



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
MESTRADO PROFISSIONAL EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

AMANDA JAQUELINE BOLDRIM

**INFLUÊNCIA DOS ARTEFATOS METÁLICOS NOS VALORES DE
CINZA DA IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO EM RELAÇÃO AO ARCO ANTAGONISTA**

Rio de Janeiro

2018

AMANDA JAQUELINE BOLDRIM

**INFLUÊNCIA DOS ARTEFATOS METÁLICOS NOS VALORES DE
CINZA DA IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO EM RELAÇÃO AO ARCO ANTAGONISTA**

Dissertação apresentada ao curso de Mestrado Profissional em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientador:

Prof. Dr. Fábio Ribeiro Guedes

**Rio de Janeiro
2018**

CIP - Catalogação na Publicação

B687i Boldrim, Amanda Jaqueline
Influência dos artefatos metálicos nos valores de cinza de imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico em relação ao arco antagonista / Amanda Jaqueline Boldrim. -- Rio de Janeiro, 2018. 55 f.

Orientador: Fabio Ribeiro Guedes.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Faculdade de Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2018.

1. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 2. Valor de cinza. 3. Artefatos metálicos. I. Guedes, Fabio Ribeiro, orient. II. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
SECRETARIA DE ENSINO DE PÓS-GRADUAÇÃO

PARECER FINAL referente à defesa de dissertação da mestranda AMANDA JAQUELINE BOLDRIM intitulada “AVALIAÇÃO DA PRESENÇA DE METAIS E PRODUÇÃO DE ARTEFATOS NO ARCO F ANTAGONISTA EM IMAGENS DE TCFC” do Curso de Mestrado Profissional em Clínica Odontológica.

PARECER FINAL

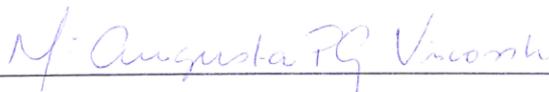
A candidata cumpriu as exigências do Curso, conforme Regulamento de Pós-Graduação (Stricto Sensu) desta Faculdade.

A Banca Examinadora à defesa de dissertação da Mestranda AMANDA JAQUELINE BOLDRIM resolve conceder o conceito final “A” e recomenda que lhe seja concedido o Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

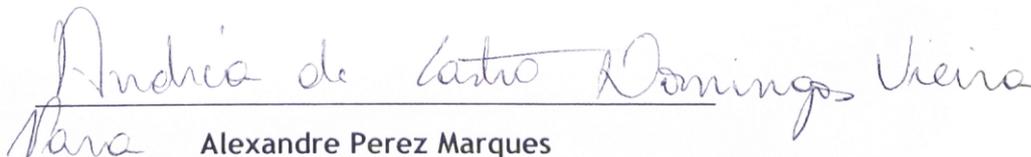
Rio de Janeiro, 26 de março de 2018.



Fabio Ribeiro Guedes



Maria Augusta Portella Guedes Visconti



Alexandre Perez Marques

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela vida, por ter me concedido paciência, sabedoria e forças para chegar até aqui. De todas as vezes que pensei em desistir, acredito que ele me fortaleceu e renovou minhas forças.

Agradeço aos meus pais principalmente, que sempre me incentivaram e foram sábios com as palavras e atitudes para que hoje eu estivesse dedicando todo meu esforço a eles. Meu pai que é um exemplo de ser humano, nunca deixou de se doar para seus filhos. Sempre com toda paciência, dedicação e amor. Suas palavras de consolo são sempre o meu abrigo. À minha querida mãe que é o braço forte de toda família, o lado duro da casa. Porém, com um coração enorme, que está sempre disposta a fazer tudo por suas filhas e que sem suas correções eu não chegaria aonde estou.

À minha irmã Amália que foi incansável em suas manifestações de apoio e minhas sobrinhas Valentina e Maria Laura que deixaram os dias bem mais divertidos, mesmo que com tanto trabalho, vocês por perto são um presente para mim.

Agradeço também à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, todos os funcionários, e aos professores por passarem todo conhecimento de forma leve e eficaz.

Meu agradecimento especial ao meu orientador, Prof. Dr. Fábio Ribeiro Guedes. Por sua boa vontade, carinho e paciência. Sempre dizendo que tudo ia dar certo, deixando os dias que pareciam nunca ter fim mais leves. Vou levar seus conselhos sempre comigo e serei sempre imensamente grata por toda ajuda e oportunidades que me concedeu.

Agradeço ainda e muito à professora Maria Augusta por todas as vezes que me corrigiu, que me orientou dizendo onde eu devia e poderia melhorar minhas aulas apresentadas a ela, sempre com muita paciência e disponibilidade, mesmo com todas suas tarefas.

As minhas amigas radiologistas e incentivadoras Nathália Ribeiro, Jesca Nogueira e Thuany Targa que foram fundamentais para o meu crescimento na radiologia.

A minha amiga Helena que concluirá este mestrado junto comigo, minha amiga de graduação para a vida toda.

Agradeço ao Raphael por toda paciência, carinho e amor em meus momentos difíceis. Por todas as horas que passou ao meu lado me dando forças, me ajudando e abrindo minha mente para que hoje tudo estivesse concluído. À sua família que torce pelo meu sucesso diariamente, que de alguma forma fez parte de tudo isso e esteve presente ao meu lado em todos os momentos, não poderia me esquecer de vocês.

Aos colegas do curso de Mestrado, por todos os momentos compartilhados que fizeram esses dois anos inesquecíveis.

E por fim, agradeço a Deus novamente, que me guia e me ilumina todos dias.

“Não deixem que lhe façam pensar que você não é capaz de fazer algo. Se você deseja alguma coisa, se quer realmente, lute por isso e ponto final.”

(À Procura da Felicidade)

“Todas as Vitórias ocultam uma abdicação.”

(Simone de Beauvoir)

RESUMO

BOLDRIM, Amanda Jaqueline. **Influência dos artefatos metálicos nos valores de cinza de imagem por tomografia computadorizada de feixe cônico em relação ao arco antagonista.** Rio de Janeiro, 2018. Dissertação (Mestrado Profissional em Clínica Odontológica) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

O objetivo neste estudo foi avaliar a influência dos artefatos metálicos nos valores de cinza da imagem do arco antagonista em dois tomógrafos computadorizados de feixe cônico distintos, Carestream Kodak 9500® e Vatech Picasso Trio®. Foram utilizados dois dispositivos de acrílico confeccionados para simular a arcada dentária. Cada um apresentava seis orifícios cilíndricos, onde foram inseridos corpos de prova simulando dentes sem restaurações. Em seguida foram obtidas as imagens tomográficas para determinação do padrão ouro. Para obtenção dos modelos experimentais da maxila e mandíbula, corpos de prova, sem metal foram colocados no arco superior e quantidades variadas de corpos de prova com metal foram inseridos no dispositivo de mandíbula e em seguida obtidas as imagens de TCFC de cada uma das combinações. O mesmo procedimento foi realizado para obtenção das imagens da mandíbula, porém agora os corpos de prova sem metal ficaram no dispositivo inferior enquanto no superior foram posicionados os corpos de prova com metal. Ao final de todas as aquisições os valores de cinza foram mensurados e analisados estatisticamente. Foi observado que ao comparar os valores de cinza com padrão-ouro, no tomógrafo da Carestream®, a aquisição da maxila com a mandíbula totalmente com metal diferiu do padrão ouro, já para o aparelho da Vatech® todas as aquisições da maxila, e as aquisições da mandíbula com metal na região posterior e no hemiarco da maxila diferiram do padrão ouro. Em relação aos valores de cinza nas 6 posições dos corpos de prova, apenas os valores obtidos no Vatech® apresentaram diferenças entre as regiões. Os valores de cinza entre o tomógrafo, região e a interação (aparelho*região). Os resultados foram significativos somente para o tomógrafo, ou seja, a média dos valores de cinza são distintas entre Carestream® e Vatech®. Conclui-se que os valores de cinza obtidos no tomógrafo da Vatech®, mostraram que a quantidade e o posicionamento de metal na maxila, pode influenciar parcialmente os valores de cinza na mandíbula, enquanto que qualquer quantidade de metal, independentemente de sua posição na mandíbula influência nos valores de cinza na maxila.

Palavras-chaves: tomografia computadorizada de feixe cônico, valor de cinza, artefatos metálicos

ABSTRACT

BOLDRIM, Amanda Jaqueline. **Evaluation of metal artefacts and influence on the gray values of the image in the antagonist arc in CBCT** Rio de Janeiro, 2017. Dissertation (Professional Masters in Dental Clinic) - Faculty of Dentistry, Federal University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The objective of this study was to evaluate the influence of metallic artifacts on the gray values of the image in the antagonist arch in two types of cone beam computerized tomography scanners, Carestream Kodak 9500 and Vatech Picasso Trio. Two acrylic phantoms made with the objective of simulating the dental arches were used. Each of the phantoms had six cylindrical holes, where specimens were inserted simulating the teeth without restorations and obtained CBCT images of both arches, which was used to determine the gold standard. To obtain the images of the maxilla, metalless specimens were placed in the upper arch and varied amounts of metal specimens were inserted into the mandible phantom and then the CBCT images of each of the combinations were obtained. The same procedure was performed to obtain the images of the mandible, but now the specimens without metal remained in the lower phantom while in the upper were placed the specimens with metal. At the end of all acquisitions the gray values were measured and analyzed statistically. It was observed that when comparing the gray values with the values obtained in the gold standard, in the Carestream device, the acquisition of the maxilla with the mandible totally with metal differed from the gold standard, for the Vatech device all the acquisitions of the maxilla, and the acquisitions of the mandible with metal in the posterior region and the hemiarco of the maxilla differed from the gold standard. In relation to the gray values in the 6 positions of the test specimens, only the values obtained in the Vatech presented differences between the regions. The gray values between the apparatus, region and the interaction (devices * region). The results were significant only for the apparatus, that is, mean values of gray are different between Carestream and Vatech. Based on the results, we can conclude that the gray values obtained in the Vatech apparatus showed that the amount and position of metal in the jaw can partially influence the values of gray in the mandible, while any amount of metal, regardless of its position in the jaw influence on gray values in the maxilla.

Keywords: cone beam computed tomography, gray values, metal artefacts

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. MATERIAL E MÉTODOS.....	14
3. RESULTADOS.....	22
4. DICUSSÃO.....	25
5. CONCLUSÃO.....	28
REFERÊNCIAS.....	29
APÊNDICE.....	31
ANEXO.....	48

1. INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) foi introduzida na odontologia como um avanço para avaliação dos tecidos ósseos da região maxilofacial em relação à Tomografia Computadorizada de Multidectores (TCMD) e vem se tornando uma modalidade de imagem cada dia mais indispensável para o diagnóstico, planejamento e acompanhamento de tratamentos odontológicos.^{1,2}

As vantagens apresentadas em relação à TCMD foram imprescindíveis para este crescimento, onde podemos citar: visualização tridimensional dos tecidos duros com menor dose de radiação, resolução elevada, menor custo para o paciente. Porém, estas se diferem no formato do feixe de raios-X e forma de aquisição, o pode ser considerado um fator limitante frente à TCMD.^{1, 3, 4, 5, 6, 7}

A TCFC possui um feixe em formato piramidal enquanto a TCMD apresenta seu feixe em forma de leque. Tanto na TCFC quanto na TCMD as imagens adquiridas, são formadas por diversos tons de cinza, que tem origem dos processos de atenuação dos feixes de raios X quando entram em contato com os tecidos circundantes.⁸

O formato do feixe na TCFC na interação com o receptor da imagem contribui para uma distribuição não homogênea da intensidade do feixe de raios X entre a região de margem do campo de radiação e o centro, gerando uma quantidade maior de radiação dispersa e ruídos nas imagens.^{5, 9} Além disso, aparelhos de TCFC possuem uma diversidade de tamanhos de FOV (*Field of View* – campo de visão).^{1, 10, 11, 12} o que também pode ser responsável pela variabilidade nos tons de cinza da imagem. O campo de visão dos aparelhos de TCFC podem ser divididos em três tipos: pequeno, médio e grande volume. Os aparelhos de pequeno volume, possuem algumas vantagens em relação aos de grande volume, como custo e

tamanhos de voxel. Porém estruturas que estão localizadas fora do FOV de aparelhos com pequeno volume é um fator que pode influenciar na qualidade da imagem, ^{12, 13} pois podem produzir artefatos na imagem. ^{1,3}

O termo artefato é descrito como distorções ou erros, visíveis nas imagens reconstruídas, que não estão presentes no objeto analisado,^{1, 2, 7, 8, 14} e são causados por diversos fatores como: física, paciente e aparelho, podendo ocorrer em todos os exames volumétricos. ¹² A presença de artefatos nas imagens de TCFC, pode causar uma imprecisão dos valores de cinza, pois geram uma atenuação não linear da radiação, levando a uma variação dos valores de energia dos raios X. ^{1, 8, 12} Ao longo deste processo de atenuação não linear existe a redução da qualidade da imagem, podendo levar a falsos diagnósticos. ^{7, 12}

Os artefatos comumente observados nos exames de TCFC são divididos em artefatos de extinção, endurecimento do feixe (*beam hardening*), efeito do volume parcial, artefatos em anel, artefatos de movimento e o ruído na imagem. ^{1, 7, 14}

Os artefatos de extinção ocorrem quando um objeto bloqueia os fótons de raios X do detector não registram nenhum dado adquirido. Este artefato comumente é gerado na presença de estruturas que são suficientemente atenuantes, materiais de alta densidade. O fator que poderia minimizar a presença deste artefato seria o aumento da quilovoltagem do equipamento, pois assim os fótons ficariam mais penetrantes, porém com o aumento do kV a dose de radiação também seria aumentada. ^{1, 7, 14}

O fenômeno do endurecimento do feixe ou *beam hardening*, é um dos principais artefatos. É produzido devido à alta densidade de objetos ou materiais metálicos, que ao serem ultrapassados pelos feixes de raios X resultam no aumento da energia média do feixe, devido a absorção predominante de raios-x de baixa energia, resultando na diferença de densidade do objeto e/ou tecidos adjacentes. Este artefato pode ser reduzido no momento da

aquisição da imagem, quando excluimos áreas que contenham materiais de alta densidade, por exemplo, limitando o tamanho do campo de visão (FOV). Fazendo com que os objetos adjacentes ao arco de interesse não degradem a digitalização de forma significativa.^{1, 3, 7, 8}

O efeito do volume parcial se deve ao fato de que cada voxel nas imagens tomográficas representam as propriedades de atenuação de um volume de matéria específico. Se esse volume for composto por várias substâncias diferentes, então o valor de cinza resultante representa a média de suas propriedades, a este fato é denominado efeito do volume parcial. Como resultado deste efeito, pode-se observar que todos os limites de matérias ou estruturas são desfocados até certo ponto.^{1, 7, 14, 15}

Os artefatos em anel são os mais raros e apresentam-se como imagens de formato cilíndrico concêntrico. Isto ocorre devido a inconsistência na placa detectora, que perde os valores de referência no momento da aquisição e nenhum dado é registrado ou são registrados em excesso, sendo um indicativo que o equipamento necessita de calibragem ou manutenção.^{7, 14}

Os artefatos de movimento ocorrem quando existe um desalinhamento dos três componentes principais para formação da imagem: fonte de raios-x, paciente/objeto e detector. A movimentação é integrada na reconstrução surgindo então imagens duplas ou sombreamento de estruturas. Os aparelhos de TCFC possuem um tempo de aquisição de 6 a 20 segundos, sendo suficiente para movimentação do paciente. Este artefato pode ocorrer com mais facilidade nas imagens obtidas com menores tamanhos de voxel, ou seja, quando temos uma resolução melhor da imagem.^{7, 14}

O ruído é um fator de diminuição da qualidade da imagem que afeta a imagem reduzindo a resolução do contraste e nitidez, e aumentando a granulação da imagem e ocorre de três formas: ruído quântico, estrutural e eletrônico. Quando o detector é exposto a um feixe

uniforme de raios X, é esperado que a imagem obtida também seja uniforme, mas a densidade varia de uma região para outra, não tendo uniformidade durante o escaneamento. Devido à natureza dos processos de atenuação, o número real de fótons absorvidos varia em cada pixel, sendo assim cada área do sensor absorve uma quantidade de fótons e este fenômeno é chamado de ruído quântico, ou estrutural.^{1,47} O ruído eletrônico se deve ao fato de que equipamentos de TCFC utilizam uma quilovoltagem e miliamperagem baixas quando comparadas a TCMD, atenuando os raios X de forma inconstante, chegando pouca quantidade de fótons nos detectores.^{1, 11, 14, 17}

Outro fator que pode levar à formação de artefatos e a diminuição da qualidade da imagem é a exo-massa. Este termo é utilizado para referir-se a massa de estruturas que se encontram localizadas fora dos limites do FOV. Esta área posicionada fora do FOV, é descrita como um fator responsável pela produção de artefatos que podem interferir nos valores de cinza das estruturas posicionadas dentro do FOV.¹⁶

Todos estes efeitos deletérios gerados pelos artefatos dificultam a visualização real das estruturas dentárias e anatômicas, levando à dificuldades especialmente nos casos de fraturas dentárias, perfurações e avaliação da integridade de implantes sendo estas indicações comuns na rotina dos exames tomográficos na Odontologia^{1, 2, 3, 6, 10, 14, 18}

Assim sendo, o objetivo neste estudo foi avaliar a influência dos artefatos metálicos produzidos pelo arco antagonista em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste trabalho foram confeccionados dois dispositivos sob medida em acrílico para de simular a arcada dentária. Cada um dos dispositivos apresentava seis orifícios cilíndricos com oito mm de diâmetro e vinte mm de profundidade, onde posteriormente foram inseridos os corpos de prova. Os orifícios foram dispostos simulando os dentes na seguinte forma: dois na região de incisivos, dois na região de caninos e dois na região de molares (Figura 1).

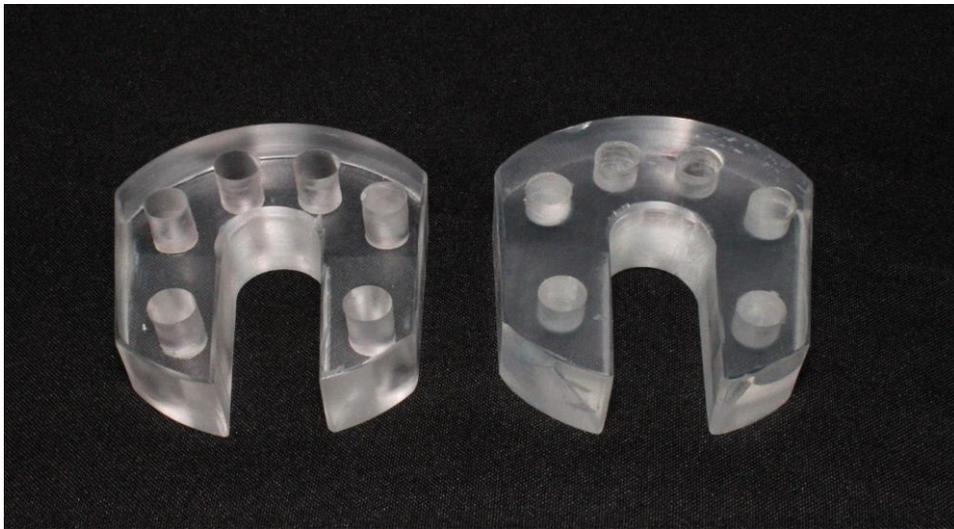


Figura1: Dispositivos utilizados no estudo com formato de arcadas dentárias

Os corpos de prova foram confeccionados a partir de um bloco maciço de poliuretano com densidade física de 64 g/cc (Nacional Ossos, Jaú-SP) por meio de uma broca cilíndrica com ponta diamantada e diâmetro interno de oito mm, produzindo assim corpos de prova cilíndrico com oito mm de diâmetro e trinta mm de comprimento, com o objetivo de simular os dentes na arcada dentária e denominados de corpos de prova padrão (CPP) (Figura 2). Na parte superior de seis corpos de prova foi preparado uma cavidade de forma padronizada, com sete mm de diâmetro e cinco mm de profundidade, e preenchido com amálgama, na tentativa de simular materiais utilizados para restaurações e que geram artefatos em imagens de TCFC sendo denominados de corpos de prova metálicos (COM) (Figura 3).

Todos os corpos de prova ao serem inseridos nos orifícios do dispositivo ficavam com uma porção de dez mm de altura para fora do orifício simulando a porção coronária dos dentes.



Figura 2: Bloco de poliuretano, broca diamantada e corpos de prova



Figura 3: Corpo de prova padrão (esquerda) e corpo de prova metálico (direita)

2. 1 AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Para a obtenção das imagens tomográficas, foram utilizados os tomógrafos: Kodak 9500 (Carestream Health, Rochester, NY, USA) ® com os seguintes parâmetros de aquisição: 90 kVp, 10mA, tempo de exposição de 10,8 seg, FOV de 9,5 x 14 cm e voxel de 0,2mm; e o tomógrafo Vatech Picasso Trio (Vatech, Hwaseong, Coréia do Sul) ® com parâmetro de aquisição: 70 kVp, 3,7mA, tempo de exposição de 15 segundos, FOV de 8,0 x 12 cm e voxel de 0,2mm.

Os corpos de prova foram sempre posicionados de forma padronizada em ambos os tomógrafos. Os dispositivos foram posicionados em uma base acrílica estável para evitar o movimento e simular o posicionamento de um paciente no momento da aquisição da imagem (Figura 4). Após posicionados, foram selecionados tamanhos de FOV que compreendessem tanto a região de maxila quanto de mandíbula.

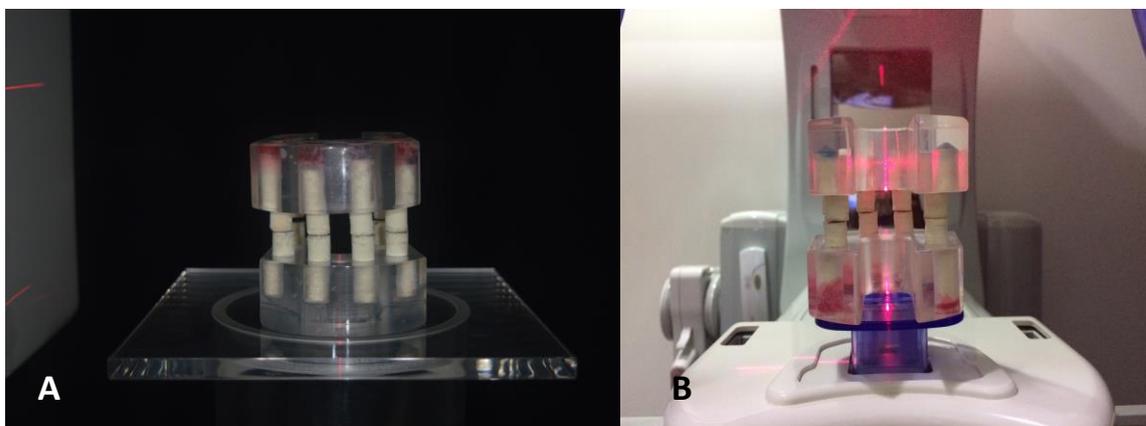


Figura 4: Posicionamento do *phantom* nos aparelhos Kodak 9500 (A) e Picasso Trio (B)

2.1.1 AQUISIÇÃO DO PADRÃO OURO

Inicialmente, foi realizada uma aquisição onde os CPP (6 para região da mandíbula e 6 para região da maxila) foram posicionados nos orifícios do dispositivo. O conjunto dispositivo e corpos de prova foi posicionado nos tomógrafos para simular a mandíbula e

maxila em oclusão. A partir disso feito um escaneamento de modo que o FOV englobasse a porção superior e inferior dos dispositivos. Estas aquisições foram consideradas como o padrão ouro para este estudo.

2.1.2 AQUISIÇÃO PARA REGIÃO DE MANDÍBULA

Para aquisição das imagens tomográficas da região de mandíbula, seis corpos de prova padrão foram posicionados no dispositivo correspondente ao arco inferior. Para região da maxila, os seis orifícios do dispositivo foram preenchidos com corpos de prova padrão e corpos de prova metálico na seguinte distribuição:

- Grupo Mandíbula Posterior: 1 corpo de prova metálico na região de molares e 5 corpos de prova padrão.
- Grupo Mandíbula Posterior e canino: 2 corpos de prova metálicos (1 na região de molares e 1 na região de canino do mesmo lado) e 4 corpos de prova padrão.
- Grupo Mandíbula Hemiarco: 3 corpos de prova metálicos (1 na região de molares, 1 na região de canino e 1 na região de incisivos do mesmo lado) e 3 corpos de prova padrão.
- Grupo Mandíbula Incisivos: 2 corpos de prova metálicos (2 na região de incisivos centrais) e 4 corpos de prova padrão.
- Grupo Mandíbula Total: 6 corpos de prova metálicos (2 na região de molares, 2 na região de caninos e 2 na região de incisivos)

Todos os grupos foram posicionados de modo a simular a região de maxila com quantidades variáveis de metal, enquanto o dispositivo da região de mandíbula com os corpos de prova padrão foram posicionados simulando mandíbula e maxila em oclusão (Figura 5).

Em seguida foram feitos os escaneamentos nos dois tomógrafos seguindo os padrões descritos anteriormente.

2.1.3 AQUISIÇÃO PARA REGIÃO DE MAXILA

Para aquisição das imagens tomográficas da região da maxila, seis corpos de prova padrão foram posicionados no dispositivo correspondente ao arco superior. Para região da mandíbula, os seis orifícios do dispositivo foram preenchidos com corpos de prova padrão e corpos de prova metálicos na seguinte distribuição:

- Grupo Maxila Posterior: 1 corpo de prova metálico na região de molares e 5 corpos de prova padrão.
- Grupo Maxila Posterior e canino: 2 corpos de prova metálicos (1 na região de molares e 1 na região de canino do mesmo lado) e 4 corpos de prova padrão.
- Grupo Maxila Hemiarco: 3 corpos de prova metálicos (1 na região de molares, 1 na região de canino e 1 na região de incisivos do mesmo lado) e 3 corpos de prova padrão.
- Grupo Maxila Incisivos: 2 corpos de prova metálicos (2 na região de incisivos centrais) e 4 corpos de prova padrão.
- Grupo Maxila Total: 6 corpos de prova metálicos (2 na região de molares, 2 na região de caninos e 2 na região de incisivos)

Todos os grupos foram posicionados de modo a simular a região de mandíbula com quantidades variáveis de metal enquanto o dispositivo da região de maxila com os corpos de prova padrão foi posicionado simulando a mandíbula e maxila em oclusão (Figura 5). Em

seguida foram feitos os escaneamentos nos dois tomógrafos seguindo os padrões descritos anteriormente.

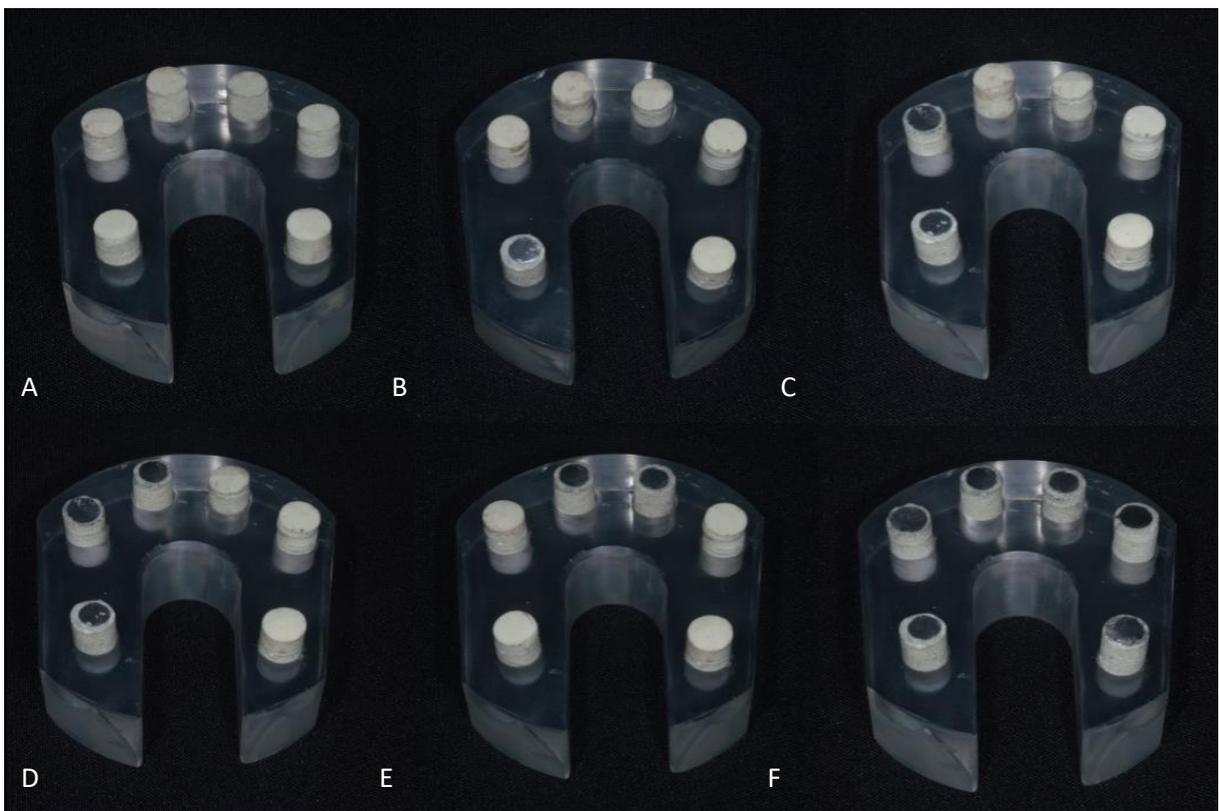


Figura 5: Distribuição dos corpos de prova nos dispositivos: (A) corpos de prova padrão; (B) Grupo posterior; (C) Grupo posterior e canino; (D) Grupo hemiarco; (E) Grupo incisivos; (F) Grupo total.

2.2 MENSURAÇÃO DOS VALORES DE CINZA

Após realizadas todas as aquisições das imagens nos dois tomógrafos utilizados, os arquivos DICOM foram analisados utilizando o Image J (National Institutes of Health, Maryland - EUA) ®. No programa, cada volume foi aberto individualmente e selecionados

três cortes axiais, sendo um mais superior, um central e outro mais inferior da porção dos corpos de prova padrão que correspondiam à região da coroa dos dentes. Para a obtenção dos valores de cinza, foi utilizada uma ferramenta específica para função, com uma região circular de interesse (ROI) do diâmetro dos corpos de prova e por meio da ferramenta histograma, foram mensurados os valores de cinza para cada uma das 6 posições do dispositivo (Figura 6), sendo denominado de posição: (1) região de posterior direita, (2) canino direito, (3) incisivo direito; (4) incisivo esquerdo; (5) canino esquerdo e (6) posterior esquerdo. Todos os valores de cinza obtidos foram tabulados para posterior análise estatística.

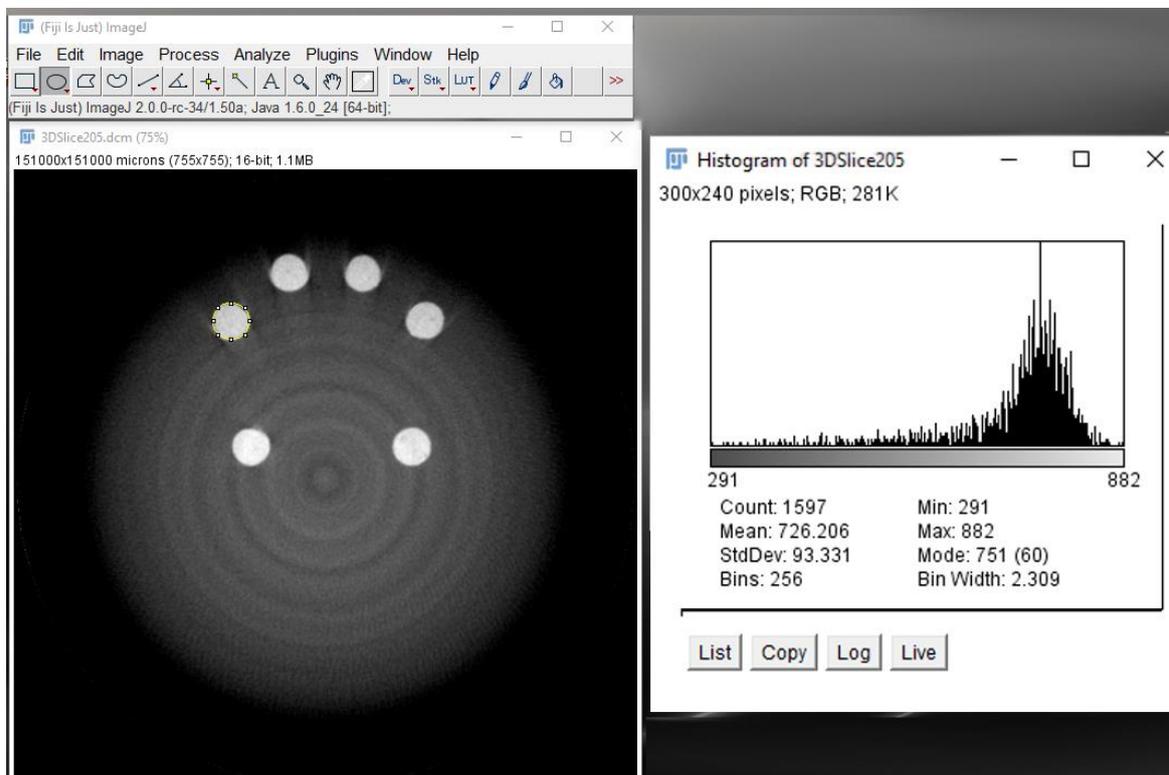


Figura 6: Interface do software Image J com a ferramenta de ROI e análise dos valores de cinza pelo histograma.

3. RESULTADOS

Os dados foram analisados estatisticamente no programa Statistical Package for Social Sciences (SPSS) v. 18 (Chicago IL, EUA) ®. O nível de significância adotado foi de 5%. Para verificarmos a concordância entre os valores mensurados com o padrão-ouro o teste t foi utilizado para amostras pareadas (Tabela1) e para comparação da média das medidas entre as regiões ou entre os tipos e locais, incluindo a interação entre tipos e locais, foi realizado o Modelo de Equações de Estimções Generalizada (GEE). O teste post-hoc utilizado teste de comparação múltipla de Bonferroni.

As médias dos valores de cinza obtidos em cada uma das regiões listadas, para cada aparelho utilizado, estão descritos na tabela 1, onde evidencia-se em negrito os valores que apresentaram diferenças significativas com o padrão-ouro ($p < 0,05$).

Tabela 1: Média e desvio padrão dos valores de cinza de cada uma das regiões e padrão ouro (PO) em cada um dos grupos e por aparelho.

		Média (DP)	Media PO (DP)	p
Carestream Mandíbula®	Posterior	756,4(75,2)	743,1 (92,3)	0,160
	Post + Canino	757,8(83,8)		0,080
	Incisivos	757,7(78,4)		0,079
	Hemiarco	756,3(76,9)		0,156
	Total	740,7(99,4)		0,655
Carestream Maxila®	Posterior	817,9(62,8)	816,1 (57,9)	0,736
	Pos + Canino	827,3(71,4)		0,382
	Incisivos	824,5(52,5)		0,174
	Hemiarco	816,8(70,2)		0,962
	Total	838,9(48,9)		0,043
Vatech Mandíbula®	Posterior	928,9(23,7)	885,4 (13,0)	0,015
	Pos + Canino	909,5(19,6)		0,062
	Incisivos	918,9(34,6)		0,088
	Hemiarco	921,8(17,9)		0,022
	Total	918,4(20,3)		0,052
Vatech Maxila®	Posterior	901,2(18,7)	831,0 (38,0)	0,002
	Pos + Canino	903,7(42,4)		0,004
	Incisivos	909,5(33,8)		0,020
	Hemiarco	910,1(27,6)		0,011
	Total	901,2(18,7)		0,002

A comparação dos valores de cinza entre as seis posições dos corpos de prova padrão, em cada aparelho e arcada assim como a mediana em duas posições em duas regiões (Vatech Mandíbula e Vatech Maxila) estão expressas na tabela 2.

Tabela 2: Mediana dos valores de cinza para cada uma das posições dos corpos de prova em relação a arcada e aparelho.

Posições	Carestream Mandíbula mediana	Carestream Maxila mediana	Vatech Mandíbula mediana	Vatech Maxila mediana
1	732,2 [650,4; 849,4]	797,4 [769,7; 885,2]	891,4a [869,8; 893,6]	840,7b [790,1; 858,8]
2	743,6 [681,1; 839,1]	794,8 [774,4; 891,0]	929,4b [905,7; 950,5]	903,0ab [885,0; 917,6]
3	738,2 [680,2; 858,2]	814,6 [765,4; 894,6]	909,1ab [889,1; 928,8]	905,6ab [874,5; 937,8]
4	742,9 [678,7; 850,5]	802,1 [782,0; 889,5]	912,1ab [897,0; 944,2]	902,7ab [883,3; 935,9]
5	737,9 [685,1; 849,1]	804,7 [754,9; 891,3]	921,2ab [905,3; 938,7]	907,3a [887,0; 935,5]
6	734,4 [635,7; 854,3]	845,0 [784,9; 888,0]	917,3ab [899,4; 935,0]	903,0ab [885,0; 917,6]
p*	0,969	0,966	0,021	0,028

*Teste de Kruskal-Wallis – Post-hoc de Dunn.

A tabela 3 mostra a comparação da média dos valores de cinza entre o aparelho, região e a interação (aparelho*região).

Tabela 3: Média dos valores de cinza em relação a cada aparelho e região.

Região	Mandíbula	Maxila	TOTAL	pApar	pReg	P(Apar*Reg)
Aparelho	média [IC95%]	média [IC95%]	média [IC95%]			
Carestream	778,4 [740,9; 815,9]	748,2 [663,5; 832,9]	763,3 [717,0; 809,6]	0,005	0,057	0,349
Vatech	895,8 [854,2; 937,5]	806,9 [738,3; 875,6]	851,4 [811,2; 891,6]			
TOTAL	837,1 [809,1; 865,2]	777,5 [723,0; 832,1]				

4. DISCUSSÃO

A TCFC se torna a cada dia um exame complementar indispensável na prática odontológica, porém muitos estudos são feitos para avaliar os artefatos gerados nas imagens produzidas. Quando existe a presença de metais no momento da aquisição da imagem estudos comprovam a interferência dos artefatos na qualidade da imagem e na limitação do diagnóstico.^{4, 14, 15, 19}

As características do objeto escaneado influenciam diretamente nos valores das imagens, pois sabe-se que objetos metálicos ou com densidade elevada são comuns de serem encontrados no FOV no momento da aquisição, pois muitas pessoas possuem restaurações metálicas, implantes e tratamentos endodônticos na cavidade oral.^{4, 7, 14, 15, 16}

O material utilizado para gerar artefatos no presente estudo foi o amálgama, apesar deste material não ser mais utilizado na odontologia nos dias atuais, muitos pacientes que são submetidos a TCFC possuem restaurações em amálgama na cavidade oral. Estas restaurações dificultam o diagnóstico de algumas ocasiões importantes na prática clínica, como, presença de trincas ou fraturas em dentes restaurados, perfurações radiculares, entre outras.

O objetivo no presente estudo foi avaliar os artefatos metálicos e sua influência nos valores de cinza no arco antagonista em imagens de TCFC obtidas por dois tomógrafos distintos. Os resultados obtidos demonstraram que em ambos os aparelhos existe diferença quando o metal não está presente e nas situações onde o metal está presente no arco antagonista, sendo observado que os maiores valores de cinza medidos ocorreram no aparelho da Vatech, sendo observado ainda que em todos os grupos da Vatech Maxila apresentaram diferenças significativas com o padrão ouro. No estudo retrospectivo de Machado et al. (2018), que avaliou a presença de artefatos metálicos em imagens de TCFC (in vivo), encontrou que os números de artefatos na mandíbula foram significativamente maiores que na

maxila. Este resultado se assemelha ao encontrado no grupo Vatech Maxila, visto que independentemente da posição e/ou quantidade de metal na mandíbula, os valores da maxila diferiram do padrão ouro, sugerindo uma maior quantidade de artefatos produzidos na mandíbula.

Machado et al., 2018 sugere que estes resultados se devem a maior presença de exomassa na maxila, pois as imagens do estudo foram obtidas por pacientes que já haviam realizado o exame de TCFC. Na maioria dos exames obtidos por TCFC a exomassa está presente, devido à localização e tamanho da cavidade oral que é circundada por estruturas que excedem o tamanho do campo de visão, exceto quando os maiores tamanhos de FOV são utilizados, como em casos de cirurgias ortognáticas e análises cefalométricas. O fator exomassa foi descartado no presente estudo pois o dispositivo encontrava-se totalmente coberto pelo FOV e sabe-se que isto pode ter relação com a ausência de atenuação e dispersão do feixe de raios X antes de atingir o FOV.⁵

Em relação ao posicionamento horizontal do objeto dentro do FOV, estudos concordam que a posição afeta a qualidade da imagem, dentre eles o de Taylor. (2016), verificou que a quantidade de ruído da imagem é aumentada se o objeto for movido de uma posição central para uma posição periférica, obtendo imagens de melhor qualidade e menor ruído quando os objetos estão posicionados centralmente no FOV do que aqueles posicionados periféricamente, o que concorda com o estudo de Bechara et al., 2012 que também mostrou que a posição afeta significativamente a relação sinal/ruído e o nível médio de cinza. Isto sugere que a posição da mesma estrutura em um volume TCFC terá um valor de cinza diferente se for movido do centro para a periferia e a relação sinal/ruído é melhor para estruturas adquiridas no centro do volume que aqueles adquiridos na periferia. Queiroz et al., 2017 também observou a diferença estatisticamente significativa de ruído da imagem para o posicionamento central e periférico, para ambas as áreas de controle e área de metal. No

presente estudo, foi observada esta diferença no posicionamento, parcialmente, pois os corpos de prova (molares) posicionados mais próximos do centro do FOV em relação aos posicionados mais periféricamente (incisivos) não apresentaram diferenças estatísticas para o aparelho Carestream nem para região de maxila quanto para mandíbula. Já no aparelho Vatech, observou-se diferenças estatísticas da posição de molar direito para canino direito na região de mandíbula e da posição de molar direito para posição de canino esquerdo na região de maxila.

Um fator que pode ter contribuído para estes resultados foi o formato de dispositivo utilizado nos estudos de Pauwels et al. (2013), Bechara et al. (2012), Oliveira et al. (2014), Kuusisto et al. (2015), Goldman. (2016) e Queiroz et al. (2017) que utilizaram dispositivos cilíndricos, enquanto que no presente estudo o dispositivo utilizado possuía um formato similar aos arcos dentais.

Os resultados encontrados revelam que diferenças no posicionamento dos corpos de prova não foram estatisticamente significantes, apenas houve diferença quando comparado um aparelho com o outro, resultado que se assemelha ao de Pauwels et al. (2011), que comparou 13 dispositivos de TCFC, dentre eles o Picasso Trio e Kodak 9.500, os mesmos utilizados no presente estudo. Pauwels et al. notou que o valor do artefato variou de 6.1 de um tomógrafo utilizado para 27.4 no Picasso trio quando foi utilizado o titânio e já para o chumbo os valores de artefatos encontrados foi de 10,0 e 43,7 para o Picasso Trio. Os valores mais altos correspondiam a artefatos mais extensos, o que mostra uma similaridade com o presente estudo, pois os valores da Vatech foram maiores que o valores da Kodak

Queiroz et al. (2017) sugeriu que estudos fossem realizados para avaliar a eficácia da ferramenta de redução de artefatos em dentes com materiais metálicos na maxila ao adquirir um volume centralizado na mandíbula, o que foi avaliado no presente estudo, porém sem a

ferramenta de redução de artefato.

5. CONCLUSÃO

Baseado nos resultados encontrados, pode-se concluir que a presença de qualquer quantidade e localização de metal na arcada antagonista não influenciou nos valores de cinza obtidos no aparelho da Carestream®. Para os valores de cinza obtidos no aparelho da Vatech®, observou-se que a quantidade e posicionamento de metal na maxila, podem influenciar parcialmente os valores de cinza na mandíbula, enquanto que qualquer quantidade de metal, independentemente de sua posição na mandíbula influencia significativamente nos valores de cinza na maxila.

REFERÊNCIAS

- 1- Pauwels, R.; Stamatakis, H.; Bosmans, H.; Bogaerts, R.; Jacobs, R.; Horner, K.; Tsiklakis, K; SedentexCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 24, n. A100, p. 94-99, Aug. 2013.
- 2- Mazucatto, P, Q; Groppo, F, C; Oliveira, M, L; Haiter, F, N. Freitas, D, Q. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017 Jun;123(6):729-734. doi: 10.1016/j.oooo.2017.02.015
- 3- Safi Y, Hosseinpour S, Aziz A; Bamedi M, Malekashtari M, Vasegh Z1 Effect of Amperage and Field of View on Detection of Vertical Root Fracture in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J.* 2016 Summer; 11(3): 202–207. Published online 2016 May 1. doi: 10.7508/iej.2016.03.011
- 4- Parsa, A.; Ibrahim, N.; Hassan, B.; Syriloupoulos, K.; Van Der Stelt, P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v. 43, n. 7, p. 20140019, Oct. 2014.
- 5- Oliveira, M, L; Freitas, D, Q; Ambrosano, G, M, B; Haiter-Neto F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a *phantom* study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014 Jul; 43(6): 20140128. Published online 2014 Jul 3. doi: 10.1259/dmfr.20140128
- 6- Kuusito, N.; Vallittu, P. K.; Lassila, L. V.; Huuonen, S. Evaluation of intensity of artefacts in CBCT by radio-opacity of composite simulation models of implants in vitro. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v. 44, n. 2, p. 20140157, Feb. 2015.
- 7- Jaju, P. P; Jain, M.; Singh, A.; Gupta, A. Artefacts in cone beam CT. *Open J. Stomatol.*, v. 3, p. 292-297, Aug. 2013.
- 8- Machado AH, Fardim KAC, de Souza CF, Sotto-Maior BS, Assis NMSP, Devito KL. Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018 Feb;47(3):20170281. doi: 10.1259/dmfr.20170281
- 9- Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, Part 1: Physical Principles. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009 Jun;30(6):1088-95. doi: 10.3174/ajnr.A1653 DOI 10.3174/ajnr.A1653
- 10- Goldman, L. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *J Nucl Med Technol.* 2007 Dec;35(4):213-25; quiz 226-8
- 11- Pauwels,R; O Silkosessak, Jacobs, Bogaerts, Bosmans and Panmekiate A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(5):20140059. doi: 10.1259/dmfr.20140059. Epub 2014 Apr 8.

- 12- Moudi, E; Haghanifar, S; Madani, Z; Bijani, A; Nabavi, Z. S; The effect of metal artifacts on the identification of vertical root fractures using different fields of view in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2015 Sep;45(3):147-51. doi: 10.5624/isd.2015.45.3.147
- 13- Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:420–425. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.05.049.
- 14- Barrett JF , Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics.* 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91
- 15- Schulze R, Heil U, Bruellmann DD, Draniscjnikow E, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Jul;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039
- 16- Beledelli R, Souza P. What they are and how artifacts on cone beam CT imagens are formed. *Revista ABRO*, v.13, n.1, p. 2-15, jan./jun. 2012.
- 17- Bryant, J. A.; Drage, N. A.; Richmond, S. Study of the Scan Uniformity from an i-CAT Cone Beam Computed Tomography Dental Imaging System. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008 Oct;37(7):365-74. doi: 10.1259/dmfr/13227258
- 18- Queiroz, P. M; Santaella, G, M; Paz, T, D, J; Freitas D, Q. Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017 Mar;46(3):20160366. doi: 10.1259/dmfr.20160366
- 19- Nasirudin RA, Mei K, Penchev P, Fehringer A, Pfeiffer F, Rummeny EJ, Fiebich M, Noël PB - Reduction of Metal Artifact in Single Photon-Counting Computed Tomography by Spectral-Driven Iterative Reconstruction Technique *PLoS One.* 2015 May 8;10(5):e0124831. doi: 10.1371/journal.pone.0124831
- 20- Bechara, B.; McMahan, C.; Moore, W. S.; Noujeim, M.; Teixeira, F. B.; Geha, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(5):20120245. doi: 10.1259/dmfr.20120245
- 21- Taylor, C. Evaluation of the effects of positioning and configuration on contrast-to-noise ratio in the quality control of a 3D Accuitomo 170 dental CBCT system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016;45(5):20150430. doi: 10.1259/dmfr.20150430
- 22- Oliveira, M. L.; Tosoni, G. M.; Lindsey, D. H.; Mendoza, K., Tetradis, S.; Mallya, S. M. Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013 Apr;115(4):558-64. doi: 10.1016/j.oooo.2013.01.021.
- 23- Hunter A, K; WD McDavid. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone. beam *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Mar;41(3):217-23. doi: 10.1259/dmfr/19015946.

APÊNDICE

ARTIGO CIENTÍFICO

*O artigo será submetido ao periódico “DentoMaxilloFacial Radiology” (Anexo). A formatação final e versão para língua inglesa serão realizadas após as considerações feitas por essa Banca Examinadora.

Avaliação dos artefatos metálicos e influência nos valores de cinza da imagem do arco antagonista em tomografia computadorizada de feixe cônico

Amanda Jaqueline Boldrim¹

Cristiane Simões Barros Netto¹

Fábio Ribeiro Guedes²

¹ Mestranda em Clínica Odontológica – Departamento de Patologia e Diagnóstico Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

² Professor Adjunto - Departamento de Patologia e Diagnóstico Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

* Autor Correspondente:

Amanda Jaqueline Boldrim

Endereço: Estrada União Indústria 11870, caixa postal 92140 Itaipava

Petrópolis, RJ- Brazil. CEP: 25750-970

Telefone: 55 21 975290394

E-mail: amandajboldrim@gmail.com

RESUMO

Objetivo: Avaliar a influência dos artefatos metálicos nos valores de cinza da imagem no arco antagonista em dois tipos de tomógrafos computadorizados de feixe cônico.

Metodologia: Foram utilizados dois dispositivos de acrílico confeccionados com o objetivo de simular os arcos dentais. Cada um dos dispositivos apresentava seis orifícios cilíndricos, onde foram inseridos corpos de prova simulando os dentes sem restaurações e obtidas imagens de TCFC de ambos os arcos, sendo esta utilizada para determinar o padrão ouro. Para obtenção das imagens da maxila corpos de prova sem metal foram colocados no arco superior e quantidades variadas de corpos de prova com metal foram inseridos no dispositivo de mandíbula e em seguida obtidas as imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico de cada uma das combinações. O mesmo procedimento foi realizado para obtenção das imagens da mandíbula, porém agora os corpos de prova sem metal ficaram no dispositivo inferior enquanto no superior foram posicionados os corpos de prova com metal. Ao final de todas as aquisições os valores de cinza foram mensurados e analisados estatisticamente.

Resultados: Foi observado que ao comparar os valores de cinza com os valores obtidos no padrão ouro, no aparelho da Carestream®, a aquisição da maxila com a mandíbula totalmente com metal diferiu do padrão ouro, já para o aparelho da Vatech® todas as aquisições da maxila, e as aquisições da mandíbula com metal na região posterior e no hemiarco da maxila diferiram do padrão ouro. Em relação aos valores de cinza nas 6 posições dos corpos de prova, apenas os valores obtidos no Vatech® apresentaram diferenças entre as regiões. Os valores de cinza entre o aparelho, região e a interação (aparelho*região). Os resultados foram significativos somente para o aparelho, ou seja, a média dos valores de cinza são distintas entre eles.

Conclusão: Os valores de cinza obtidos no aparelho da Vatech®, mostraram que a quantidade e posicionamento de metal na maxila, pode influenciar parcialmente os valores de cinza na mandíbula, enquanto que qualquer quantidade de metal, independentemente de sua posição na mandíbula, influencia os valores de cinza da maxila.

Palavras-chaves: tomografia computadorizada de feixe cônico, valor de cinza, artefatos metálicos

INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) foi introduzida na odontologia como um avanço para avaliação dos tecidos ósseos da região maxilofacial em relação à Tomografia Computadorizada de Multidectores (TCMD) e vem se tornando uma modalidade de imagem cada dia mais indispensável para o diagnóstico, planejamento e acompanhamento de tratamentos odontológicos.^{1,2} As vantagens apresentadas em relação a TCMD foram imprescindíveis para este crescimento.

Porém, estas se diferem no formato do feixe de raios-x e forma de aquisição, o pode ser considerado um fator limitante frente à TCMD.^{1, 3, 4, 5, 6, 7}

Tanto na TCFC quanto na TCMD as imagens adquiridas, são formadas por diversos tons de cinza, que tem origem dos processos de atenuação dos feixes de raios X quando entram em contato com os tecidos circundantes.⁸ O formato do feixe cônico e a interação com o receptor da imagem, contribui para uma distribuição não homogênea da intensidade do feixe de raios X entre a região de margem do campo de radiação e o centro, gerando uma quantidade maior de radiação dispersa e ruídos nas imagens.^{5, 9} Devemos levar em consideração que imagens obtidas por TCFC podem possuir artefatos, sendo estes os principais fatores de comprometimento da qualidade das imagens.^{1, 3, 10}

O termo artefato é descrito como distorções ou erros na imagem, vistos na sua reconstrução que não estão presentes no objeto analisado,^{1, 2, 8, 11} podendo ocorrer em todos os sistemas de TCFC.^{11, 12} A presença de artefatos nas imagens de TCFC, pode causar uma imprecisão dos valores de cinza, pois geram uma atenuação não linear da radiação, levando a uma variação dos valores de energia dos raios X.^{1, 8, 11} Ao longo deste processo de atenuação não linear existe a redução da qualidade da imagem, podendo levar a falsos diagnósticos.^{10, 13}

Os artefatos comumente observados nos exames de TCFC são divididos em artefatos de extinção, endurecimento do feixe (*beam hardenig*), efeito do volume parcial, artefatos em

anel, artefatos de movimento e o ruído na imagem.^{1, 7, 14} Porém um dos principais artefatos é o fenômeno de endurecimento do feixe ou *beam hardening*, sendo o mais comumente encontrado em exames de TCFC. É produzido devido à alta densidade de objetos ou materiais metálicos que durante a passagem dos feixes de raios X por estas estruturas, resulta no aumento da energia média do feixe, devido a absorção predominante de raios-x de baixa energia.^{1, 3, 7, 8}

Os efeitos deletérios gerados pelos artefatos dificultam a visualização real das estruturas anatômicas, ocasionado para os radiologistas, dificuldades no diagnóstico de fraturas dentárias e avaliação da integridade de implantes quando se deparam com estas condições, visto que essas são indicações comuns na rotina dos exames tomográficos na odontologia^{1, 2, 3, 6, 10, 12, 14} quando os exames bidimensionais não confirmam o diagnóstico.

Assim sendo, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência dos artefatos produzidos pelo arco antagonista nos valores de cinza em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico.

MATERIAIS E MÉTODOS

Para realização deste trabalho foram confeccionados dois dispositivos em acrílico com o objetivo de simular a arcada dentária. Cada um dos dispositivos apresentava seis orifícios onde posteriormente foram inseridos corpos de prova cilíndricos. Os corpos de prova foram confeccionados com 8 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento, com o objetivo de simular os dentes nos arcos dentais e denominados de corpos de prova padrão. Na parte superior de seis corpos de prova foi preparado uma cavidade de forma padronizada e esta preenchida com amálgama, com o objetivo de gerar artefatos em imagens de TCFC sendo estes denominados de corpos de prova metálicos. Para a obtenção das imagens tomográficas, foram utilizados os tomógrafos: Kodak 9500 (Carestream Health, Rochester, NY, USA) e o tomógrafo Vatech Picasso Trio (Vatech, Hwaseong, Coréia do Sul) com o objetivo de avaliar os artefatos gerados pelos mesmos.

As aquisições das imagens tomográficas seguiram o mesmo parâmetro de aquisição em ambos os aparelhos de TCFC. Os dispositivos foram posicionados em uma base acrílica estável, evitando a movimentação. Após posicionados, foi selecionado o tamanho de FOV que compreendesse tanto a região de maxila quanto de mandíbula (Figura 1).

FIGURA 1

Inicialmente foi realizada a aquisição do padrão ouro com os corpos de prova padrão. Para aquisição das imagens tomográficas da mandíbula, seis corpos de prova padrão foram posicionados no dispositivo correspondente ao arco inferior. Para região da maxila, os seis orifícios do dispositivo foram preenchidos com corpos de prova padrão e corpos de prova metálico (Figura 2). Todos os grupos foram posicionados de modo a simular a região de maxila com quantidades variáveis de metal. Os dois dispositivos foram colocados em contato para simular a oclusão.

Para aquisição das imagens tomográficas da região da maxila, seis corpos de prova padrão foram posicionados no dispositivo correspondente ao arco superior. Para região da mandíbula, os seis orifícios do dispositivo foram preenchidos com corpos de prova padrão e corpos de prova metálicos (Figura 2). Todos os grupos foram posicionados de modo a simular a região de mandíbula com quantidades variáveis de metal enquanto o dispositivo da região de maxila com os corpos de prova padrão foi posicionado simulando a mandíbula e maxila em oclusão.

FIGURA 2

Após realizadas todas as aquisições nos dois tomógrafos utilizados, os arquivos DICOM foram analisados utilizando o programa Image J® (National Institutes of Health, Maryland - EUA) e selecionados três cortes axiais, sendo um mais superior, um central e outro mais inferior da porção dos corpos de prova padrão que correspondiam à região da coroa dos dentes. Para a obtenção dos valores de cinza, foi utilizada uma ferramenta específica para função, com uma região circular de interesse (ROI) do diâmetro dos corpos de prova e por meio da ferramenta histograma, foram mensurados os valores de cinza para cada uma das seis posições do dispositivo (Figura 3). Todos os valores de cinza obtidos foram tabulados e analisados estatisticamente no programa SPSS 18 (Chicago IL, EUA) com nível de significância de 5%.

FIGURA 3

RESULTADOS

Para verificarmos a concordância entre os valores medidos com o padrão-ouro o teste t foi utilizado para amostras pareadas (Tabela 1) e para comparação da média das medidas entre as regiões ou entre os tipos e locais, incluindo a interação entre tipos e locais, foi realizado o Modelo de Equações de Estimções Generalizada (GEE). O teste post-hoc utilizado teste de comparação múltipla de Bonferroni.

Na tabela 1, as análises foram separadas de acordo com os locais: 1- Posterior, 2- Posterior e canino, 3- Incisivos, 4- Hemiarco e 5-Total cada uma delas foi comparada com o padrão ouro, onde o metal não estava presente, apenas os corpos de prova, onde evidencia-se em negrito os valores que apresentaram diferenças significativas com o padrão-ouro ($p < 0,05$).

TABELA 1

Foi realizada a comparação dos valores de cinza entre as 6 posições dos corpos de prova padrão, em cada aparelho e arcada, pelo teste de Kruskal-Wallis. Os resultados mostraram diferença entre pelo menos duas médias em duas posições em duas regiões (Vatech Mandíbula e Vatech Maxila). Não houve diferenças significativas entre as seis posições para o aparelho Carestream® nas duas regiões analisadas. Já para o aparelho Vatech®, observou-se que na região de mandíbula, as posições 1 e 2 apresentaram diferenças significativas entre si, enquanto que para região de maxila, as posições 1 e 5 apresentaram-se diferentes entre si ($p < 0,05$) (Tabela 2).

TABELA 2

A tabela 3 mostra a comparação da média dos valores de cinza entre o aparelho, região e a interação (aparelho x região). Os resultados foram significativos somente para o aparelho, ou seja, média dos valores de cinza são distintas entre Carestream® e Vatech® ($p = 0,005$), sendo a média do Vatech® maior. Já a média dos valores de cinza para as regiões não apresentaram diferenças estatísticas.

TABELA 3

DICUSSÃO

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) se torna a cada dia um exame complementar indispensável na prática odontológica, porém muitos estudos são feitos para avaliar os artefatos gerados em imagens obtidas por TCFC. Quando existe a presença de metais no momento da aquisição da imagem estudos comprovam a interferência dos artefatos na qualidade da imagem e na limitação do diagnóstico.^{5, 6, 14, 15}

As características do objeto escaneado influenciam os valores de tons de cinza de TCFC, pois sabe-se que objetos metálicos ou com densidade elevada são comuns de serem encontrados no FOV no momento da aquisição da imagem, pois muitas pessoas possuem restaurações metálicas, implantes e tratamentos endodônticos na cavidade oral e que são passíveis de produzirem artefatos nas imagens.^{6, 13, 14, 16, 17}

O material utilizado para gerar artefatos no presente estudo foi o amálgama, apesar deste material não ser mais utilizado na odontologia nos dias atuais, muitos pacientes que são submetidos a TCFC possuem restaurações em amálgama na cavidade oral. Estas restaurações dificultam o diagnóstico de algumas ocasiões importantes na prática clínica, como, presença de trincas ou fraturas em dentes restaurados, perfurações radiculares, entre outras.

O presente estudo teve como objetivo principal avaliar os artefatos metálicos e sua influência nos valores de cinza no arco antagonista em TCFC em dois diferentes aparelhos. Os resultados obtidos demonstram que em ambos os aparelhos existe diferença quando o metal não está presente em nenhuma das imagens (padrão ouro) e nas situações onde o metal está presente na arcada antagonista, sendo observado que os maiores valores de cinza medidos ocorreram no aparelho da Vatech®, sendo observado ainda que em todos os grupos da Vatech Maxila apresentaram diferenças significativas com o padrão ouro. No estudo retrospectivo de Machado et al.⁸, que avaliou a presença de artefatos metálicos em imagens de

TCFC (in vivo), encontrou que os números de artefatos na mandíbula foram significativamente maiores que na maxila. Este resultado se assemelha ao encontrado no grupo Vatech Maxila, visto que independentemente da posição e/ou quantidade de metal na mandíbula, os valores da maxila diferiram do padrão ouro, sugerindo uma maior quantidade de artefatos produzidos na mandíbula. Machado et al.⁸, sugere que estes resultados se devem a maior presença de exomassa na maxila, pois as imagens do estudo foram obtidas por pacientes que já haviam realizado o exame de TCFC. Na maioria dos exames obtidos por TCFC a exomassa está presente, devido à localização e tamanho da cavidade oral que é circundada por estruturas que excedem o tamanho do campo de visão, exceto quando os maiores tamanhos de FOV são utilizados, como em casos de cirurgias ortognáticas e análises cefalométricas. O fator exomassa foi descartado no presente estudo pois o dispositivo encontrava-se totalmente coberto pelo FOV e sabe-se que isto pode ter relação com a ausência de atenuação e dispersão do feixe de raios X antes de atingir o FOV.⁷

Em relação ao posicionamento horizontal do objeto dentro do FOV, estudos concordam que a posição afeta a qualidade da imagem, dentre eles o de Taylor¹⁸, onde verificou que a quantidade de ruído da imagem é aumentada se o objeto for movido de uma posição central para uma posição periférica, obtendo imagens de melhor qualidade e menor ruído quando os objetos estão posicionados centralmente no FOV do que aqueles posicionados periféricamente, o que concorda com o estudo de Bechara¹⁹ que também mostrou que a posição afeta significativamente a relação sinal/ruído e o nível médio de cinza. Isto sugere que a posição da mesma estrutura em um volume TCFC terá um valor de cinza diferente se for movido do centro para a periferia e a relação sinal/ruído é melhor para estruturas adquiridas no centro do volume que aqueles adquiridos na periferia. Queiroz et al.¹⁴, também observaram a diferença estatisticamente significativa de ruído da imagem para o posicionamento central e periférico, para ambas as áreas de controle e área de metal. No

presente estudo, foi observada esta diferença no posicionamento, parcialmente, pois os corpos de prova (molares) posicionados mais próximos do centro do FOV em relação aos posicionados mais periféricamente (incisivos) não apresentaram diferenças estatísticas para o aparelho Carestream nem para região de maxila quanto para mandíbula. Já no aparelho Vatech, observou-se diferenças estatísticas da posição de molar direito para canino direito na região de mandíbula e da posição de molar direito para posição de canino esquerdo na região de maxila.

Um fator que pode ter contribuído para estes resultados foi o formato do dispositivo utilizado em outros estudos ^{1,5,6,10,14,18} que utilizaram dispositivos cilíndricos, enquanto que no presente estudo o dispositivo utilizado possuía um formato a simular os arcos dentais.

Os resultados encontrados revelam que diferenças no posicionamento dos corpos de prova não foram estatisticamente significantes, apenas houve diferença quando comparado um aparelho com o outro, resultado que se assemelha ao de Pauwels et al. ¹, que comparou 13 dispositivos de TCFC, dentre eles o Picasso Trio ® e Kodak 9.500 ®, os mesmos utilizados no presente estudo. Pauwels et al. notou que o valor do artefato variou de 6.1 de um tomógrafo utilizado para 27.4 no Picasso trio quando foi utilizado o titânio e já para o chumbo os valores de artefatos encontrados foi de 10,0 e 43,7 para o Picasso Trio®. Os valores mais altos correspondiam a artefatos mais extensos, o que mostra uma similaridade com o presente estudo, pois os valores da Vatech® foram maiores que o valores da Kodak®.

Queiroz et al.¹⁴ sugeriu que estudos fossem realizados para avaliar a eficácia da ferramenta de redução de artefatos em dentes com materiais metálicos na maxila ao adquirir um volume centralizado na mandíbula, o que foi avaliado no presente estudo, porém sem a ferramenta de redução de artefato.

CONCLUSÃO

Baseado nos resultados encontrados, pode-se concluir que a presença de qualquer quantidade e localização de metal na arcada antagonista não influenciou nos valores de cinza obtidos no aparelho da Carestream®. Para os valores de cinza obtidos no aparelho da Vatech®, observou-se que a quantidade e posicionamento de metal na maxila, podem influenciar parcialmente os valores de cinza na mandíbula, enquanto que qualquer quantidade de metal, independentemente de sua posição na mandíbula influencia significativamente nos valores de cinza na maxila.

REFERÊNCIAS

- 1- Pauwels, R.; Stamatakis, H.; Bosmans, H.; Bogaerts, R.; Jacobs, R.; Horner, K.; Tsiklakis, K.; SedentexCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Implants Res.*, v. **24**, n. A100, p. 94-99, Aug. 2013.
- 2- Mazucatto, P, Q; Groppo, F, C; Oliveira, M, L; Haiter, F, N. Freitas, D, Q. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017 Jun; **123**(6):729-734. doi: 10.1016/j.oooo.2017.02.015
- 3- Safi Y, Hosseinpour S, Aziz A; Bamedi M, Malekashtari M, Vasegh Z1 Effect of Amperage and Field of View on Detection of Vertical Root Fracture in Teeth with Intracanal Posts. *Iran Endod J.* 2016 Summer; **11**(3): 202–207. Published online 2016 May 1. doi: 10.7508/iej.2016.03.011
- 4- Parsa, A.; Ibrahim, N.; Hassan, B.; Syriloupoulos, K.; Van Der Stelt, P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofac. Radiol.*, **43**(7), p. 20140019, Oct. 2014.
- 5- Oliveira, M, L; Freitas, D, Q; Ambrosano, G, M, B; Haiter-Neto F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a *phantom* study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014 Jul; **43**(6): 20140128. Published online 2014 Jul 3. doi: 10.1259/dmfr.20140128
- 6- Kuusisto, N.; Vallittu, P. K.; Lassila, L. V.; Huuonen, S. Evaluation of intensity of artefacts in CBCT by radio-opacity of composite simulation models of implants in vitro. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v. **44**, n. 2, p. 20140157, Feb. 2015.
- 7- Jaju, P. P; Jain, M.; Singh, A.; Gupta, A. Artefacts in cone beam CT. *Open J. Stomatol.*, v. **3**, p. 292-297, Aug. 2013.
- 8- Machado AH, Fardim KAC, de Souza CF, Sotto-Maior BS, Assis NMSP, Devito KL. Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed tomographic images. *Dentomaxillofac Radiol.* 2018 Feb; **47**(3):20170281. doi: 10.1259/dmfr.20170281
- 9- Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, Part 1: Physical Principles. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009 Jun; **30**(6):1088-95. doi: 10.3174/ajnr.A1653 DOI 10.3174/ajnr.A1653
- 10- Goldman, L. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *J Nucl Med Technol.* 2007 Dec; **35**(4):213-25; quiz 226-8
- 12- Moudi, E; Haghanifar, S; Madani, Z; Bijani, A; Nabavi, Z. S; The effect of metal artifacts on the identification of vertical root fractures using different fields of view in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2015 Sep; **45**(3):147-51. doi: 10.5624/isd.2015.45.3.147

- 14- Barrett JF , Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004 Nov-Dec;**24**(6):1679-91
- 11- Pauwels,R; O Silkosessak, Jacobs, Bogaerts, Bosmans and Panmekiate A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;**43**(5):20140059. doi: 10.1259/dmfr.20140059. Epub 2014 Apr 8.
- 18- Queiroz, P. M; Santaella, G, M; Paz, T, D, J; Freitas D, Q. Evaluation of a metal artefact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofac Radiol*. 2017 Mar;**46**(3):20160366. doi: 10.1259/dmfr.20160366
- 13- Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Ariji E, et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;**107**:420–425. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.05.049.
- 17- Bryant, J. A.; Drage, N. A.; Richmond, S. Study of the Scan Uniformity from an i-CAT Cone Beam Computed Tomography Dental Imaging System. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008 Oct;**37**(7):365-74. doi: 10.1259/dmfr/13227258
- 22- Oliveira, M. L.; Tosoni, G. M.; Lindsey, D. H.; Mendoza, K., Tetradis, S.;Mallya, S. M. Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013 Apr;**115**(4):558-64. doi: 10.1016/j.oooo.2013.01.021.
- 21- Taylor, C. Evaluation of the effects of positioning and configuration on contrast-to-noise ratio in the quality control of a 3D Accuitomo 170 dental CBCT system. *Dentomaxillofac Radiol*. 2016;**45**(5):20150430. doi: 10.1259/dmfr.20150430
- 24- Bechara, B.; McMahan, C.; Moore, W. S.; Noujeim, M.; Teixeira, F. B.; Geha, H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;**42**(5):20120245. doi: 10.1259/dmfr.20120245

Tabelas

Tabela 1: Média de desvio padrão dos valores de cinza de cada uma das região e padrão ouro (PO) em cada um dos grupos e por aparelho.

		Média (DP)	Media PO (DP)	Média Dif (DP)	t	p
Carestream Mandíbula	Posterior	756,4(75,2)	743,1 (92,3)	13,3(19,8)	1,65	0,160
	Post + Canino	757,8(83,8)		14,8(16,5)	2,19	0,080
	Incisivos	757,7(78,4)		14,6(16,3)	2,20	0,079
	Hemiarco	756,3(76,9)		13,2(19,4)	1,67	0,156
	total	740,7(99,4)		-2,4(12,2)	-0,47	0,655
Carestream Maxila	Posterior	817,9(62,8)	816,1 (57,9)	1,9(12,7)	0,36	0,736
	Pos + Canino	827,3(71,4)		11,2(28,8)	0,96	0,382
	Incisivos	824,5(52,5)		8,5(13,1)	1,58	0,174
	Hemiarco	816,8(70,2)		0,7(34,0)	0,05	0,962
	total	838,9(48,9)		22,8(20,8)	2,69	0,043
Vatech Mandíbula	Posterior	928,9(23,7)	885,4 (13,0)	43,6(29,3)	3,65	0,015
	Pos + Canino	909,5(19,6)		24,1(24,7)	2,39	0,062
	Incisivos	918,9(34,6)		33,6(38,9)	2,11	0,088
	Hemiarco	921,8(17,9)		36,5(27,3)	3,28	0,022
	total	918,4(20,3)		33,1(31,9)	2,54	0,052
Vatech Maxila	Posterior	901,2(18,7)	831,0 (38,0)	70,2(28,4)	6,06	0,002
	Pos + Canino	903,7(42,4)		72,7(35,8)	4,97	0,004
	Incisivos	909,5(33,8)		78,5(57,3)	3,36	0,020
	Hemiarco	910,1(27,6)		79,1(49,2)	3,94	0,011
	total	901,2(18,7)		70,2(28,4)	6,06	0,002

Tabela 2: Mediana dos valores de cinza para cada uma das posições dos corpos de prova em relação a arcada e aparelho.

Posições	Carestream Mandíbula	Carestream Maxila	Vatech Mandíbula	Vatech Maxila
	mediana [q1; q3]	mediana [q1; q3]	mediana [q1; q3]	mediana [q1; q3]
1	732,2 [650,4; 849,4]	797,4 [769,7; 885,2]	891,4a [869,8; 893,6]	840,7b [790,1; 858,8]
2	743,6 [681,1; 839,1]	794,8 [774,4; 891,0]	929,4b [905,7; 950,5]	903,0ab [885,0; 917,6]
3	738,2 [680,2; 858,2]	814,6 [765,4; 894,6]	909,1ab [889,1; 928,8]	905,6ab [874,5; 937,8]
4	742,9 [678,7; 850,5]	802,1 [782,0; 889,5]	912,1ab [897,0; 944,2]	902,7ab [883,3; 935,9]
5	737,9 [685,1; 849,1]	804,7 [754,9; 891,3]	921,2ab [905,3; 938,7]	907,3a [887,0; 935,5]
6	734,4 [635,7; 854,3]	845,0 [784,9; 888,0]	917,3ab [899,4; 935,0]	903,0ab [885,0; 917,6]
p*	0,969	0,966	0,021	0,028

*Teste de Kruskal-Wallis – Post-hoc de Dunn.

Tabela 3: Média dos valores de cinza em relação a cada aparelho e região.

Região	Mandíbula	Maxila	TOTAL	pApar	pReg	P(Apar*Reg)
Aparelho	média [IC95%]	média [IC95%]	média [IC95%]			
Carestream	778,4 [740,9; 815,9]	748,2 [663,5; 832,9]	763,3 [717,0; 809,6]	0,005	0,057	0,349
Vatech	895,8 [854,2; 937,5]	806,9 [738,3; 875,6]	851,4 [811,2; 891,6]			
TOTAL	837,1 [809,1; 865,2]	777,5 [723,0; 832,1]				

Figuras

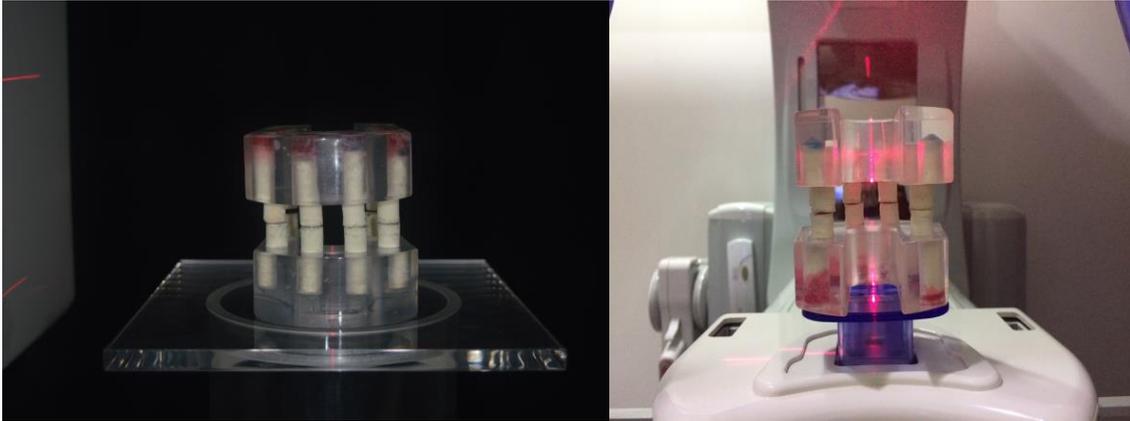


Figura 1: Posicionamento do *phantom* nos aparelhos Kodak 9500 (A) e Picasso Trio (B)

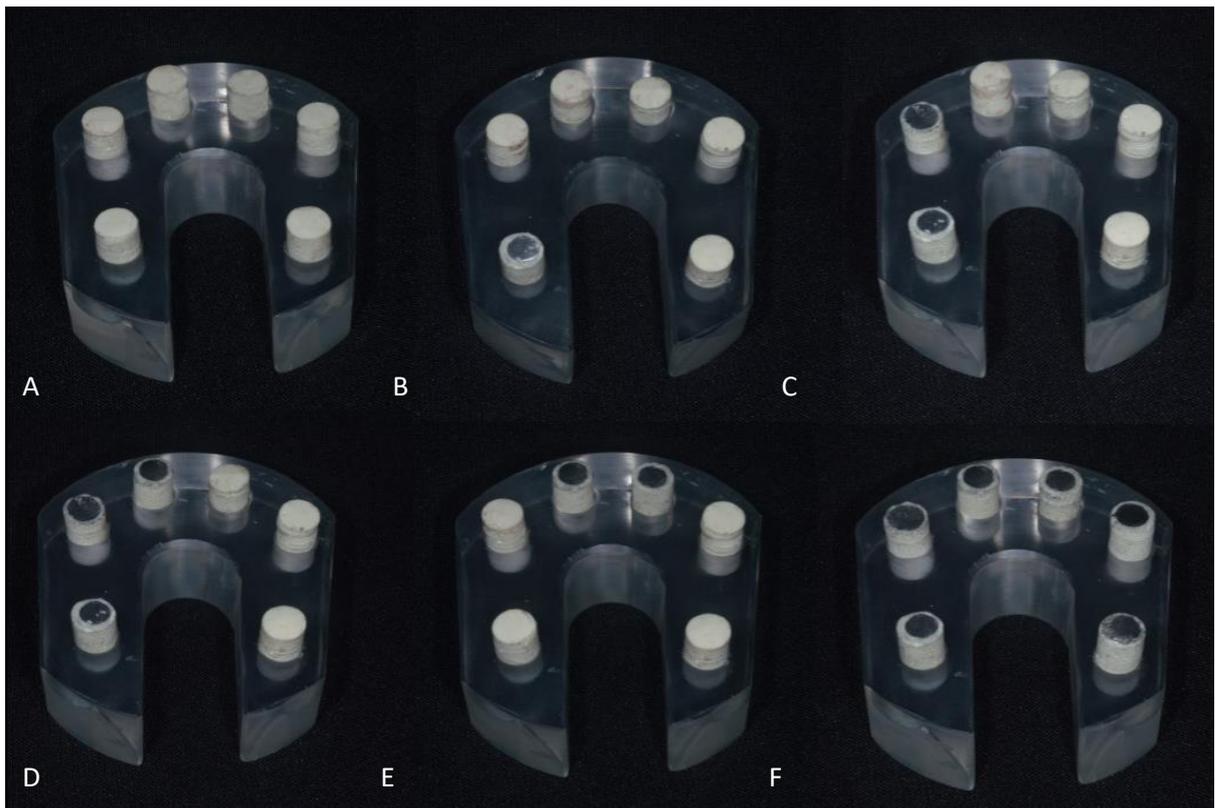


Figura 2: Distribuição dos corpos de prova nos *phantoms*: (A) corpos de prova padrão; (B) Grupo posterior; (C) Grupo posterior e canino; (D) Grupo hemiarco; (E) Grupo incisivos; (F) Grupo total.

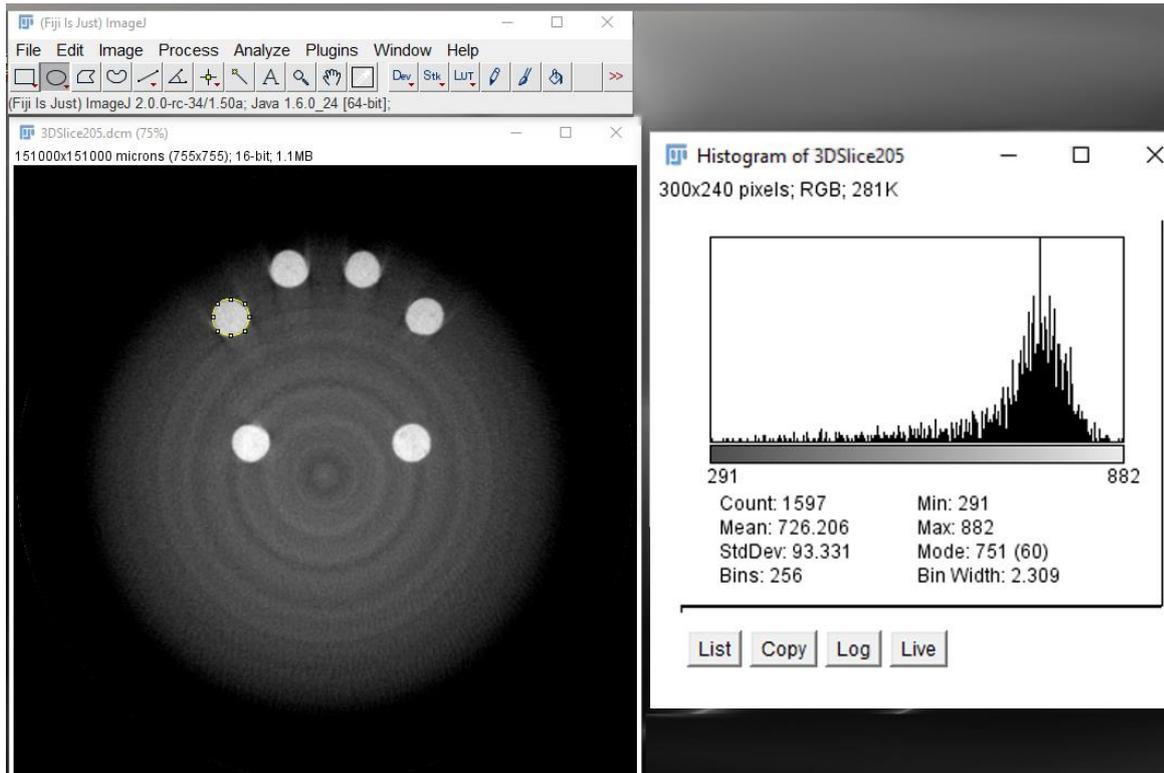


Figura 3: Interface do software Image J com a ferramenta de ROI e análise dos valores de cinza pelo histograma.

ANEXO

DentoMaxilloFacial Radiology (Qualis A1)

Preparing your submission

For guidelines regarding word count, figure/table count and references for all DMFR article types see [here](#).

Authors' names and affiliations should not appear anywhere on the manuscript pages or the images (to ensure blind peer-review).

Teeth should be designated in the text using the full English terminology. In tables and figures individual teeth can be identified using the FDI two-digit system, i.e. tooth 13 is the first permanent canine in the right maxilla region.

- [Author contribution statement](#)
- [Title page](#)
- [Abstract](#)
- [Main text](#)
- [References](#)
- [Tables](#)
- [Figures](#)
- [Appendices](#)
- [Supplementary material](#)
- [Units, symbols and statistics](#)

[Submit now!](#)

Author contribution statement

DMFR requires that an author contribution statement accompany each submission, outlining the contributions of each author towards the work. A template statement can be downloaded [here](#).

DMFR requires that for all submitted papers:

- All the authors have made substantive contributions to the article and assume full responsibility for its content; and
- All those who have made substantive contributions to the article have been named as authors.

The [International Committee of Medical Journal Editors](#) recommends the following definition for an author of a work, which we ask our authors to adhere to:

Authorship be based on the following 4 criteria [1]:

- Substantial contributions to the conception or design of the work; or the acquisition, analysis, or interpretation of data for the work; AND
- Drafting the work or revising it critically for important intellectual content; AND
- Final approval of the version to be published; AND
- Agreement to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

1 The International Committee of Medical Journal Editors, Roles and Responsibilities of Authors, Contributors, Reviewers, Editors, Publishers, and Owners: Defining the Role of Authors and Contributors, http://www.icmje.org/roles_a.html

Title page

The title page is a separate submission item to the main manuscript and should provide the following information:

- Title of the paper. Abbreviations other than CT or MRI should not be used in the title.
- A shortened version of the title (no more than 70 characters in length, including spaces) should be provided for use as the running head. Abbreviations are permissible.
- Type of Manuscript ([see all types of manuscript](#))
- Author names should appear **in full** (in the format: "first name, initial(s), last name), qualifications and affiliations.
- Statement indicating any source of funding or financial interest where relevant should be included.
- A cover letter or statement can be included into the title page, but please note this is not a compulsory item.

Blind title page

A blind title page should be included with the full manuscript, giving only the title (i.e. without the authors' names and affiliations), for use in the peer-review process.

Abstract

The abstract should be an accurate and succinct summary of the paper, not exceeding **250 words**. For papers containing research: the abstract should be constructed under the following subheadings:

- Objectives;
- Methods;
- Results;
- Conclusions.

These subheadings should appear in the text of the abstract and the abstract should not contain references. The abstract should: indicate the specific objective or purpose of the article; describe the methods used to achieve the objective, stating what was done and how it was done; present the findings of the methods described – key statistics should be included; present the conclusion of the study based solely on the data provided, and highlight the novelty of the work.

Beneath the abstract please select up to 5 keywords from the current [Medical Subject Headings \(MeSH\)](#).

Main text

Please organise your paper in a logical structure with clear subheadings to indicate relevant sections. It is up to the authors to decide the specific nature of any subheadings as they see fit. Research papers typically follow the structure:

- Introductory section;
- Methods and materials/patients;
- Results;
- Discussion;
- Conclusion;
- Acknowledgments (if relevant).

Present results in a clear logical sequence. The conclusions drawn should be supported by the results obtained and the discussion section should comment critically on the findings and conclusions as well as any limitations of the work.

Acknowledgments should be brief and should indicate any potential conflicts of interest and sources of financial support.

An appendix may be used for mathematical formulae or method details of interest to readers with specialist knowledge of the area.

In addition:

- Avoid repetition between sections.

- Avoid repetition of text featured in tables and the main body of the article.
- Abbreviations and acronyms may be used where appropriate, but must always be defined where first used.
- The names and locations (town, country) of manufacturers of all equipment and non-generic drugs must be given.
- Avoid the use of footnotes.
- Use SI units throughout the text (Grays, Sieverts not RADs and REMs).

References

- Authors are responsible for the accuracy of the references. Only papers closely related to the work should be cited; exhaustive lists should be avoided. All references must appear both in the text and the reference list.
- References should follow the Vancouver format.
- In the text, references are cited in numerical order as superscript numbers starting at 1. The superscript numbers are placed AFTER the full point.
- At the end of the paper they should be listed (double-spaced) in numerical order corresponding to the order of citation in the text.
- A reference cited in a table or figure caption counts as being cited where the table or figure is first mentioned in the text.
- Papers in press may be included in the list of references.
- Do not include references to uncompleted work or work that has not yet been accepted for publication. Abstracts and/or papers presented at meetings not in the public domain should not be included as references.
- References to private communications should be given only in the text (i.e. no number allocated). The author and year should be provided.
- If there are 6 or fewer authors, list them all. If there are 7 or more, list the first 6 followed by *et al.*
- Abbreviations for titles of medical periodicals should conform to those used in the latest edition of Index Medicus.
- The first and last page numbers for each reference should be provided.
- Abstracts and letters must be identified as such.

Examples of references:

Journal article:

Gardner DG, Kessler HP, Morency R, Schaffner DL. The glandular odontogenic cyst: an apparent entity. *J Oral Pathol* 1988; 17:359–366.

Journal article, in press:

Dufoo S, Maupome G, Diez-de-Bonilla J. Caries experience in a selected patient population in Mexico City. *Community Dent Oral Epidemiol* (in press).

Complete book:

Kramer IRH, Pindborg JJ, Shear M. *Histological typing of odontogenic tumours* (2nd edn). Berlin: Springer Verlag, 1992.

Chapter in book:

DelBalso AM, Ellis GE, Hartman KS, Langlais RP. Diagnostic imaging of the salivary glands and periglandular regions. In: DelBalso AM (ed). *Maxillofacial imaging*. Philadelphia, PA: WB Saunders, 1990, pp 409–510.

Abstract:

Mileman PA, Espelid I. Radiographic treatment decisions - a comparison between Dutch and Norwegian practitioners. *J Dent Res* 1986; 65: 609 (Abstr 32).

Letter to the Editor:

Gomez RS, de Oliveira JR, Castro WH. Spontaneous regression of a paradental cyst. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 296 (letter).

Journal article on the internet:

Abood S. Quality improvement initiative in nursing homes: the ANA acts in an advisory role. Am J Nurs [serial on the Internet]. 2002 Jun [cited 2002 Aug 12];102(6):[about 3 p.]. Available from: <http://www.nursingworld.org/AJN/2002/june/Wawatch.htm>.

Homepage/Web site:

Cancer-Pain.org [homepage on the Internet]. New York: Association of Cancer Online Resources, Inc.; c2000-01 [updated 2002 May 16; cited 2002 Jul 9]. Available from: <http://www.cancer-pain.org/>.

Tables

Tables should be referred to specifically in the text of the paper but provided as separate files.

- Number tables consecutively with Arabic numerals (1, 2, 3, etc.), in the order in which they appear in the text.
- Give each table a short descriptive title.
- Make tables self-explanatory and do not duplicate data given in the text or figures.
- Aim for maximum clarity when arranging data in tables. Where practicable, confine entries in tables to one line (row) in the table, e.g. "value (\pm sd) (range)" on a single line is preferred to stacking each entry on three separate lines.
- Ensure that all columns and rows are properly aligned.
- Include horizontal rules at the top and bottom of a table and one below the column headings. If a column heading encompasses two or more subheadings, then the main headings and subheadings should be separated by a single short rule. No other rules should be included, neither horizontal nor vertical.
- Appropriate space should be used to separate columns. Rows should be double-spaced.
- A table may have footnotes if necessary. These should be referred to within the table by superscript letters, which will then also be given at the beginning of the relevant footnote. Begin each footnote on a new line. A general footnote referring to the whole table does not require a superscript letter.
- Define abbreviations in tables in the footnotes even if defined in the text or a previous table.
- Submit tables as editable text.

Figures

Figures should be referred to specifically in the text of the paper.

- Number figures consecutively using Arabic numerals (1, 2, 3, etc.) and any figure that has multiple parts should be labelled alphabetically (e.g. 2a, 2b).
- Concise, numbered legend(s) should be listed on a separate sheet. Avoid repeating material from the text.
- Abbreviations used in figures should be defined in the caption.
- Labelling of artwork should be Arial 8 point font.
- Ideally, figure sizes should be 84 mm wide, 175 mm wide or the intermediate width of 130 mm.

Files

- Supply image files in EPS, TIFF, PDF or JPEG format.
- TIFF is preferred for halftones, i.e. medical images such as radiographs, MR scans etc.
- EPS is preferred for drawn artwork (line drawings and graphs).
- For JPEG files, it is essential to save at maximum quality, i.e. "10", to ensure that quality is satisfactory when the files are eventually decompressed.
- Files supplied in Word, PowerPoint or Excel may prove acceptable, but please supply in EPS, TIFF or JPEG if practicable. Other formats will not be usable.
- Do not supply GIF files – GIF is a compressed format that can cause quality problems when printed.
- Upload each figure separately and numbered.

Colour

- Unless essential to the content of the article, all illustrations should be supplied in black and white with no colour (RGB, CMYK or Pantone references) contained within them.
- The cost of reproduction of colour images will be charged to the author at the following rates: £300 for one colour image, £500 for two colour images and £100 for each subsequent additional colour image. All prices are exclusive of UK VAT.
- Images that do need to be reproduced in colour should be saved in CMYK, with no RGB or Pantone references contained within them.

Resolution

- Files should be saved at the appropriate dpi (dots per inch) for the type of graphic (the typical screen value of 72 dpi will not yield satisfactory printed results). Lower resolutions will not be usable.
- Line drawings – save at 800 dpi (or 1200 dpi for fine line work).
- Halftone and colour work – save at 300 dpi.

Composition

- The image should be cropped to show just the relevant area (i.e. no more than is necessary to illustrate the points made by the author whilst retaining sufficient anatomical landmarks). The amount of white space around the illustration should be kept to a minimum.
- Supply illustrations at the size they are to be printed, usually 76 mm wide (single column of text) or for especially large figures 161 mm (two columns of text).
- Annotations, e.g. arrows, should be used to indicate subtle but salient points. All annotations should be included within the images supplied.
- Patient identification must be obscured.

Additional points to note:

- Do not put a box around graphs, diagrams or other artwork.
- Avoid background gridlines unless these are essential (e.g. confidence limits).
- Fonts should be Adobe Type 1 standard – Helvetica or Times are preferred.
- Ensure that lettering is appropriately sized – should correspond to 8 or 9 pt when printed.
- Include all units of measurement on axes.
- All lines (e.g. graph axes) should have a minimum width of ¼ pt (0.1 mm) otherwise they will not print; 1 pt weight is preferable.
- Avoid using tints (solid black and white or variations of crosshatching are preferred), but any tints that are used must be at a minimum 5% level to print (but do not use too high a tint as it may print too dark).
- Do not use three-dimensional histograms when the addition of a third dimension gives no further information.

Appendices

Appendices should be used to include detailed background material that is essential for the understanding of the manuscript e.g. statistical analyses, very detailed preliminary studies, but which is too comprehensive to include as part of the main text.

Where possible, authors are encouraged to include all relevant material in the main body of the text, however, if an appendix is necessary it should be supplied as a separate file. If more than one appendix is included, these should be identified using different letters.

- An appendix may contain references, but these should be listed separately and numbered A1, A2, etc.
- Appendices must be referred to in the main text in the relevant section.

Supplementary material

Supplemental material is intended for material that would add value to your manuscript but is not essential to the understanding of the work. Supplementary material is typically used for including material that can not be accommodated in print form, for example multimedia files such as dynamic images, video/audio files etc.

There are no restrictions on supplementary file formats, though it is recommended that authors choose file types that the majority of readers will be able to open e.g.

- Text/Data: PDF, Word, Excel, Powerpoint, .txt
- Graphics: TIF, PNG, JPEG, GIF
- Video: AVI, MOV, MP4, MPEG, WMV
- Audio: mp3, m4a

Units, symbols and statistics

Authors should use the International System of Units (SI) [1]. Units of radiation should be given in SI, e.g. 1 Sv, 1 Gy, 1 MBq. Exceptions are mmHg for blood pressure and g dl⁻¹ for haemoglobin. For guidance, authors can refer to the publication Units, Symbols and Abbreviations. A guide for medical and scientific authors [2].

- All radiation factors (dose/time/fractionation) must be listed.
- Equations should be numbered (1), (2) etc. to the right of the equation. Do not use punctuation after equations.
- Do not include dots to signify multiplication – parameters should simply be typed closed up, or with a multiplication sign if necessary to avoid ambiguity.

Statistical Guidelines

The aim of the study should be clearly described and a suitable design, incorporating an appropriate number of subjects, should be used to accomplish the aim. It is frequently beneficial to consult a professional statistician before undertaking a study to confirm it has adequate power, and presentation of a power calculation within the paper demonstrates the ability of the study to detect clinically or biologically meaningful effects.

Details should be provided on selection criteria, whether data were collected prospectively or retrospectively, and any exclusions or losses to follow-up that might affect the study population. Information on subject characteristics in groups being compared should be given for any factors that could potentially bias the comparison of the groups; such information is often best presented in a tabular format in which the groups are in adjacent columns. If the study was randomized, details of the randomization procedure should be included.

Measures of variation should be included for all important results. When means are presented, the standard deviation or the standard error of the mean should also be given, and it should be clear which of these two measures is being quoted. When medians are given, measures of variation such as the interquartile range or overall range should also be included. Estimates of differences, e.g. between two means being compared, should be provided with 95% confidence limits to aid the reader and author to interpret the results correctly. Note that estimation of the size of effects, e.g. treatment or prognostic factor effects, is as important as hypothesis testing.

Statistical procedures should be described and referenced for all p-values given, and the values from which they were derived should be included. The validity of statistical procedures should also be confirmed, e.g. the t-test requires normal distribution(s) in the basic data and the chi-squared test is not valid when the expected numbers in cells are less than 5. Data may sometimes be transformed, e.g. using a log or square root transformation, to achieve normality. Non-parametric tests should be used when the conditions for normality are not met. It should be noted, however, that the Wilcoxon signed rank test (the non-parametric equivalent of the paired t-test) is semi-quantitative. If more than two groups are being compared then an analysis of variance should be performed before undertaking comparisons of pairs of groups. You are advised to seek the help of a professional statistician if you are uncertain of the appropriateness or interpretation of statistical methods.

Analysis of repeated measurements on the same subject can give rise to spurious results if comparisons are made at a large number of different time points. It is frequently preferable to represent each subject's outcome by a single summary measure chosen for its appropriateness. Examples of such measures are the area under the curve, the overall mean, the maximum or minimum, and the time to reach a given value. Simple statistics can then be applied to these summary measures.

The results of the evaluation of a test procedure should state clearly the criteria used to define positivity, and the sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value should all be quoted together with their 95% confidence limits.

1. Goldman DT, Bell RJ, eds. The International System of Units (SI). 5th edn. London, UK: HMSO; 1987.
2. Baron DN, ed. Units, symbols and abbreviations. A guide for medical and scientific authors. 5th edn. London, UK: Royal Society of Medicine Press; 1994.