurações. Os artefactos de *Beam Hardening* resultam em inúmeras faixas hiperdensas e brilhantes, em forma de raios, que dificultam a visualização anatómica da região a que se sobrepõem, nomeadamente produzindo listas claras e bandas escuras. A utilização de amálgama resulta neste tipo de artefacto sendo que as bandas escuras tendem a aparecer perto do local da restauração, ao passo que as listas claras surgem numa zona mais distante. Não obstante, comprometem o diagnóstico na zona onde a imagem é corrompida em especial nos dentes adjacentes à face mesial e distal do dente intervencionado. Em suma, a deteção de cáries e outras patologias pode ficar comprometida em zonas adjacentes a zonas restauradas. A ocorrência destes artefactos pode ser amenizada com a utilização de valores mais altos de tensão no tubo de raios-X e diminuindo a espessura dos cortes reconstruídos [53], [119]–[122].

No que diz respeito ao efeito causado pelas restaurações dentárias, ambas as técnicas, TC e TCFC, permitem visualizar as reconstruções realizadas, porém em certos casos estão sujeitas a artefactos de Beam Hardening (Figuras 84 e 85).

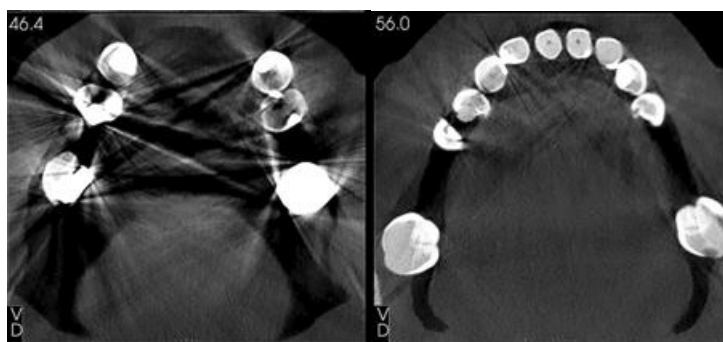


Figura 84 - Imagens axiais obtidas por TCFC do maxilar superior e inferior (imagem da esquerda e da direita, respetivamente) para visualização dos artefactos presentes nesta tecnologia.

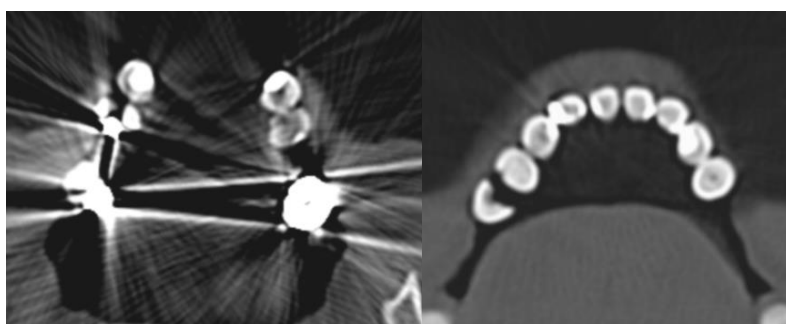


Figura 85 - Imagens axiais obtidas por TC do maxilar superior e inferior (imagem da esquerda e da direita, respetivamente) para visualização dos artefactos presentes nesta tecnologia.

As restaurações realizadas na paciente quer na maxila quer na mandíbula são facilmente visíveis quer nas imagens panorâmicas, axiais ou paraxiais devido às características dos materiais reconstrotores serem bastantes diferentes do material dentário.

No âmbito do estudo que antecede o procedimento de colocação de implantes importa também perceber o impacto que estas reconstruções possuem na visualização das imagens paraxiais. O artefacto de *Beam Hardening* é consequentemente visível nas imagens paraxiais contudo, visto que as restaurações foram realizadas na zona da coroa dos dentes, não comprometem a avaliação das estruturas óssea do maxilar e a zona da raiz do dente.

Relativamente à mandíbula foram também realizadas reconstruções. Na TCFC é possível observar alguns artefactos de *Beam Hardening* que não são tão observáveis na TC convencional, embora também existam.

Em suma, ambas as técnicas, apesar dos diferentes protocolos utilizados, são suscetíveis à presença de artefactos que comprometem e degradam a qualidade da imagem.

6.2.5 ESTUDO DE CONDIÇÕES ORAIS PELA INTERPRETAÇÃO DE ZONAS HIPODENSAS E HIPERDENSAS

A tomografia computadorizada representa uma técnica com elevado valor de diagnóstico. Como a TC utiliza raios-X, as imagens dependem da densidade dos tecidos, pelo que diversas anomalias na região maxilofacial são visíveis num exame de TC através da alteração na densidade, aparecendo na imagem como hiperdensas ou hipodensas. A imagem hipodensa na tomografia aparece a tons escuros, enquanto a imagem hiperdensa aparece a tons claros.

Na TC dental, a cárie dentária aparece como uma área hipodensa na dentina. A cárie dentária pode ser única ou múltipla e, quando grave, pode ser acompanhada de doença periapical e periodontal, culminando com a perda do dente. Tem sido dada grande atenção ao estudo de lesões periapicais radiotransparentes para evitar possíveis erros de diagnóstico de periodontite apical associada a certas lesões radiotransparentes não endodônticas. No entanto, há um número significativo de lesões radiopacas encontradas na região periapical, que podem ser igualmente relevantes para a prática endodôntica. O diagnóstico dessas lesões radiopacas/hiperdensas podem ser um desafio para o médico dentista. Estas alterações ósseas podem ser neoplásicas, displásicas ou de origem metabólica [12], [123], [124].

No contexto do uso mais difundido da TC é oportuno um estudo detalhado das lesões radiopacas inflamatórias e não inflamatórias, o que pode ajudar os médicos a realizar um diagnóstico diferencial dessas lesões. A distinção entre lesões inflamatórias e não inflamatórias simplifica o diagnóstico e, conseqüentemente, auxilia na escolha do regime terapêutico correto [125].

A TC também é um importante auxílio no diagnóstico odontológico, pois permite alta precisão na deteção de lesões periapicais, em comparação com radiografias periapicais e panorâmicas. As suas características permitem um exame completo de uma estrutura multidimensional e, assim, esclarecer a localização correta da lesão periapical, as características de reabsorção óssea ou formação óssea e a precisão da presença, ausência ou regressão da lesão [125].

Embora as lesões radiotransparentes estejam mais frequentemente associadas à infeção do canal radicular, as radiopacas estão associadas a causas igualmente duvidosas e merecem a mesma atenção para prevenir erros de diagnóstico. Em resumo, o endodontista deve estar familiarizado com o diagnóstico de lesões periapicais radiotransparentes e radiopacas. Saber distinguir entre lesões inflamatórias e não inflamatórias torna o diagnóstico mais rápido e garante a seleção do regime terapêutico correto [125].

Nos exames realizados à paciente em estudo foram detetadas várias zonas hipodensas e hiperdensas. A possibilidade de observar estas zonas hipodensas e hiperdensas é fundamental na

medida em que mesmo que estas não constituam uma patologia grave para a paciente, na eventualidade de estar perante um quisto ou tumor, sabe-se que os exames vão ter sensibilidade para os detetar.

Estudo das zonas hipodensas

Na região apical do dente 45 (segundo pré-molar direito inferior) é possível observar uma pequena lesão apical assintomática resultante do início do processo de desvitalização do dente. Esta lesão é visível tanto nas imagens paraxiais (Figura 86A e B) como nas imagens panorâmicas (Figura 88 e 89).



Figura 86 - Imagens paraxiais do dente 45 obtidas por TCFC (A) e TC (B) para a visualização da zona hipodensa.

O dente 33 (canino esquerdo inferior) apresenta também uma zona hipodensa sugestiva do processo de desvitalização a que o mesmo foi submetido (Figura 87A e B).



Figura 87 - Imagens paraxiais do dente 33 obtidas por TCFC (A) e TC (B) para a visualização da zona hipodensa.

Também no dente 44 (primeiro pré-molar inferior direito) pode denotar-se uma zona de hipodensidade que sugere uma lesão apical inflamatória. Apesar de não ser facilmente visível nos cortes paraxiais, é facilmente diagnosticada pelas imagens panorâmicas e axiais.

As lesões conseguem ver-se nas imagens paraxiais, panorâmicas e axiais. Atendendo ao facto de que esta é uma lesão relativamente extensa consegue ver-se essa zona nos cortes panorâmicos (Figuras 88 e 89).

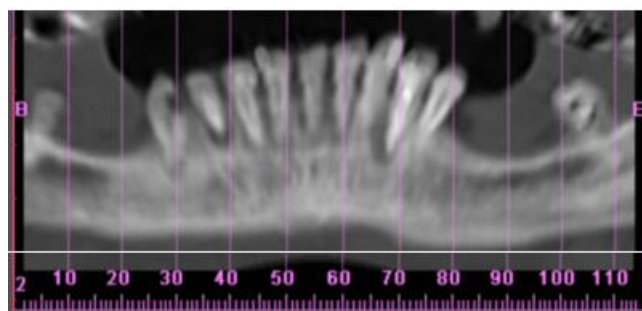


Figura 88 - Imagem panorâmica do maxilar inferior obtida por TC para visualização de zonas hipodensas.

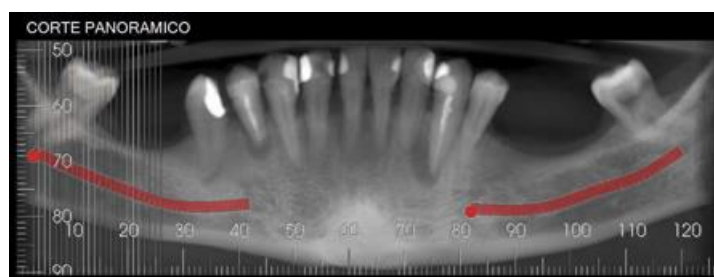


Figura 89 - Imagem panorâmica do maxilar inferior obtida por TCFC para visualização de zonas hipodensas.

Nos cortes axiais também são possível obter informação sobre a extensão destas lesões, como se pode verificar na Figuras 90A e B.

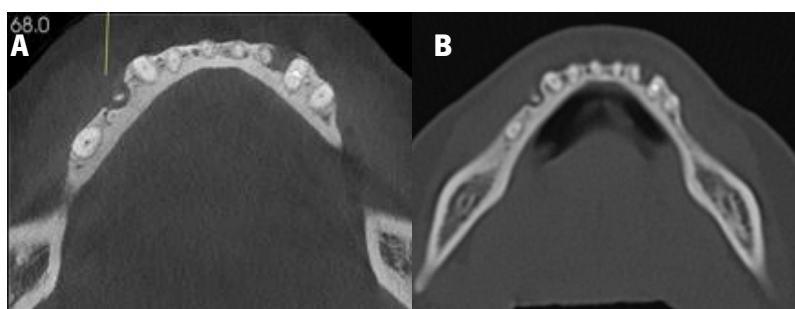


Figura 90 - Imagens axiais da maxila inferior obtidas por TCFC (A) e TC (B) para visualização de zonas hipodensas.

Nas imagens obtidas é possível denotar a zona hipodensa na zona da raiz do dente em ambas as técnicas de imagem médica. Na imagem de TCFC pode ver-se em mais detalhe a zona circunscrita da lesão, ao passo que na imagem de TC apenas é possível visualizar uma zona mancha mais escura na zona apical.

Na zona da maxila é possível obter conclusões semelhantes. Analisando o dente 16 (primeiro molar superior direito) verifica-se uma zona de hipodensidade que sugere uma lesão apical inflamatória.

Analisando os cortes paraxiais de TC e TCFC (Figuras 91 e 92), na imagem de TCFC vê-se facilmente a zona de hipodensidade óssea ao passo que na TC um médico dentista terá mais dificuldade em visualizar a zona radiotransparente.

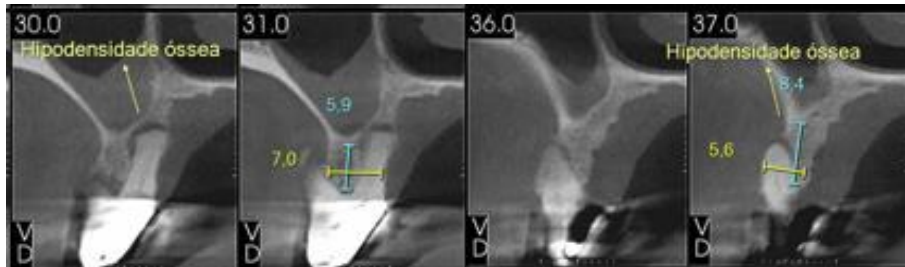


Figura 91 - Imagens paraxiais do dente 16 obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hipodensa.

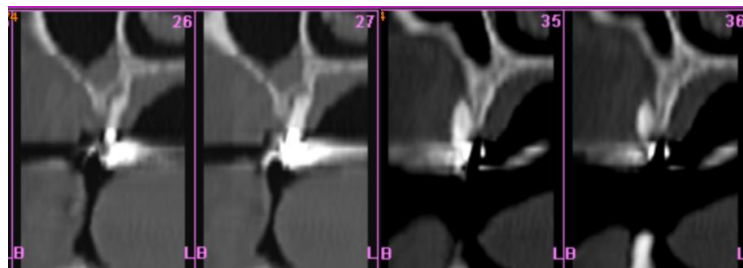


Figura 92 - Imagens paraxiais do dente 16 obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hipodensa.

Também a imagem axial (Figura 93) permite a visualização desta lesão apical nas duas técnicas de imagem por diagnóstico sem diferenças de maior.

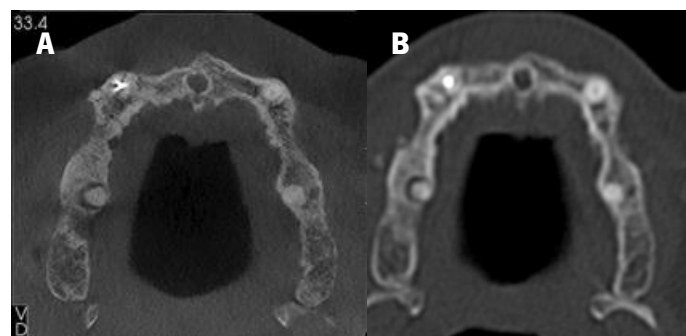


Figura 93 - Imagens axiais da maxila superior obtidas respetivamente por TCFC (A) e TC (B) utilizadas na visualização de zonas hipodensas.

Estudo das zonas hiperdensas

Na região da maxila, no lugar onde estariam os dentes incisivos esquerdos, pode denotar-se uma zona de hiperdensidade em continuidade com a cortical do assoalho da cavidade nasal e em contacto

com a cortical vestibular de aspecto dentário. Esta situação pode advir por exemplo de uma extração dentária e cicatrização óssea secundária que formou osso diferente.

As imagens paraxiais (Figura 94 e 95) permitem visualizar esta zona radiopaca. A definição da imagem de TCFC e uma maior discretização da escala de cinzentos permitem observar transições mais tênues na escala de cinzentos comparativamente à imagem de TC o que torna mais fácil a visualização desta estrutura, no entanto a técnica de TC permite também que um médico dentista seja capaz de diagnosticar esta zona hiperdensa.

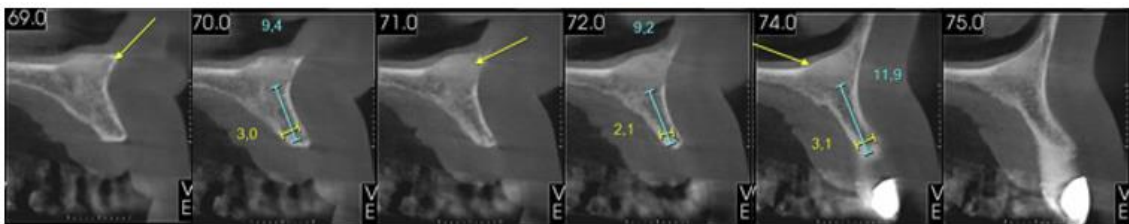


Figura 94 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TCFC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.

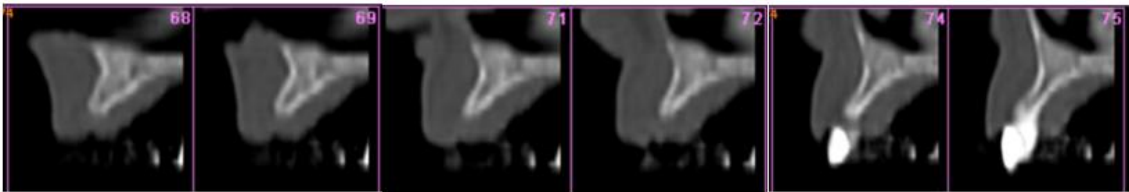


Figura 95 - Imagens paraxiais da zona edêntula onde estariam os dentes incisivos esquerdos obtidas por TC utilizadas na visualização de uma zona hiperdensa.

6.2.6 ESTUDO DAS PATOLOGIAS ASSOCIADAS AOS SEIOS MAXILARES

Estudo da extensão dos seios maxilares

Uma das condições mais comuns em pacientes edêntulos diz respeito à presença de extensões dos seios maxilares, sendo que para a identificação e diagnóstico desta condição a tomografia computadorizada assume uma grande preponderância. A nível anatómico, os seios paranasais dos quais fazem parte os seios maxilares, cavidades preenchidas de ar, encontram-se presentes no terço médio da face sendo o maior do conjunto deste tipo de estruturas. Esta estrutura varia na forma e tamanho de indivíduo para indivíduo podendo também apresentar variações nos lados direito e esquerdo. Pode também ocupar a maxila com expansões em todas as variações. O limite anterior dos seios maxilares

localiza-se maioritariamente na região dos primeiros pré-molares, segundos pré-molares e primeiros molares. Já a incidência em incisivos laterais e caninos tende a ser muito reduzida [82]–[84], [126].

O fenómeno da extensão alveolar é observada quando o seio maxilar se desenvolve no sentido do asso alveolar, frequentemente devido à remoção de um dente. Em casos limite, a extensão pode ser tal que o assoalho pode mesmo constituir o limite do rebordo alveolar. A importância da análise desta condição com recurso à tomografia computadorizada é evidenciada pela necessidade de uma correta observação dos limites do seio maxilar antes de realizar intervenções cirúrgicas [82]–[84].

Em geral a ocorrência de extensão alveolar está intimamente relacionada com a realização de exodontia nas regiões pré-molares e molares superiores onde a extensão segue em direção ao espaço anteriormente ocupado pelas raízes dos dentes. Este fenómeno é resultante da reabsorção do osso que ocorre após a remoção de um dente e é agudizado nos casos em que a exodontia é efetuada numa idade precoce [85], [127].

É fundamental que o cirurgião-dentista possua um sólido conhecimento das variações anatómicas do seio maxilar para garantir um diagnóstico preciso, um planeamento cuidadoso e a execução bem-sucedida de procedimentos odontológicos. Para alcançar isso, é crucial observar alguns aspetos cruciais:

- Evitar confundir essas variações com condições patológicas, como quistos periapicais, a fim de garantir um diagnóstico adequado;
- Quando se trata de cirurgias de implantes, é importante medir com precisão a distância entre o assoalho do seio maxilar e a margem do rebordo alveolar;
- Em casos que requerem tratamento endodôntico em dentes próximos à área onde o seio maxilar se estende é necessário verificar o comprimento apropriado dos instrumentos a serem usados.

É crucial evitar acidentes que resultem em perfuração do seio maxilar após a extração de pré-molares e molares superiores, pois isso pode desencadear sinusite. Quando o assoalho do seio maxilar estiver muito próximo aos ápices radiculares as intervenções cirúrgicas devem ser feitas com cautela para que sejam evitadas as comunicações oroantral e a introdução de fragmentos de raiz no interior do seio [85], [127].

No caso da paciente em estudo estamos perante um caso de extensão alveolar do seio maxilar, estendendo-se do terço médio em direção à oclusal dos dentes posteriores superiores. Nas Figuras 96 e 97, com a tecnologia de TC e TCFC respetivamente, esta condição é observável, onde o fenómeno de pneumatização tenta ocupar a área referente aos molares superiores, bem como a proximidade com o primeiro molar quer do lado direito quer esquerdo [128]. A TCFC permite observar com melhor detalhe

o complexo radicular dos molares superiores bem como permite uma melhor delimitação do assoalho oral em oposição à menor definição da imagem de TC. Embora estejamos perante este facto, a avaliação oral não fica comprometida na medida em que a TC permite observar a extensão dos seios maxilares.

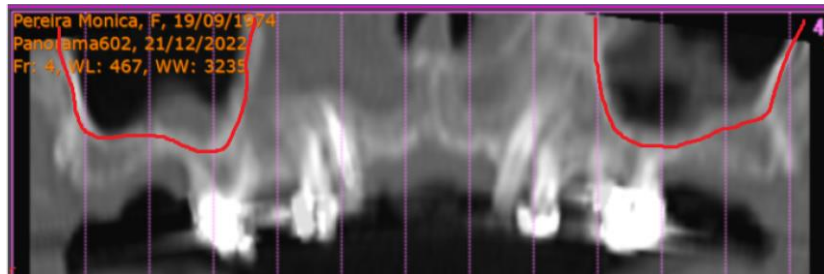


Figura 96 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida através de TC com vista à visualização da extensão alveolar do seio maxilar.



Figura 97 - Imagem panorâmica do maxilar superior obtida por TCFC para visualização da extensão alveolar do seio maxilar.

Os dentes posteriores superiores (pré-molares e molares) têm as suas raízes em íntimo contato com essa estrutura (seio maxilar) e por conta disso a presença ou ausência dessa relação pode alterar a anatomia do seio maxilar. Quando perdemos esses dentes, o seio maxilar sofre um processo chamado pneumatização, que nada mais é do que o aumento do seu volume em direção inferior em função da pressão que o ar exerce dentro dele [128].

Estudo do espessamento mucoso dos seios maxilares

A sinusite é uma condição que decorre da inflamação de forma generalizada da mucosa dos seios paranasais. Uma parte dos episódios inflamatórios dos seios maxilares são gerados a partir de infecções dentárias. O problema da extensão alveolar permite que infecções periodontais ou periapicais cheguem ao interior do seio maxilar resultando em sinusite [85], [126], [129].

A sinusite odontogénica geralmente ocorre após rutura da membrana mucosa sinusal em situações como infecção odontológica, extração dentária, cirurgia de elevação do seio maxilar, enxertos ósseos intrassinusais e implantes dentários. Esta pode ser identificada como um espessamento

localizado na mucosa do seio maxilar associado a um dente cariado ou extensivamente restaurado com uma lesão periapical ou em local de extração [85], [126], [129].

Infeção periapical ou periodontal nas raízes de pré-molares e molares superiores pode se disseminar diretamente ou via vasos sanguíneos para a mucosa do seio. A TC é a modalidade de escolha para a avaliação da extensão da doença bem como os fatores que ditam a predisposição de um paciente a possuir esta complicação de sinusite maxilar [85], [126], [129].

Relativamente às imagens obtidas nos exames de TC e TCFC esta condição encontra-se bastante evidenciada. Recorrendo por um lado às imagens panorâmicas presentes nas Figuras 96 e 97 é possível visualizar a inflamação da mucosa dos seios maxilares através da zona radiopaca que contrasta com a cavidade radiotransparente da cavidade com ar, delimitada pela linha vermelha.

Também as imagens axiais (Figura 98 e 99) permitem ter uma noção da extensão desta inflamação, sendo possível visualizar na zona referente aos seios maxilares a diferença de densidades que resulta numa maior atenuação dos raios-X na zona afetada pela sinusite. Pode também denotar-se que do lado direito esta inflamação é mais extensa.

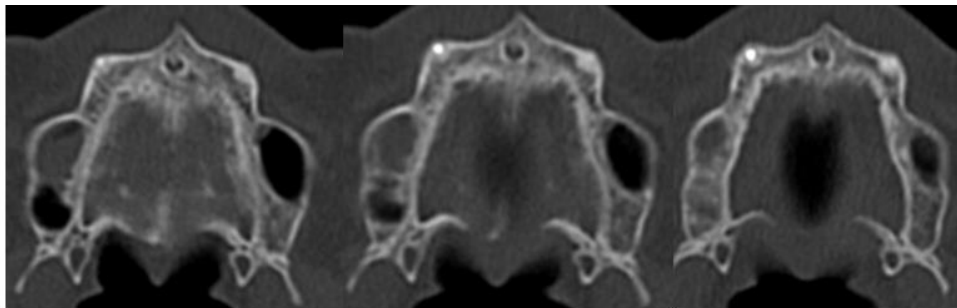


Figura 98 - Imagens axiais da maxila superior obtidas por TC na visualização da extensão alveolar do seio maxilar.



Figura 99 - Imagens axiais da maxila superior obtidas por TCFC na visualização da extensão alveolar do seio maxilar.

Em ambas as técnicas de imagem médica é possível avaliar este problema oral, contudo a imagem panorâmica resultante da TCFC (Figura 87) permite um melhor discernimento entre a escala de

cinzentos pelo que é possível visualizar pequenas oscilações na atenuação dos raios-X, observando com maior clareza a extensão desta lesão comparativamente com a imagem panorâmica de TC. Relativamente às imagens axiais as diferenças esbatem-se, apesar da menor definição da imagem em TC, é possível avaliar esta condição oral bastante satisfatoriamente.

7 CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

O objetivo primordial desta dissertação centrou-se no estudo comparativo das técnicas de tomografia computadorizada (TC e TCFC) utilizadas na visualização e avaliação da cavidade oral. A fim de alcançar este propósito, existiu uma estreita colaboração com uma clínica dentária parceira bem com uma paciente que possuía várias patologias dentárias utilizada como caso clínico de estudo. A presença de um sistema de TC no centro CMEMS-UMinho do Departamento de Eletrónica Industrial da Universidade do Minho permitiu ampliar os conhecimentos nesta tecnologia na vertente do *hardware* e *software* que a compõem.

Relativamente ao caso clínico destaca-se a presença de edentulismo de longa duração. Por sua vez a paciente sofreu intervenções extensas nos dentes remanescentes, como procedimentos de endodontia e obturações, possuindo também lesões apicais resultantes desse tipo de intervenções. O edentulismo é a condição oral mais prevalente nos seres humanos, afetando indivíduos de todas as faixas etárias e manifestando-se como a perda parcial ou total dos dentes. A falta de dentes leva à reabsorção do osso alveolar e à atrofia das áreas sem dentes, consequência direta da falta de estimulação dos tecidos devido à perda desses mesmo elementos dentários, resultando numa série de impactos negativos na vida quotidiana da pessoa [41], [76], [126].

Em conjunto com o dentista, responsável por este caso clínico, foram efetuados exames à região maxilofacial através das técnicas de diagnóstico por imagem em estudo, o que permitiu avaliar a saúde oral nas suas várias vertentes. Estas revelam-se bastante úteis na área odontológica nomeadamente no que concerne ao estudo da viabilidade de implantes devido à possibilidade de avaliar a qualidade e quantidade do osso alveolar, analisar o local ideal para colocação de implantes assim como estudar outras patologias associadas.

A vertente desta dissertação dedicada ao estudo comparativo das tecnologias de TC e TCFC permitiu aprofundar os conhecimentos em ambas tecnologias que se afirmam como o método de avaliação e diagnóstico por excelência na zona maxilofacial. Após a realização do exame de TC e respetiva reconstrução das imagens com recurso ao *Software Syngo TC Dental* bem como a realização de um exame de TCFC para implantologia, foi analisada em detalhe a quantidade e qualidade óssea das regiões edêntulas com vista à viabilidade de colocação de implantes.

Como ponto de partida para o estudo comparativo entre as duas técnicas foi necessário dar por um lado destaque às medições da quantidade e qualidade do tecido ósseo alveolar, às diversas condições orais que a paciente possui bem como a visualização de estruturas importantes da região maxilofacial. A partir daí foi possível comparar a qualidade do diagnóstico em ambas as técnicas, tentando analisar as diferenças relativas a cada técnica de diagnóstico por imagem.

A definição de qualidade de imagem para a TC foi descrita como a capacidade de diagnóstico de estruturas importantes na imagem de TC ou a visualização de estruturas anatómicas relevantes e a capacidade de detetar achados patológicos. A qualidade da imagem digital afeta a capacidade de identificar e delinear as estruturas importantes para o diagnóstico. A imagem que apresenta uma qualidade adequada fornece informações suficientes para que o diagnóstico seja elaborado com um grau aceitável de segurança e confiabilidade [92].

Foram analisados e definidos como objetos de estudo e de comparação a reabsorção óssea, a visualização de estruturas importantes, por exemplo nos procedimentos pré-cirúrgicos de anestesia na mandíbula (canal mandibular, foramen mentoniano e forame lingual) e maxila (forame nasopalatino), o impacto das restaurações e intervenções endodônticas na produção de artefactos na imagem, a visualização de lesões hipodensas e hiperdensas bem como patologias associadas aos seios maxilares (extensão alveolar e espessamento mucoso dos seios maxilares) consequência do edentulismo.

Foi possível concluir inequivocamente através deste estudo que a imagiologia oral constitui uma importante ferramenta na avaliação de um paciente com problemas dentários. O médico dentista, perante um determinado caso clínico, necessita de determinar qual a técnica de imagem que melhor se adapta aos seus objetivos de diagnóstico a fim de determinar com precisão que informação deve ser revelada durante o estudo por imagem. A melhor modalidade cumpre os objetivos pretendidos, tem a mais baixa dose de radiação e tem um custo aceitável [65].

A TC dentária tem sido considerada um procedimento padrão para obtenção de imagens sem sobreposições das estruturas dentárias desde há alguns anos, embora o seu campo de aplicação tem sido muito restrito devido à exposição relativamente elevada à radiação. No entanto, a TC dentária tem agora o seu primeiro concorrente sob a forma de TCFC na qual, devido aos seus avanços, permitiu a sua produção comercial e aplicação prática nos cuidados ao paciente, sendo que está a ser cada vez mais utilizada no campo dental. Embora muitas questões radiológicas em ortodontia possam ser respondidas através da avaliação de imagens de radiografia convencional, certos assuntos requerem uma tomografia subtil e sem sobreposições no procedimento de diagnóstico [69], [91], [130].

A TC e a TCFC devem ser prescritas apenas quando os seus benefícios superam em muito os riscos inerentes. Como regra geral, a necessidade de um exame de TC ou TCFC é indicada se a sua utilização melhorar o tratamento ou planeamento para o doente mantendo ao mesmo tempo o risco de radiação tão baixo quanto possível [69], [130].

Os potenciais benefícios da utilização da TC e TCFC surgiram no campo da implantologia dentária. Atualmente, a utilidade da TC e TCFC engloba o campo da implantologia dentária, cirurgia oral, ortodontia, endodontia, em medicina dentária para avaliação e diagnóstico de patologias e planeamento pré-cirúrgico são indiscutíveis [69], [130].

A introdução da TCFC representa uma mudança radical para a radiologia dentária e maxilofacial. A informação tridimensional oferece o potencial de um diagnóstico melhorado para um amplo gama de aplicações clínicas, e normalmente a uma gama mais baixa doses do que com "medical" TC *multislice* estando a caminhar para se tornar a norma. Normalmente, no entanto, a TCFC dá doses de radiação mais elevadas a pacientes em comparação com radiografias dentárias convencionais técnicas [130].

Com este estudo torna-se possível concluir que em termos de qualidade de imagem, a TCFC produz imagens superiores às da TC, com menos exposição à radiação na radiologia dentária na região maxilofacial, especialmente para avaliação de tecidos duros [91].

A TC e TCFC permitem a avaliação das variações anatómicas, identificando-as de forma precisa e com elevados detalhes. Algumas variações podem predispor a patologias e constituir regiões de alto risco para lesões e complicações durante atos operatórios.

Em suma, a TCFC apresentou de uma forma geral uma imagem com mais qualidade, com mais detalhe na visualização das estruturas ósseas, na visualização de estruturas importantes na mandíbula e maxila bem como na análise de procedimentos de restaurações e endodônticos realizados no paciente, nas patologias associadas aos seios maxilares, além de ter uma melhor sensibilidade para a deteção de lesões hipodensas e hiperdensas.

A clareza das imagens quer de TC quer TCFC é afetada por artefactos. Os artefactos no geral são largamente limitados com as atuais unidades de TC e TCFC, contudo, não são completamente evitados. Com melhorias no *software* e *hardware*, estas limitações serão gradualmente ultrapassadas no futuro. É também necessário respeitar o conceito de dose de radiação "tão baixa quanto razoavelmente alcançável". No entanto, isto não deve dissuadir os cirurgiões dentários de utilizar a TC e TCFC para fornecer a informação necessária [65].

Importa mencionar que apesar da evidente qualidade superior dos resultados obtidos em TCFC face a TC, de uma forma geral, a qualidade do diagnóstico não ficou comprometido nesta última, uma

vez que foi possível visualizar as estruturas pretendidas bem como detetar as lesões que a paciente possui.

Não obstante, é importante referir que existe um desfasamento entre os equipamentos de TC e TCFC utilizados neste estudo, na medida em que o equipamento de TCFC é mais recente do que o equipamento de TC, o que enfatiza a evolução da tecnologia de TCFC e como esta tem vindo a ser continuamente melhorada, sendo possível supor que num futuro próximo possa tornar-se o *gold standard* na visualização da região maxilofacial.

De uma forma geral, o estudo da literatura nesta área permitiu concluir que embora os relatórios no âmbito do estado da arte sobre experiências clínicas com TCFC já existem, poucos estudos comparativos sobre a imagem das estruturas dentárias entre TC dentária e TCFC tem sido publicados. Foi possível concluir que mais estudos são necessários nesta área para fornecer um parecer mais definitivo, contudo, os estudos da última década têm sido encorajadores relativamente à utilização da modalidade de imagem de TCFC na medicina dentária [69].

Relativamente ao potencial de estudo comparativo futuro nesta área, este passa por aumentar a amostra dos pacientes em estudo neste âmbito de comparação das tecnologias, bem como alargar a comparação entre as duas tecnologias a vários equipamentos de diferentes fabricantes ou comparação entre equipamentos mais antigos face a equipamentos mais recentes.

8 BIBLIOGRAFIA

- [1] J. H. Scatliff and P. J. Morris, "From Röntgen to Magnetic Resonance Imaging," *N C Med J*, vol. 75, no. 2, pp. 111–113, Mar. 2014, doi: 10.18043/ncm.75.2.111.
- [2] K. Doi, "Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology," *Phys Med Biol*, vol. 51, no. 13, pp. R5–R27, Jul. 2006, doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R02.
- [3] D. E. Moran and E. J. Heffernan, "The evolution of whole-body imaging.," *Semin Musculoskelet Radiol*, vol. 14, no. 1, pp. 3–13, Mar. 2010, doi: 10.1055/s-0030-1248701.
- [4] J. A. Seibert, "One Hundred Years of Medical Diagnostic Imaging Technology," *Health Phys*, vol. 69, no. 5, pp. 695–720, Nov. 1995, doi: 10.1097/00004032-199511000-00006.
- [5] J. J. P. de Lima, "New trends in medical imaging," *Radiat Prot Dosimetry*, vol. 115, no. 1–4, pp. 51–57, Dec. 2005, doi: 10.1093/rpd/nci269.
- [6] T. M. Buzug, "Computed Tomography," in *Springer Handbook of Medical Technology*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 311–342. doi: 10.1007/978-3-540-74658-4_16.
- [7] W. G. Bradley, "History of medical imaging.," *Proc Am Philos Soc*, vol. 152, no. 3, pp. 349–61, Sep. 2008.
- [8] E. Picano, "Sustainability of medical imaging," *BMJ*, vol. 328, no. 7439, pp. 578–580, Mar. 2004, doi: 10.1136/bmj.328.7439.578.
- [9] K. Kutanzi, A. Lumen, I. Koturbash, and I. Miousse, "Pediatric Exposures to Ionizing Radiation: Carcinogenic Considerations," *Int J Environ Res Public Health*, vol. 13, no. 11, p. 1057, Oct. 2016, doi: 10.3390/ijerph13111057.
- [10] S. P. Power, F. Moloney, M. Twomey, K. James, O. J. O'Connor, and M. M. Maher, "Computed tomography and patient risk: Facts, perceptions and uncertainties," *World J Radiol*, vol. 8, no. 12, p. 902, 2016, doi: 10.4329/wjr.v8.i12.902.
- [11] N. Shah, "Recent advances in imaging technologies in dentistry," *World J Radiol*, vol. 6, no. 10, p. 794, 2014, doi: 10.4329/wjr.v6.i10.794.
- [12] I. dos S. Alves, D. F. V. Vendramini, C. da C. Leite, E. M. M. S. Gebrim, and U. L. Passos, "Dental findings on face and neck imaging," *Radiol Bras*, vol. 54, no. 2, pp. 107–114, Apr. 2021, doi: 10.1590/0100-3984.2019.0104.

- [13] M. Sáenz Aguirre, J. J. Gómez Muga, L. Antón Méndez, and R. Fornell Pérez, "CT findings for dental disease," *Radiología (English Edition)*, vol. 64, no. 6, pp. 573–584, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.rxeng.2022.10.002.
- [14] J. M. Iannucci and Laura Jansen Howerton, *Dental radiography: principles and techniques*, 5th ed. St. Louis: Missouri Elsevier, 2017.
- [15] B. Berkovitz, G. Holland, and Moxham B, *Oral anatomy, histology, and embryology*, 5th ed. Edinburgh: Elsevier, 2018.
- [16] A. Nagarajan, A. Namasivayam, R. Perumalsamy, and R. Thyagarajan, "Diagnostic Imaging for Dental Implant Therapy," *J Clin Imaging Sci*, vol. 4, no. 2, p. 4, 2014, doi: 10.4103/2156-7514.143440.
- [17] S. C. White and M. J. Pharoah, *Oral radiology: principles and interpretation*. St. Louis: Elsevier, 2014.
- [18] R. Pauwels, K. Araki, J. H. Siewerdsen, and S. S. Thongvigitmanee, "Technical aspects of dental CBCT: state of the art," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 44, no. 1, p. 20140224, Jan. 2015, doi: 10.1259/dmfr.20140224.
- [19] M. Gupta, P. Mishra, R. Srivastava, and B. Jyoti, "Cone beam computed tomography: A new vision in dentistry," *Digit Med*, vol. 1, no. 1, p. 7, 2015, doi: 10.4103/2226-8561.166361.
- [20] W. C. Scarfe and C. Angelopoulos, Eds., *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*. Cham: Springer International Publishing, 2018. doi: 10.1007/978-3-319-62061-9.
- [21] I. Nasseh and W. Al-Rawi, "Cone Beam Computed Tomography," *Dent Clin North Am*, vol. 62, no. 3, pp. 361–391, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.cden.2018.03.002.
- [22] L. K. Niraj, "MRI in Dentistry- A Future Towards Radiation Free Imaging – Systematic Review," *Journal of clinical and diagnostic research*, 2016, doi: 10.7860/JCDR/2016/19435.8658.
- [23] R. P. Langlais, L. J. van Rensburg, J. Guidry, W. S. Moore, D. A. Miles, and C. J. Nortjé, "Magnetic resonance imaging in dentistry," *Dent Clin North Am*, vol. 44, no. 2, pp. 411–426, Apr. 2000, doi: 10.1016/S0011-8532(22)01310-6.
- [24] A. Nagarajan, R. Perumalsamy, R. Thyagarajan, and A. Namasivayam, "Diagnostic imaging for dental implant therapy.," *J Clin Imaging Sci*, vol. 4, no. Suppl 2, p. 4, 2014, doi: 10.4103/2156-7514.143440.
- [25] R. A. Schulz, J. A. Stein, and N. J. Pelc, "How CT happened: the early development of medical computed tomography," *Journal of Medical Imaging*, vol. 8, no. 05, Oct. 2021, doi: 10.1117/1.JMI.8.5.052110.

- [26] Y. Inoue, "Radiation Dose Management in Computed Tomography: Introduction to the Practice at a Single Facility," *Tomography*, vol. 9, no. 3, pp. 955–966, May 2023, doi: 10.3390/tomography9030078.
- [27] P. Anderson, R. Yong, T. Surman, Z. Rajion, and S. Ranjitkar, "Application of three-dimensional computed tomography in craniofacial clinical practice and research," *Aust Dent J*, vol. 59, no. s1, pp. 174–185, Jun. 2014, doi: 10.1111/adj.12154.
- [28] S. Jain, K. Choudhary, R. Nagi, S. Shukla, N. Kaur, and D. Grover, "New evolution of cone-beam computed tomography in dentistry: Combining digital technologies," *Imaging Sci Dent*, vol. 49, no. 3, p. 179, 2019, doi: 10.5624/isd.2019.49.3.179.
- [29] E. Venkatesh and S. Venkatesh Elluru, "Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry," *J Istanbul Univ Fac Dent*, vol. 51, no. 0, Nov. 2017, doi: 10.17096/jiufd.00289.
- [30] M. E. Atkinson, *Anatomy for Dental Students*. Oxford University Press, 2013. doi: 10.1093/oso/9780199234462.001.0001.
- [31] J. Vasković, "Oral cavity," Kenhub. Accessed: Jan. 01, 2023. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/the-oral-cavity>
- [32] H. Gray and W. H. Lewis, *Anatomy of the human body*. Philadelphia,: Lea & Febiger, 1918. doi: 10.5962/bhl.title.20311.
- [33] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 7th ed. Philadelphia, 2019.
- [34] S. J. S. and C. A. G. K. S. Saladin, *Human anatomy*. New York: Ny: Mcgraw-Hill Education, 2017.
- [35] R. Putz, J. Sobotta, and Pabst R, *Atlas of Human - Head, Neck, Upper Limb, Thorax, Abdomen, Pelvis, Lower Limb*, 14th ed. Elsevier/Churchill Livingstone, 2008.
- [36] S. J. Nelson and M. M. Ash, *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion*. St. Louis: Mo.: Saunders/Elsevier, 2014.
- [37] H. Gray, *Gray's Anatomy: With Original Illustrations by Henry Carter*. . London, England: : Arcturus Publishing Ltd., 2015.
- [38] M. Madani, T. Berardi, and E. T. Stoopler, "Anatomic and Examination Considerations of the Oral Cavity," *Medical Clinics of North America*, vol. 98, no. 6, pp. 1225–1238, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.mcna.2014.08.001.
- [39] J. S. Yasny and A. Herlich, "Perioperative Dental Evaluation," *Mount Sinai Journal of Medicine: A Journal of Translational and Personalized Medicine*, vol. 79, no. 1, pp. 34–45, Jan. 2012, doi: 10.1002/msj.21292.

- [40] O. Erfan, E. Qasemian, M. Khan, and A.-R. Niazi, "Introduction of New Tooth Notation Systems in Comparison with Currently In-Use Systems," *European Journal of Dental and Oral Health*, vol. 3, no. 2, pp. 35–48, Apr. 2022, doi: 10.24018/ejdent.2022.3.2.181.
- [41] E. Emami, R. F. de Souza, M. Kabawat, and J. S. Feine, "The Impact of Edentulism on Oral and General Health," *Int J Dent*, vol. 2013, pp. 1–7, 2013, doi: 10.1155/2013/498305.
- [42] L. F. Cooper, "The Current and Future Treatment of Edentulism," *Journal of Prosthodontics*, vol. 18, no. 2, pp. 116–122, Feb. 2009, doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00441.x.
- [43] E. Emami, R. F. de Souza, M. Kabawat, and J. S. Feine, "The Impact of Edentulism on Oral and General Health," *Int J Dent*, vol. 2013, pp. 1–7, 2013, doi: 10.1155/2013/498305.
- [44] I. Polzer, M. Schimmel, F. Müller, and R. Biffar, "Edentulism as part of the general health problems of elderly adults.," *Int Dent J*, vol. 60, no. 3, pp. 143–55, Jun. 2010.
- [45] C. E. Misch, J. Steigenga, E. Barboza, F. Misch-Dietsh, L. J. Cianciola, and C. Kazor, "Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study," *J Periodontol*, vol. 77, no. 8, pp. 1340–1347, Aug. 2006, doi: 10.1902/jop.2006.050402.
- [46] S. A. Benhamida, M. A. El Maroush, A. A. Elgendy, and M. H. Elsaltani, "Residual ridge resorption, the effect on prosthodontics management of edentulous patient: an article review," *International Journal of Scientific Research and Management*, vol. 7, no. 09, Sep. 2019, doi: 10.18535/ijprm/v7i9.mp04.
- [47] D. A. Atwood and W. A. Coy, "Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges," *J Prosthet Dent*, vol. 26, no. 3, pp. 280–295, Sep. 1971, doi: 10.1016/0022-3913(71)90070-9.
- [48] A. Tallgren, "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years," *J Prosthet Dent*, vol. 27, no. 2, pp. 120–132, Feb. 1972, doi: 10.1016/0022-3913(72)90188-6.
- [49] J. Hsieh, *Computed Tomography*. Bellingham: SPIE, 2003.
- [50] E. Seeram, *Computed Tomography*. Philadelphia: Saunders, 2001.
- [51] W. A. Kalender, *Computed Tomography*. Munich: Publicis, 2005.
- [52] Siemens AG, "Navigator syngo Operator Manual SOMATOM Esprit." Germany, 2000.
- [53] J. Hsieh, *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. SPIE PRESS, 2015. doi: 10.1117/3.2197756.
- [54] K. Nikolaou, F. Bamberg, A. Laghi, and G. D. Rubin, Eds., *Multislice CT*. Cham: Springer International Publishing, 2019. doi: 10.1007/978-3-319-42586-3.

- [55] Siemens Medical, "SOMATOM Spirit Application Guide." Germany, 2005.
- [56] Siemens Medical, "Computed Tomography Its History and Technology." Germany, 2006.
- [57] A. Opelt, *Imaging Systems for Medical Diagnostics: Fundamentals, Technical Solutions and Applications for Systems Applying Ionizing Radiation, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasound*, 2nd ed. Publicis Corporate Publishing, 2005.
- [58] E. Samei and N. J. Pelc, Eds., *Computed Tomography*. Cham: Springer International Publishing, 2020. doi: 10.1007/978-3-030-26957-9.
- [59] H. Jung, "Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography," *Progress in Medical Physics*, vol. 32, no. 1, pp. 1–17, Mar. 2021, doi: 10.14316/pmp.2021.32.1.1.
- [60] N. Bromberg and M. Brizuela, *Dental Cone Beam Computed Tomography*. 2023.
- [61] Y. Arai, E. Tammisalo, K. Iwai, K. Hashimoto, and K. Shinoda, "Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use.," *Dentomaxillofac Radiol*, vol. 28, no. 4, pp. 245–8, Jul. 1999, doi: 10.1038/sj/dmfr/4600448.
- [62] M. Terakado, K. Hashimoto, Y. Arai, M. Honda, T. Sekiwa, and H. Sato, "Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT)," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 89, no. 4, pp. 509–518, Apr. 2000, doi: 10.1016/S1079-2104(00)70133-8.
- [63] P. Jaju and S. Jaju, "Clinical utility of dental cone-beam computed tomography: current perspectives," *Clin Cosmet Investig Dent*, p. 29, Apr. 2014, doi: 10.2147/CCIDE.S41621.
- [64] P. Mozzo, C. Procacci, A. Tacconi, P. Tinazzi Martini, and I. A. Bergamo Andreis, "A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results," *Eur Radiol*, vol. 8, no. 9, pp. 1558–1564, Nov. 1998, doi: 10.1007/s003300050586.
- [65] D. C. Hatcher, "Operational Principles for Cone-Beam Computed Tomography," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 141, pp. 3S-6S, Oct. 2010, doi: 10.14219/jada.archive.2010.0359.
- [66] W. C. Scarfe and A. G. Farman, "What is Cone-Beam CT and How Does it Work?," *Dent Clin North Am*, vol. 52, no. 4, pp. 707–730, Oct. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.005.
- [67] P. Grangeat, "Mathematical framework of cone beam 3D reconstruction via the first derivative of the radon transform," 1991, pp. 66–97. doi: 10.1007/BFb0084509.
- [68] M. Kumar, M. Shanavas, A. Sidappa, and M. Kiran, "Cone beam computed tomography - know its secrets.," *J Int Oral Health*, vol. 7, no. 2, pp. 64–8, Feb. 2015.

- [69] S. Adibi, W. Zhang, T. Servos, and P. N. O'Neill, "Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know.," *J Dent Educ*, vol. 76, no. 11, pp. 1437–42, Nov. 2012.
- [70] "The use of cone-beam computed tomography in dentistry," *The Journal of the American Dental Association*, vol. 143, no. 8, pp. 899–902, Aug. 2012, doi: 10.14219/jada.archive.2012.0295.
- [71] Siemens Healthcare GmbH, "The History of Computed Tomography at Siemens Healthineers." Germany, 2018.
- [72] V. Kumar, J. Dixit, N. Lal, U. Verma, P. Debnath, and A. Pathak, "Dentascan an excellent tool for assessment of variations in the management of periodontal defects," *Natl J Maxillofac Surg*, vol. 8, no. 2, p. 136, 2017, doi: 10.4103/njms.njms_63_16.
- [73] Siemens AG, "SOMATOM Emotion 6/16-Slice configuration Application Guide," 2007.
- [74] Inc. Carestream Health, "CS 8100 3D." 2014.
- [75] Carestream Dental, "CS 8100 Family User Guide." 2019.
- [76] I. D. Da Silva, Â. J. Pavan, E. T. Camarini, and C. R. de G. Gomes, "A reabsorção óssea alveolar severa e a utilização de implantes curtos: revisão de literatura," *Revista Uningá*, vol. 56, no. S5, pp. 43–53, Jul. 2019, doi: 10.46311/2318-0579.56.eUJ2804.
- [77] F. Bodic, L. Hamel, E. Lerouxel, M. F. Baslé, and D. Chappard, "Bone loss and teeth," *Joint Bone Spine*, vol. 72, no. 3, pp. 215–221, May 2005, doi: 10.1016/j.jbspin.2004.03.007.
- [78] J. Pietrokovski, "The residual edentulous arches–foundation for implants and for removable dentures; some clinical considerations. A review of the literature 1954-2012.," *Refuat Hapeh Vehashinayim (1993)*, vol. 30, no. 1, pp. 14–24, 68, Jan. 2013.
- [79] A. M. M. de M. Leite, "Obturação em Endodontia," Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2014.
- [80] B. M. da Conceição, L. L. Y. Visconte, and C. R. G. Furtado, "Um material alternativo à base de SBS para substituir a guta percha no tratamento endodôntico," *Polímeros*, vol. 22, no. 4, pp. 352–356, Aug. 2012, doi: 10.1590/S0104-14282012005000050.
- [81] Y. -L. Ng, V. Mann, S. Rahbaran, J. Lewsey, and K. Gulabivala, "Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature – Part 2. Influence of clinical factors," *Int Endod J*, vol. 41, no. 1, pp. 6–31, Jan. 2008, doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01323.x.
- [82] L. C. Arieta, M. Á. de A. e Silva, M. I. B. Rockenbach, and E. B. Veeck, "Extensões dos seios maxilares detectadas em radiografias periapicais," *Revista odonto ciência (Online)*, 2007.
- [83] O. Langland and R. Langlais, *Princípios do diagnóstico por imagem em odontologia*. São Paulo, 2002.

- [84] L. Alvares and C. O. Tavano, *Curso de radiologia em odontologia.*, 4ª Ed. São Paulo, 1998.
- [85] D. M. Ranzan, “Patologias e variações anatômicas dos seios maxilares avaliadas em exames por imagem,” Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2015.
- [86] P. Sérgio Batista, A. F. Do Rosário Junior, and C. Wichnieski, “Contribuição para o estudo do seio maxilar,” *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, vol. 52, no. 4, pp. 235–239, Oct. 2011, doi: 10.1016/j.rpemd.2011.04.003.
- [87] C. A. Junqueira, “Preservação alveolar na implantodontia,” Faculdade de Sete Lagoas, Minas Gerais, 2012.
- [88] Ana Carolina Mascarenhas Oliveira and Cristiane Duque, “Métodos de avaliação da resistência à infiltração em obturações endodônticas,” *Rev Bras Odontol*, vol. 69, no. 1, pp. 34–38, 2012.
- [89] C. D. Franco, P. Monteiro, A. de Sousa, I. Carpinteiro, A. C. Azul, and J. J. Mendes, “# 13. Diagnóstico e tratamento da reabsorção radicular externa – A propósito de 3 casos clínicos,” *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, vol. 56, p. 31, Dec. 2015, doi: 10.1016/j.rpemd.2015.10.071.
- [90] H. Gaêta-Araujo, R. C. Fontenele, E. H. L. Nascimento, M. do C. C. Nascimento, D. Q. Freitas, and C. de Oliveira-Santos, “Association between the Root Canal Configuration, Endodontic Treatment Technical Errors, and Periapical Hypodensities in Molar Teeth: A Cone-beam Computed Tomographic Study,” *J Endod*, vol. 45, no. 12, pp. 1465–1471, Dec. 2019, doi: 10.1016/j.joen.2019.08.007.
- [91] C. Holberg, S. Steinhäuser, P. Geis, and I. Rudzki-Janson, “Cone-Beam Computed Tomography in Orthodontics: Benefits and Limitations,” *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*, vol. 66, no. 6, pp. 434–444, Nov. 2005, doi: 10.1007/s00056-005-0519-z.
- [92] J. C. Kwong, J. M. Palomo, M. A. Landers, A. Figueroa, and M. G. Hans, “Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 133, no. 2, pp. 317–327, Feb. 2008, doi: 10.1016/j.ajodo.2007.02.053.
- [93] C. C. Simões and P. S. F. Campos, “Influência do tamanho do voxel na qualidade de imagem tomográfica: revisão de literatura,” *Revista da Faculdade de Odontologia - UPF*, vol. 18, no. 3, Jun. 2014, doi: 10.5335/rfo.v18i3.3412.
- [94] R. A. Mischkowski, P. Scherer, L. Ritter, J. Neugebauer, E. Keeve, and J. E. Zöller, “Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for

- maxillofacial imaging,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 37, no. 1, pp. 1–9, Jan. 2008, doi: 10.1259/dmfr/25381129.
- [95] C. J. Martin, P. F. Sharp, and D. G. Sutton, “Measurement of image quality in diagnostic radiology,” *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 50, no. 1, pp. 21–38, Jan. 1999, doi: 10.1016/S0969-8043(98)00022-0.
- [96] Y. Mittal, G. Jindal, and S. Garg, “Bone manipulation procedures in dental implants,” *Indian J Dent*, vol. 7, no. 2, p. 86, 2016, doi: 10.4103/0975-962X.184650.
- [97] C. E. Misch and K. W. Judy, “Classification of partially edentulous arches for implant dentistry,” *Int J Oral Implantol*, vol. 4, no. 2, pp. 7–13, 1987.
- [98] G. Juodzbaly and M. Kubilius, “Clinical and Radiological Classification of the Jawbone Anatomy in Endosseous Dental Implant Treatment,” *J Oral Maxillofac Res*, vol. 4, no. 2, Jun. 2013, doi: 10.5037/jomr.2013.4202.
- [99] G. M. Nunes and C. R. R. Costa, “Enxerto de osso autógeno em bloco em maxila atrófica: revisão de literatura”.
- [100] C. E. Misch, *Dental Implant Prosthetics*, 2nd ed. St. Louis: Elsevier, 2015.
- [101] K. Kronseder, C. Runte, J. Kleinheinz, S. Jung, and D. Dirksen, “Distribution of bone thickness in the human mandibular ramus – a CBCT-based study,” *Head Face Med*, vol. 16, no. 1, p. 13, Dec. 2020, doi: 10.1186/s13005-020-00228-0.
- [102] Z. Dalili Kajan, H. Neshandar Asli, M. Taramsari, S. M. Fallah Chai, and Y. Babaei Hemmaty, “Comparison of height and width measurements of mandibular bone in various head orientations using cone beam computed tomography: an experimental in vitro study,” *Oral Radiol*, vol. 31, no. 1, pp. 28–35, Jan. 2015, doi: 10.1007/s11282-014-0179-z.
- [103] T. Morgado, “Variações anatômicas do canal mandibular,” Universidade Fernando Pessoa, Porto, 2013.
- [104] I. G. et al. PEREIRA SANTOS, “Topografia do Canal Mandibular e Relação com Terceiros Molares em Tomografias por Feixe Cônico,” *Rev. cir. traumatol. buco-maxilo-fac.*, vol. 16, no. 4, pp. 12–17, 2016.
- [105] T. M. P. de Lima, K. B. de Castro, M. L. K. Asfora, L. H. dos S. M. Cruz, and M. D. M. Júnior, “Avaliação morfológica do canal mandibular por meio da tomografia computadorizada de feixe cônico: um estudo de revisão,” *Europub Journal of Health Research*, vol. 3, no. 4 Edição Especial, pp. 810–817, Nov. 2022, doi: 10.54747/ejhrv3n4-ed.esp.017.

- [106] C. Coelho Simões, “Identificação do canal mandibular a partir de diferentes protocolos de tomografia computadorizada de feixe cônico,” Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2011.
- [107] G. B. de et al. FREITAS, “Classificação e prevalência das alterações do canal mandibular através de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico.,” *Rev. cir. traumatol. buco-maxilo-fac.*, vol. 16, no. 3, pp. 6–12, 2016.
- [108] J. A. D. Araújo, F. R. Teixeira, E. M. da Silveira, C. R. S. Rocha, and J. L. de Miranda, “Estudo radiográfico quanto à variação anatômica da posição do forame mentoniano / Radiographic study to the anatomic variation of the mental foramen’s position,” *Arquivo Odontologia*, vol. 41, no. 2, pp. 105–192, 2005.
- [109] J. Weber, “Estudo radiográfico da localização do forame mental.,” *Arq. Cent. Estud. rac. Odontol.*, 1973.
- [110] L. Freitas, “Radiologia Bucal: técnicas e interpretação,” São Paulo, 1992.
- [111] M. I. de Carvalho, “Avaliação do forame lingual medial em tomografias computadorizadas de feixe cônico - uma revisão da literatura,” Faculdade de Odontologia Universidade Federal de Minas Gerais, BELO HORIZONTE, 2020.
- [112] R. F. F. de Menezes, V. M. Silva, Y. B. V. N. Oliveira, D. L. B. de Faria, and M. E. S. M. Santos, “Foraminas linguais: prevalência e aspectos anatômicos de importância clínica”.
- [113] C. Kusum, P. Mody, Indrajeet, D. Nooji, S. Rao, and B. Wankhade, “Interforaminal hemorrhage during anterior mandibular implant placement: An overview,” *Dent Res J (Isfahan)*, vol. 12, no. 4, p. 291, 2015, doi: 10.4103/1735-3327.161422.
- [114] L. F. F. Gonçalves, “Avaliação anatômica do canal nasopalatino por meio de tcf: validação de método em software de código aberto,” Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2020.
- [115] R. E. Friedrich, F. Laumann, T. Zrnc, and A. T. Assaf, “The Nasopalatine Canal in Adults on Cone Beam Computed Tomograms-A Clinical Study and Review of the Literature.,” *In Vivo*, vol. 29, no. 4, pp. 467–86, 2015.
- [116] T. N. Meyer, L. L. Lemos, C. N. M. do Nascimento, and W. R. R. de Lellis, “Effectiveness of nasopalatine nerve block for anesthesia of maxillary central incisors after failure of the anterior superior alveolar nerve block technique,” *Braz Dent J*, vol. 18, no. 1, pp. 69–73, 2007, doi: 10.1590/S0103-64402007000100015.
- [117] A. C. , et al Gil, “Revisão Contemporânea da Obtenção Termoplastificada, Valendo-se da Técnica de Compactação Termomecânica.,” *Revista Saúde*, 2009.

- [118] S. C. , et alii. Martins, “Comparação da obturação endodôntico pelas técnicas de condensação lateral, híbrida de Tagger e Termafil: estudo piloto com Micro-tomografia computadorizada. ,” *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 2011.
- [119] F. Kuteken, N. Penha, A. C. Simões, and S. Goisman, “Artefato metálico em tomografia computadorizada de feixe cônico,” *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*, vol. 27, no. 3, p. 220, Nov. 2017, doi: 10.26843/ro_unid.v27i3.252.
- [120] R. Schulze *et al.*, “Artefacts in CBCT: a review,” *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 40, no. 5, pp. 265–273, Jul. 2011, doi: 10.1259/dmfr/30642039.
- [121] A. Ruprecht, “Oral and Maxillofacial Radiology,” *The Journal of the American Dental Association*, vol. 139, pp. S5–S6, Jun. 2008, doi: 10.14219/jada.archive.2008.0355.
- [122] W. H. Abu El-Ela, M. M. Farid, and M. Abou El-Fotouh, “The impact of different dental restorations on detection of proximal caries by cone beam computed tomography,” *Clin Oral Investig*, vol. 26, no. 3, pp. 2413–2420, Mar. 2022, doi: 10.1007/s00784-021-04207-w.
- [123] K. Taghsimi, A. V. Vasilyev, V. S. Kuznetsova, A. V. Galtsova, V. A. Badalyan, and I. I. Babichenko, “Efficiency and Safety of Dental Implantation in the Area of Hyperdense Jaw Lesions: A Narrative Review,” *Dent J (Basel)*, vol. 10, no. 6, p. 107, Jun. 2022, doi: 10.3390/dj10060107.
- [124] L. B. Bender and K. Mori, “The radiopaque lesion: A diagnostic consideration,” *Dental Traumatology*, vol. 1, no. 1, pp. 2–12, Feb. 1985, doi: 10.1111/j.1600-9657.1985.tb00551.x.
- [125] B. S. F. SILVA, M. R. Bueno, F. P. Yamamoto-Silva, R. S. Gomez, O. A. Peters, and C. Estrela, “Differential diagnosis and clinical management of periapical radiopaque/hyperdense jaw lesions,” *Braz Oral Res*, vol. 31, no. 0, 2017, doi: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0052.
- [126] H. R. do C. Correia, “Prevenção da reabsorção óssea alveolar após extração dentária,” Universidade Fernando Pessoa , Porto, 2016.
- [127] I. G. Pereira, “Patologia e complicações clínicas do seio maxilar de origem odontogénica (estudo da suscetibilidade individual para resposta hiperinflamatória no seio maxilar em doentes com dentes relacionados com o seio maxilar),” Faculdade de medicina dentária da universidade do Porto, Porto, 2015.
- [128] R. M. Caetano, J. C. Jogaib, A. G. Netto, C. D. de Oliveira, J. L. C. Junqueira, and M. Y. Buscatti, “Avaliação da presença de extensões anteriores dos seios maxilares por meio de tomografia computadorizada por feixe cônico,” *Cadernos UniFOA*, vol. 6, no. 17, pp. 95–101, Mar. 2017, doi: 10.47385/cadunifoa.v6.n17.1089.

- [129] D. S. Vale, M. M. Araujo, I. Cavalieri, M. B. P. Santos, and J. V. dos S. Canellas, "Sinusite Maxilar de origem Odontogénica: Relato de Caso," *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, vol. 51, no. 3, pp. 141–146, Jul. 2010, doi: 10.1016/S1646-2890(10)70003-0.
- [130] K. Horner, M. Islam, L. Flygare, K. Tsiklakis, and E. Whaites, "Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 38, no. 4, pp. 187–195, May 2009, doi: 10.1259/dmfr/74941012.