



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

KAROLINA APARECIDA CASTILHO FARDIM

**ANÁLISE COMPARATIVA DA INFLUÊNCIA DE FILTROS DE PÓS-
PROCESSAMENTO E DA VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE
AQUISIÇÃO NA QUANTIFICAÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS
EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE
CÔNICO**

2022

KAROLINA APARECIDA CASTILHO FARDIM

**ANÁLISE COMPARATIVA DA INFLUÊNCIA DE FILTROS DE PÓS-
PROCESSAMENTO E DA VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO NA
QUANTIFICAÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS EM IMAGENS DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO**

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR pelo Programa de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL.

Área: Periodontia. Linha de pesquisa: Estudos sobre microbiologia, imunologia e terapia em periodontia e implantodontia.

Orientador: Prof. Assoc. Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes

Coorientador: Prof. Assist. Dr. Adriano Bressane

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Fardim, Karolina Aparecida Castilho

Análise comparativa da influência de filtros de pós-processamento e da variação dos parâmetros de aquisição na quantificação de artefatos metálicos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico / Karolina Aparecida Castilho Fardim. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.

89 f. : il.

Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal) - Pós-graduação em Biopatologia Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.

Orientador: Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes

Coorientador: Adriano Bressane

1. Artefatos. 2. Implantes dentários. 3. Interface osso-implante. 4. Intensificação de imagem radiográfica. 5. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Lopes, Sérgio Lúcio Pereira de Castro, orient. II. Bressane, Adriano, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assoc. Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Assist. Dra. Andréa Carvalho de Marco

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Assoc. Maria Aparecida Neves Jardim

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Titular Anna Silvia Penteado Setti da Rocha

Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)

Departamento de Física

Campus Curitiba

Profa. Dra. Nayene Leocadia Manzutti Eid

Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp (FCM)

Campus Campinas

São José dos Campos, 28 de julho, 2022.

DEDICATÓRIA

Aos que tenho dedicado minha vida, meus dias e instantes aqui também a eles dedico mais este momento: Italo e Enríco, com amor e gratidão.

Ao meu pai José (in memoriam) e aos meus avós Zico (in memoriam) e Geny (in memoriam) com saudade e amor!

Ao meu orientador, dedico esta tese, para que não se esqueça que faz diferença na vida de muitos!

AGRADECIMENTOS

Com o coração é necessário reconhecer e manifestar gratidão a todo instante!

*Agradeço e Ofereço a **Deus** meus sentimentos mais nobres, **Deus**, que me acolhe e guia em orfandades, desesperos, alegrias ou sorrisos, sem Ele nada sou.*

*Aos meus filhos **Ítalo** e **Enrico**, com amor, muito obrigada! Sou grata a vocês por me fazerem mãe e por manterem o meu coração cheio de propósitos, ternura e força para passar pelos desafios. Se caminho em alguma direção é por vocês. Meus amores, minha eterna gratidão.*

*Ao **Paulo** por NOSSAS escolhas em comum, porque só nós sabemos o quanto custa e vale cada passo, obrigada!*

*As minhas irmãs, **Kassiana** e **Kássia** porque além de qualquer apoio é preciso saber ser colo, abraço e compreensão, ser plural em meio as adversidades!*

*Agradeço ao meu sogro **Francisco Fardim**, sua esposa **Janércia Alves**, minha cunhada **Giúlia Fardim** pelo apoio e presença, ternura e paciência, certamente **Enrico** e **Paulo** compartilham deste agradecimento!*

*As minhas **AMIGAS** e incentivadoras **Rosa**, **Nanda**, **Tânia**, **Ju**, **Simone** e **Fabiana** muitos anos juntas mesmo na distância com amor, respeito e admiração!*

*Ao meu orientador **Professor Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes**, minha gratidão e admiração. Agradeço pela confiança e oportunidades, pelos ensinamentos feitos da maneira mais simples e honesta a respeito das coisas mais complicadas! Certamente eu não poderia ter a sorte de orientador melhor, além do profissional está o ser humano incrível, e isso é pra poucos! Minha eterna gratidão!*

*Ao meu coorientador **Professor Adriano Bressane** por me acolher e guiar nos caminhos da estatística, e mais do que ajudar a responder as perguntas da pesquisa, sempre à disposição direcionando minhas dúvidas com profissionalismo e bom humor.*

*Agradeço ao programa de **Estágio Supervisionado em Docência**, aos professores da radiologia, ao **Professor Luiz Roberto Coutinho Manhães Júnior**, as turmas do integral e vespertino dos anos de 2019, 2020, 2021, estarão sempre em meu coração pela oportunidade de crescimento na prática docente!*

*Aos **alunos da graduação** que confiaram em minha orientação em seus TCCs, e ICs sou feliz e grata! Em especial agradeço as alunas **Ana Paula Sodré**, **Isabelle Cristine Togni Xavier**, **Natália Lopes Brito Capellato**, **Cíntia Villela Silva** com muito carinho.*

Ao CCI - Dente de Leite, sou extremamente grata, nenhuma palavra é capaz de retribuir. Este espaço que acolheu meu Enrico foi fundamental nesta caminhada, certamente teria sido difícil sem essa ajuda!

Agradeço a BDS - Brazilian Dental Science, na pessoa do Editor Chefe Professor Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves e a toda equipe, pelo presente do trabalhar e aprender, não sou mais a mesma, muito me acrescentou!

Ao Professor Weber Ursi, pelo estágio docente na disciplina e clínica de ortodontia, me oferecendo oportunidade em um momento preciso da minha caminhada, sempre serei grata!

Aos Professores Andréa e Amorim pelo estágio docente, na disciplina de Geriatria, sou grata e tenho grande admiração, tanta delicadeza, conhecimento e disponibilidade serviu certamente de incentivo.

Aos membros da banca do meu Exame Geral de Qualificação e Defesa da Tese, gratidão pelo aceite, disponibilidade e considerações.

A todos os professores que contribuíram com a minha formação durante o doutorado, obrigada! Em especial quero agradecer aos professores das disciplinas de Periodontia e Radiologia!

Aos colegas, gratidão pelos momentos compartilhados Pâmela, Tassiano, Cassia, Manuela, Amanda, Laís, Tati, Victória, Elaine, Bianca, Leticia, Eduardo, Cristhian e as queridas Bruna Lima e Melo.

Ao trio do coração Alex, Conceição e Eliane, com carinho minha gratidão e consideração!

À Faculdade de Odontologia na pessoa de sua diretora Profa. Rebeca Di Nicoló, a Coordenação do Programa de Pós Graduação em Biopatologia Bucal e Ciências Aplicadas a Saúde Bucal do Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP - São José dos Campos na pessoa da então Coordenadora Profa. Luciane Dias de Oliveira e Prof. Alexandre Luiz Souto Borges, respectivamente.

A equipe da secretaria do Programa de pós graduação Bruno, Carolina e Sandra, que sempre estiveram a disposição com boa vontade, sou muito grata!

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001. E Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) - (processo: 2019/00495-6 e 2019/26170-6). Período: 01/06/2019 a 01/06/2021.

Sou grata a todos aqueles que ao longo da minha vida foram auxílio, a gratidão vai além de qualquer pagamento, tantas pessoas fizeram a diferença, umas me mostrando o meu melhor, outras às minhas sombras e todas foram lição e crescimento, estão em mim, continuo a caminhar em busca de progredir, então, gratidão, por antes, por agora e pelo amanhã. Sou igualmente grata a todos!

" Senhor,
Fazei de mim um instrumento de vossa Paz.
Onde houver Ódio, que eu leve o Amor,
Onde houver Ofensa, que eu leve o Perdão.
Onde houver Discórdia, que eu leve a União.
Onde houver Dúvida, que eu leve a Fé.
Onde houver Erro, que eu leve a Verdade.
Onde houver Desespero, que eu leve a Esperança.
Onde houver Tristeza, que eu leve a Alegria.
Onde houver Trevas, que eu leve a Luz!

Ó Mestre,
fazei que eu procure mais:
consolar, que ser consolado;
compreender, que ser compreendido;
amar, que ser amado.
Pois é dando, que se recebe.
Perdoando, que se é perdoado e
é morrendo, que se vive para a vida eterna!

Amém”
Autor desconhecido, dedicado a São Francisco de Assis

SUMÁRIO

RESUMO.....	8
ABSTRACT.....	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO	15
2.1 Objetivo geral.....	15
2.2 Objetivo específico.....	15
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	16
3.1 Desenho do estudo	16
3.2 Comitê de ética	16
3.3 Tamanho e fonte da amostra.....	16
3.4 Preparo da amostra e aquisição dos volumes de imagens	17
3.5 Aplicação dos filtros	22
3.6 Quantificação dos artefatos	23
3.7 Calibração do avaliador	26
3.8 Análise estatística	27
4 RESULTADOS.....	34
4.1 Condição 01	34
4.2 Condição 02	40
4.3 Condição 03	48
4.4 Condição 04	56
5 DISCUSSÃO	61
6 CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS.....	69
APÊNDICE	77
ANEXO.....	87

Fardim KAC. Análise comparativa da influência de filtros de pós-processamento e da variação dos parâmetros de aquisição na quantificação de artefatos metálicos em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo comparar o efeito de 04 filtros de realce de imagem - Multi CDT NR1 e BAR1 - do *software* e-Vol DX (e-Vol DX, CDT, Brasil) e os filtros 1x e 2x do *software* Ondemand3D (CyberMed, Seoul, Republic of Korea), na quantificação de artefatos gerados por implantes dentários em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Foram utilizadas imagens de TCFC de um *phantom* de mandíbula, adquiridas com variação do material do implante (titânio (Ti) e dióxido de zircônio (ZrO₂)), região do implante (incisivo, canino, pré-molar e molar), tamanho do voxel (0,25 mm e 0,30mm) e posição do *phantom* no FOV (central, anterior, posterior, direita e esquerda). No *software* ImageJ em corte axial previamente definido, e usado como referência em cada um dos volumes estudados, em imagens com e sem a aplicação dos filtros, foi realizado a quantificação dos artefatos por um radiologista devidamente calibrado (ICC 0,97). Foram definidos grupos experimentais para as análises estatísticas das variáveis 02 a 02, sempre aliadas à variável filtro e seus efeitos na quantificação dos artefatos. Os testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett, foram utilizados para avaliar a normalidade e homoscedasticidade. Para estudo das diferenças significativas entre os grupos foram utilizados os testes de ANOVA e Tukey (paramétricos), Kruskal-Wallis seguido de Conover-Iman (não paramétricos). Os resultados evidenciaram que o Ti apresentou menor quantificação em comparação ao ZrO₂, nos 02 *softwares*. A menor quantificação de artefatos foi obtida no *software* e-Vol DX, filtro BAR 1, Ti e ZrO₂. Não houve diferença significativa em relação ao tamanho do voxel para os materiais estudados ($p=0,975$ e $p=0,901$), posição do implante ($p>0.05$) e variações de posição no FOV ($p>0.05$). O Filtro Multi não apresentou diferenças significativas em relação às imagens sem filtro. Para os filtros do OnDemad3D, não houve diferença entre uso e não uso, independentemente do tamanho do voxel ($p>0,05$). Em conclusão o filtro BAR 1 apresentou-se como uma promissora ferramenta na redução dos artefatos oriundos de implantes dentários.

Palavras-chave: Artefato. Implantes dentários. Interface Osso-Implante. Intensificação de imagem radiográfica. Tomografia computadorizada de feixe cônico.

Fardim KAC. Comparative analysis of the influence of post-processing filters and the variation of acquisition parameters in the quantification of metallic artefacts in cone-beam computed tomography [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

This study aimed to compare the effect of 04 image enhancement filters - Multi CDT NR1 and BAR1 - of the e-Vol DX software (e-Vol DX, CDT, Brazil) and the 1x and 2x filters of the Ondemand3D software (CyberMed, Seoul, Republic of Korea), in the quantification of artifacts generated by dental implants in cone beam computed tomography (CBCT) images. CBCT images of a mandible phantom were used, acquired with variation of the implant material (titanium (Ti) and zirconium dioxide (ZrO₂)), implant region (incisor, canine, premolar and molar), voxel size (0.25 mm and 0.30 mm) and phantom position in the FOV (central, anterior, posterior, right and left). In the ImageJ software, in a previously defined axial section, and used as a reference in each of the volumes studied, in images with and without the application of filters, the quantification of the artifacts was performed by a properly calibrated radiologist (ICC 0.97). Experimental groups were defined for the statistical analysis of variables 02 to 02, always combined with the filter variable and its effects on the quantification of artifacts. The Shapiro-Wilk and Bartlett tests were used to assess normality and homoscedasticity. To study the significant differences between the groups, the ANOVA and Tukey tests (parametric), Kruskal-Wallis followed by Conover-Iman (non-parametric) were used. The results showed that Ti presented lower quantification compared to ZrO₂, in the 02 softwares. The lowest quantification of artifacts was obtained using the e-Vol DX software, BAR 1, Ti and ZrO₂ filters. There was no significant difference regarding voxel size for the materials studied ($p=0.975$ and $p=0.901$), implant position ($p>0.05$) and position variations in the FOV ($p>0.05$). The Multi Filter did not present significant differences in relation to the unfiltered images. For OnDemad3D filters, there was no difference between use and non-use, regardless of voxel size ($p>0.05$). In conclusion, the BAR 1 filter presented itself as a promising tool in the reduction of artifacts from dental implants.

Keywords: Artifacts. Bone-Implant Interface. Cone-beam computed tomography. Dental implants. Radiographic image enhancement.

1 INTRODUÇÃO

Viabilizando a avaliação tridimensional (3D) da região de interesse com um volume de dados em diferentes planos, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) tem sido um exame complementar fundamental em odontologia, útil quando utilizado com cautela e conhecimento e por isso tem sido foco em inúmeros estudos científicos (Bayat et al., 2016; Bechara et al., 2012a; Bornstein et al., 2015; Oenning et al., 2018; Pauwels et al., 2015; Scarfe et al., 2006).

De maneira resumida, em seu funcionamento, o detector e a fonte de raios X giram ao entorno do objeto, fornecendo centenas de projeções de imagens bidimensionais (2D) que irão através de um algoritmo disponibilizar o volume 3D. Considerando a dose de radiação X, a TCFC possui a característica de doses mais baixas, quando comparada as tomografias convencionas (TC), (sem considerar otimização da dose em TC), que operam com maior quilovoltagem (kV) e miliamperagem (mA), porém o nível de ruído comparado é alto em TCFC e a resolução de contraste menor interferindo um pouco na qualidade da imagem (Pauwels et al., 2012), também devemos lembrar que o custo do exame em TCFC é razoavelmente mais acessível.

É fato que em implantodontia, foram considerados os potenciais benefícios para o diagnóstico a partir das imagens nos diversos planos (axial, sagital, coronal) e a TCFC passou a ser aceita como uma necessidade há certo tempo (Harris et al., 2002). Atualmente, a TCFC tem auxiliado na prática clínica, apresentando uma ampla possibilidade de aplicações, beneficiando o diagnóstico, planejamento, e com auxílio indispensável em determinadas situações após a instalação dos implantes que necessitam de uma análise 3D para direcionar a tomada de decisão mais complexa (Bornstein et al., 2014, 2017; Carter et al., 2016; Jacobs et al., 2018).

Para conduzir o uso adequado dos exames 3D, a Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR) preconiza que as radiografias intraorais e a radiografia panorâmica, devam ser os exames de imagem para o planejamento inicial em implantodontia, considerando que imagens 3D também podem ser utilizadas no planejamento pré-operatório (Tyndall et al., 2012). A Associação Europeia para Osseointegração (EAO) especifica que o uso das imagens de

tomografia devam ser condicionados, quando necessário, e dentro certas especificações como por exemplo quando os exames 2D não conseguiram demonstrar informações relevantes da anatomia, espessura óssea, angulação adequada da região, sendo assim a 3D é indicada para planejamento assistido e produção de guias cirúrgicas, otimização dos resultados biomecânicos, funcionais e estéticos considerando um posicionamento mais assertivo fornecido pela tecnologia (Harris et al., 2012), embora com estas recomendações, é importante ressaltar que cabe ao profissional avaliar caso a caso as indicações dos exames de TCFC, levando em consideração a otimização da dose e correta interpretação das imagens. É necessário o conhecimento acerca de variações viáveis considerando os fatores de exposição e otimização da dose de radiação X e também reconhecer limitações. Alguns parâmetros ao serem modificados podem gerar piora na qualidade diagnóstica e/ou maior dose ao paciente (Katsumata et al., 2009; Pauwels et al., 2016). A exemplo, voxels menores fornecem uma melhor resolução, mas também há o aumento do ruído caso a corrente do tubo não seja aumentada, e se esta for aumentada o paciente recebera maior dose (Spin-Neto et al., 2013). O aumento da dose de radiação deve estar ligado a melhora real da qualidade diagnóstica, deve ser personalizado caso a caso observando-se a indicação clínica e o tipo de paciente que estará exposto, devendo sempre a dose de radiação X ser tão baixa quanto possível for para obter a imagem diagnóstica aceitável (Oenning et al., 2021).

Ao falarmos sobre a imagem, sabemos que características do sistema de TCFC, densidade do objeto, protocolo de aquisição, algoritmo, são alguns fatores que influenciam na sua aquisição e reconstrução. O voxel, presente na matriz, irá representar de forma numérica, o valor de cinza correspondente ao grau de atenuação linear dos fótons que chegaram ao receptor de imagem, após serem filtrados pelo objeto de estudo na região de interesse, e após sofrerem a influência de todos esses fatores podendo apresentar uma grande variabilidade de valores (Pauwels et al., 2013; Pauwels et al., 2015) com uma imagem final que muitas vezes não possui informações suficientes para auxiliar o diagnóstico em certas condições. Sendo assim, mesmo diante das progressões atuais em TCFC, e a possibilidade de obter imagens de alta resolução (Gaêta-Araujo et al., 2020) existem limitações da técnica. Fatores, que durante a aquisição da imagem, interagem e podem influenciar

na formação dos artefatos que são expressos em diversos graus. (Pauwels et al., 2015; Scarfe, Farman, 2008; Scarf et al., 2010; Schulze et al., 2011).

Existem vários tipos e causas para a formação dos artefatos (Schulze et al., 2011). Uma ampla gama de materiais em odontologia (implantes dentários, aparatologia ortodôntica, obturadores endodônticos), tidos como de alta densidade e alto número atômico, com ênfase em materiais metálicos, podem participar na formação dos artefatos (Draenert et al., 2007; Fontenele et al., 2018; Schulze et al., 2011). A imagem reconstruída pode apresentar defeitos como bandas e estrias hipo e hiperdensas na área de interesse que não correspondem ao objeto real. (Bezerra et al., 2015; Schulze et al., 2011). Artefatos de extinção (extinction artefacts), artefatos de endurecimento do feixe (beam-hardening), efeito de volume parcial (EEGE), artefatos de anel (ring artefacts), de movimento, além do ruído e também a dispersão são responsáveis por produzir um devido grau de deterioração na imagem (Schulze et al., 2011). Neste sentido, estas interferências declinam a qualidade da imagem, podendo levar a interpretações imprecisas ou equivocadas (Gamba et al., 2014; Jaju et al., 2013). Os implantes são constituídos de materiais de alta densidade, alto número atômico, que interagem durante a aquisição da imagem de TCFC gerando artefatos (Sancho-Puchades et al., 2015; Vasconcelos et al., 2017). Estes artefatos podem impactar negativamente na avaliação da região de interesse contendo implante (de-Azevedo-Vaz et al., 2013; Vanderstuyft et al., 2019).

Estudos das imagens de TCFC de diversas condições clínicas acerca da influência dos artefatos no diagnóstico (de Rezende Barbosa et al., 2016; Mauad et al., 2020), localização anatômica (Machado et al., 2018; Oliveira et al., 2014), estudos explorando a alternância dos parâmetros de aquisição (Codari et al., 2017; Freitas et al., 2018; Pauwels et al., 2012; Scarfe et al., 2012), e comparativo entre sistemas de TCFC (Codari et al., 2017; Spin-Neto et al., 2014) entre muitos outros, estão presentes na literatura buscando caminhos para minimizar os diversos efeitos dos artefatos e sugerir melhoria.

Na busca de oportunidades ligadas a esta melhoria, em alguns sistemas de TCFC, existe a possibilidade da ativação dos algoritmos de redução de artefato metálico (MAR) que variam de acordo com o fabricante, podendo ser acionados antes da aquisição da imagem ou mesmo depois. Estes parecem contribuir para a redução do ruído da imagem (Bechara et al., 2012a), em alguns estudos

encontramos controvérsia, quanto a capacidade de auxiliar o diagnóstico clínico (Bechara et al., 2012b; Bezerra et al., 2015; de-Rezende-Barbosa et al., 2016; Kamburoglu et al., 2013; Sheikhi et al., 2020) assim sua indicação e eficácia ainda não demonstram nível suficiente de evidência.

Estudos recentes demonstram o potencial da TCFC como exame diagnóstico da região óssea peri-implantar (de-Azevedo-Vaz et al., 2013; Kamburoglu et al., 2013; Schriber et al., 2020), porém ainda pouco verificados em situações mais rotineiras, como de pequenos defeitos, que seria uma possível realidade clínica, estes são necessários, principalmente considerando obter diagnósticos precoces que aumentam a predição de sucesso dos tratamentos e por vezes modificam a direção das terapias. Exames intraorais, bidimensionais (2D), não possuem informações completas de algumas regiões a respeito das estruturas que se apresentarem sobrepostas (Lang, Berglundh, 2011; Lindhe, Meyle, 2008; Sanz, Chapple, 2012), permanecem como técnica importante, mas apenas a porção proximal do osso exibe visibilidade, assim existe a necessidade de se explorar avanços da qualidade da imagem 3D (em TCFC) para que seja viável fornecer um alto potencial diagnóstico, mais completo e quando necessário guiar o planejamento adequado e estratégias cirúrgicas destas condições, impactando em melhores resultados para o profissional e paciente.

Quando observamos complicações como a peri-implantite, que leva a perda óssea, de forma progressiva, ao redor do implante, situação em que o exame clínico pode por vezes não ser conclusivo, existe a necessidade de um excelente exame de imagem, associado a este exame clínico detalhado. Então, pensando em se antecipar ao problema, olhamos a perda óssea da região periodontal. Esta perda óssea pode ser observada como parte do conjunto de indicativos, de que o indivíduo estaria susceptível a desenvolver a peri-implantite (Derks et al., 2016; Heitz-Mayfield et al., 2020; Kordbacheh Changi et al., 2019). Assim por estar categorizada dentre os fatores de risco, é extremamente relevante ressaltar que a avaliação da altura óssea é realizada em um exame intraoral 2D, do tipo bitewing, ou com a técnica do cone longo/paralelismo (Updegrave et al., 1981), onde são avaliadas estruturas 3D, na presença de sobreposições, e na realidade, com informações incompletas. Por tanto, em se tratando de extensão do osso nas porções lingual e vestibular, seria limitado e até falho alguma afirmativa nestas condições. Apesar da excelente

qualidade do exame 2D, é necessário a atenção de que existem sim limitações próprias. Considerando a doença já instalada, a literatura sugere que de acordo com a configuração do defeito da região periimplantar (lesão de peri-implantite) encontrado pode existir um devido reflexo para o resultado da terapia aplicada (Schwarz et al., 2018), assim, algum melhoramento acerca de imagens de TCFC poderia adicionar benefícios, em tais condições, com melhor direcionamento do tratamento e prognóstico mais claro visto que fica evidenciado a correlação entre visualização da configuração do defeito, decisão da conduta de tratamento e possível resultado esperado.

Geralmente, em imagens de TCFC da região peri-implantar, o artefato já está integrado ao volume a ser analisado, e mesmo antes da aquisição diante alguma otimização do protocolo (de aquisição), ele ainda estará presente em maior ou menor grau de interferência, então, considerando novas tecnologias a serem investigadas, e pensando nesta lacuna da necessidades de melhor avaliação tridimensional da região peri-implantar, temos a possibilidade de verificar o uso dos filtros de realce de imagem, estes são aplicados no pós processamento, e parecem ajustar, reduzindo o ruído e também aumentando a nitidez, fornecendo uma versão melhorada da imagem original, uma tentativa, alternativa, para obtermos imagens com algum beneficiamento no pós processamento. Alguns softwares para manipulação das imagens de TCFC na prática da interpretação disponibilizam estes filtros de realce (Bueno et al., 2018; Estrela et al., 2018), como é de extrema relevância obter mais e melhores informações acerca da região de interesse analisada, guiando os profissionais nos próximos passos do tratamento, buscamos estudos a respeito da efetividade desta ferramenta de modo objetivo, em especial na região peri-implantar, e não são frequentes na literatura.

Nesta perspectiva, com o intuito de investigar a melhoria na qualidade da imagem 3D (de TCFC) da região peri-implantar, este estudo, teve como proposito verificar de forma objetiva, através da quantificação de artefatos, nas imagens com e sem a aplicação de alguns filtros de realce disponíveis na prática clínica por dois softwares, um nacional, e-Vol DX (e-Vol DX, CDT, Brasil) e um Sul Coreano, Ondemand3D® (CyberMed, Seoul, Republic of Korea) quanto a efetividade, comparando o desempenho entre eles, e investigando o protocolo de aquisição, dentre os estudados, que consiga contribuir nestas condições.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo geral

Avaliar, objetivamente, por meio da análise e comparação da quantificação dos artefatos gerados por implantes, os filtros de realce no pós-processamento, disponíveis em dois *softwares*, um nacional, e-Vol DX (e-Vol DX, CDT, Bauru, SP, Brasil) e um Sul Coreano, *OnDemand3D* (*OnDemand 3D, Cybermed, Seul, Coreia do Sul*), em imagens de TCFC obtidas com a variação do protocolo de aquisição que buscam simular a realidade clínica.

2.2 Objetivo específico

Verificar o desempenho dos filtros de realce de imagem no pós-processamento, em relação a quantificação dos artefatos e melhoria da qualidade de imagem de TCFC na presença de implantes dentários.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo experimental analítico, todas as etapas foram desenvolvidas na Clínica de radiologia, do Departamento de Diagnóstico e Cirurgia da Faculdade de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (ICT UNESP), em São José dos Campos, São Paulo, Brasil.

3.2 Comitê de ética

Este estudo foi submetido ao Comitê de ética em pesquisa e aprovado (CAAE 26758819.4.0000.0077) (Anexo A).

3.3 Tamanho e fonte da amostra

Foram realizadas 80 aquisições de TCFC, variando o protocolo de aquisição em dois tamanhos de voxel (0,25 mm e 0,30 mm), material do implante (titânio, dióxido de zircônio), região do implante (incisivo, canino, pré-molar e molar), posição do *phantom* dentro do FOV (central, anterior, posterior, direita, esquerda). Após a aquisição dos volumes, as imagens selecionadas receberam a aplicação de quatro filtros (em dois *softwares*) gerando um total de 480 imagens analisadas, visto que as imagens foram também analisadas inicialmente, em cada *software*, sem a aplicação dos filtros. Temos, portanto, 80 imagens analisadas sem filtro no *software* e-Vol Dx (No), 80 imagens com a aplicação filtro Multi CDT NR (Multi) (*Noise Reduction*), 80 imagens com a aplicação do filtro BAR (*Blooming Artifact Reduction*) (BAR), 80

imagens analisadas sem aplicação de filtro no *software* OnDemand 3D (no), 80 imagens com a aplicação do filtro Intensidade 1x (1x), 80 imagens com o filtro Intensidade 2x (2x).

3.4 Preparo da amostra e aquisição dos volumes de imagens

Foram utilizados para este estudo oito *phantoms*, constituídos de mandíbulas artificiais (Nacional Ossos, Jaú, SP, Brasil), que segundo o fabricante permitem a obtenção de uma densidade tomográfica próxima a densidade do osso mandibular (Figura 1), toda a superfície vestibular das mandíbulas foi coberta com uma camada de 15 mm de espessura em cera utilidade (*Thechnew*, Rio de Janeiro, Brasil), para simulação de tecido mole (Schropp et al., 2012; Neves et al., 2014).

Figura 1 – Modelo de *phantom*



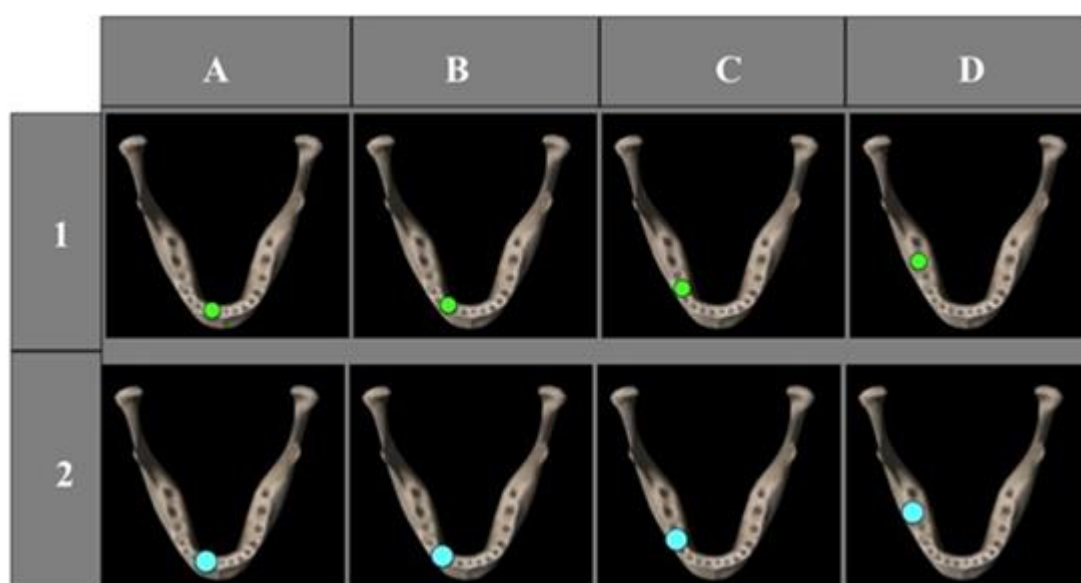
Fonte: Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil.

A instalação dos implantes se deu de acordo com o protocolo do fabricante (*Straumann Holding AG*). Foram utilizados implantes de dois materiais, sendo quatro implantes de titânio (Ti) tamanho 4,1 mm × 12 mm (*Straumann®*, Basiléia, Suíça) e quatro implantes de Dióxido de Zircônio (ZrO₂), tamanho 4,1 mm × 12 mm (*Straumann®*, Basiléia, Suíça), instalados nas regiões correspondente aos dentes

incisivo, canino, pré-molar e molar. O Ti é um material de uso consolidado na literatura, e a escolha do ZrO₂ se deu uma vez que representa um material alternativo ao Ti devido a sua boa biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e cor esteticamente aceitável, além de nos permitir simular diferentes situações clínicas.

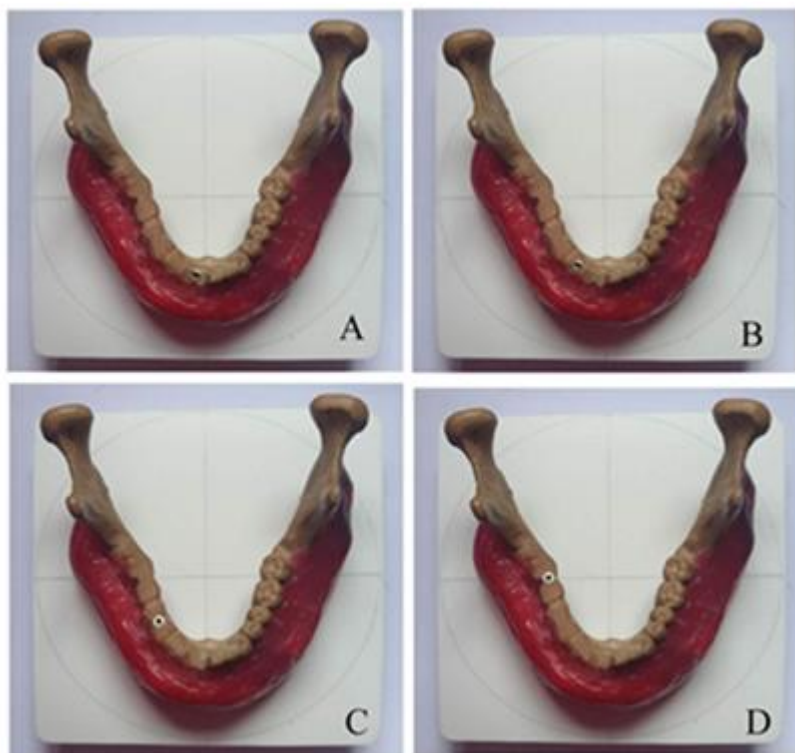
Cada mandíbula recebeu apenas um implante, correspondente a uma das quatro regiões (incisivo, canino, pré-molar, molar), para evitar interferência de implantes adjacentes (Figuras 2 e 3). O lado direito foi selecionado aleatoriamente para instalação.

Figura 2 – Posicionamento esquemático da região de implante



Legenda: 1 (Titânio), 2 (Dióxido de zircônio), A (incisivo), B (canino), C (pré-molar), D (molar).
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Posicionamento do implante no *phantom*



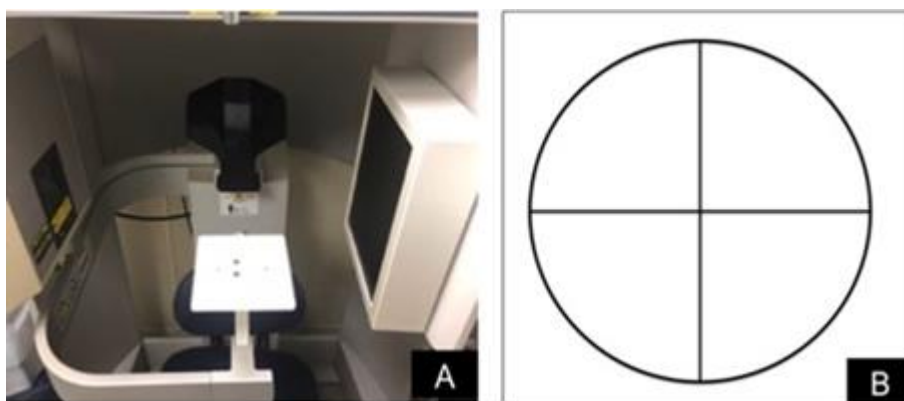
Legenda: A (incisivo), B (canino), C (pré-molar), D (molar).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Após o preparo completo dos *phantoms*, todos os volumes foram adquiridos no dispositivo do modelo *I-Cat Next Generation* (*Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA*). Cada *phantom* foi posicionado na placa de suporte fornecida pelo fabricante e sobre um template previamente confeccionado e instalado nesta placa. Este template consiste em um círculo com 16 cm de diâmetro, que corresponde ao exato diâmetro do FOV (campo de visão) utilizado, sendo o FOV fixo em 16 cm de largura $\times$ 6 cm de altura, abrangendo todo o *phantom*. O centro do *template* foi colocado coincidente com o centro da placa de suporte e representava o centro do FOV definido pelo encontro das luzes laser de orientação do dispositivo. Os quatro quadrantes deste círculo foram igualmente divididos para que a mandíbula, em cada aquisição definida, fosse posicionada em uma região mais anterior, posterior, direita e esquerda dentro do FOV, desta forma houve a padronização na mudança de posição da mandíbula para essas posições

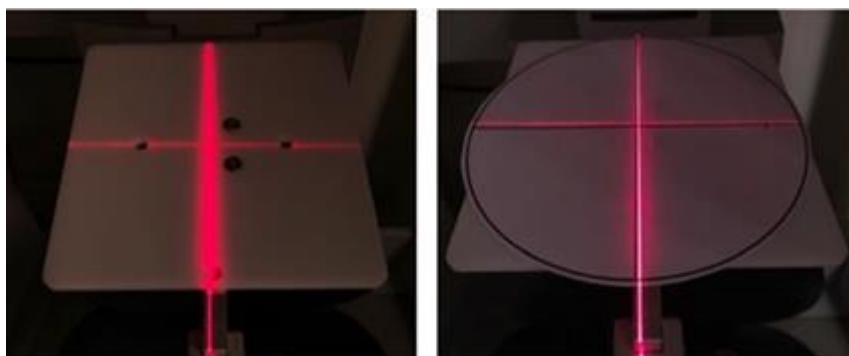
determinadas (Figura 4). O plano oclusal foi posicionado paralelo ao solo, a sínfise (linha média), e as bordas laterais direita e esquerdas posicionadas nas proporções das bordas do template usando em cada aquisição o feixe de orientação a laser e a marcação feita com régua milimetrada movimentando sempre a partir da posição central (Figura 5 e 6). Os volumes foram adquiridos em dois parâmetros. As variáveis de aquisição utilizadas estão dispostas no quadro1.

Figura 4 – Dispositivo de orientação para padronização da aquisição dos volumes de imagem



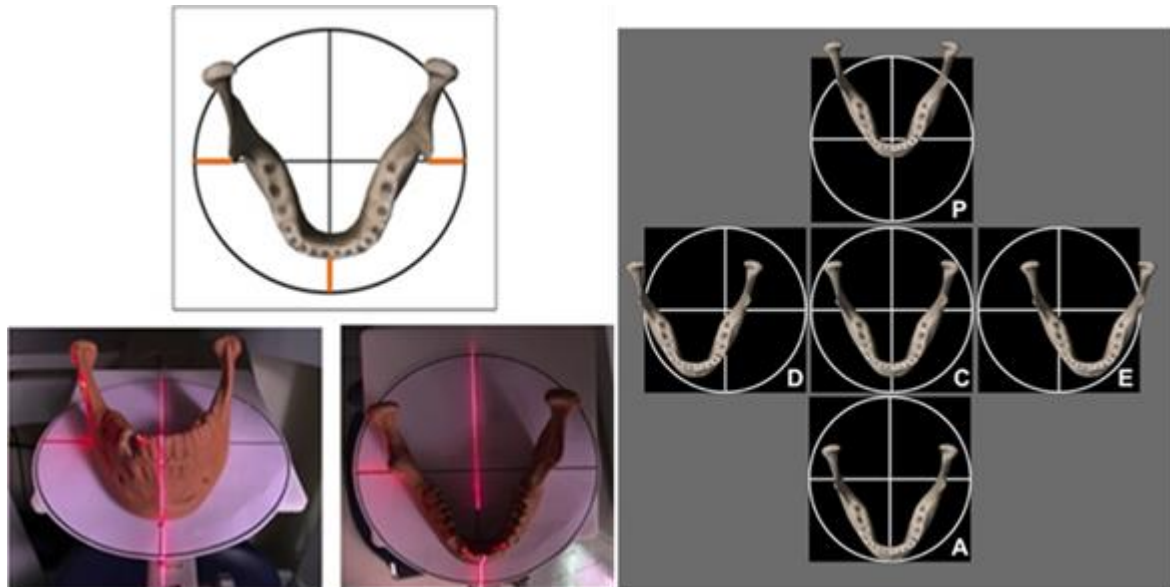
Legenda: (A) Placa de suporte/base plástica de apoio posicionada na mentoneira do tomógrafo. (B) Template de padronização para posicionamento do *phantom*.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5 – Orientação laser



Legenda: Luzes laser guias de orientação do dispositivo *I-Cat* indicando o centro do FOV. *Template* posicionado sobre a placa de suporte.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 – Posicionamento do *phantom*



Legenda: Posicionamento do *phantom* no centro do FOV com a utilização do laser e *template*. Diferentes posições do *phantom* dentro do FOV: (C) central (A) anterior; (P) posterior; (D) à direita; (E) à esquerda.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Quadro 1 – Variáveis de aquisição dos volumes de imagens

Implante	Voxel	Região de Dente	Posição do <i>phantom</i> no FOV
Titânio	0,25 mm	Incisivo	C, A, P, D, E
		Canino	C, A, P, D, E
		Pré-molar	C, A, P, D, E
		Molar	C, A, P, D, E
	0,30 mm	Incisivo	C, A, P, D, E
		Canino	C, A, P, D, E
		Pré-molar	C, A, P, D, E
		Molar	C, A, P, D, E
Dióxido de Zircônio	0,25 mm	Incisivo	C, A, P, D, E
		Canino	C, A, P, D, E
		Pré-molar	C, A, P, D, E
		Molar	C, A, P, D, E
	0,30mm	Incisivo	C, A, P, D, E
		Canino	C, A, P, D, E
		Pré-molar	C, A, P, D, E
		Molar	C, A, P, D, E

Legenda: (C) central; (A) anterior; (P) posterior; (D) direita; (E) esquerda.

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.5 Aplicação dos filtros

As imagens em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) foram exportadas para os *softwares* eVol Dx (eVol Dx, CDT, Bauru, SP, Brasil) e *OnDemand 3D* (*OnDemand 3D, Cybermed, Seul, Coréia do Sul*) para a seleção do corte axial padrão e aplicação dos filtros.

Em cada volume de imagens, foi selecionado o corte axial posicionado a 3 mm de distância, no sentido cérvico-apical, a partir da base do implante/osso, analisando assim sempre a mesma região (corte axial) em todos os exames. O corte axial foi determinado nesta localização para garantir que a região avaliada estivesse sempre completamente recoberta por osso e próximo a região cervical onde há frequente perda óssea após a instalação de implante, sendo essa região periimplantar o principal foco do estudo.

Após a seleção do corte axial, em cada um dos *softwares* separadamente, as imagens foram salvas sem a aplicação de filtros (no - para imagens sem filtro do *software OnDemand3D* e No - para imagens sem filtro do *software e-Vol DX*) e com a aplicação de cada um dos filtros para posterior quantificação dos artefatos. O quadro 2 exibe a sequência de tratamento das imagens analisadas a partir de cada um dos *softwares* e seus respectivos filtros.

Quadro 2 – Tratamento das imagens e *softwares* com seus respectivos filtros

<i>Software</i>	Filtro
<i>OnDemand3</i>	Imagens sem filtro no OnDemand3D
	Filtro Intensidade 1×
	Filtro Intensidade 2×
e-Vol DX	Imagens sem filtro no e-VolDX
	Filtro Multi CDT NR (<i>Noise Reduction</i>)
	Filtro BAR (<i>Bloming Artifact Reduction</i>)

Legenda: As imagens foram analisadas sem a aplicação dos filtros (no e No) em cada um dos *softwares* para servirem de base/controle e comparação durante a quantificação dos artefatos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

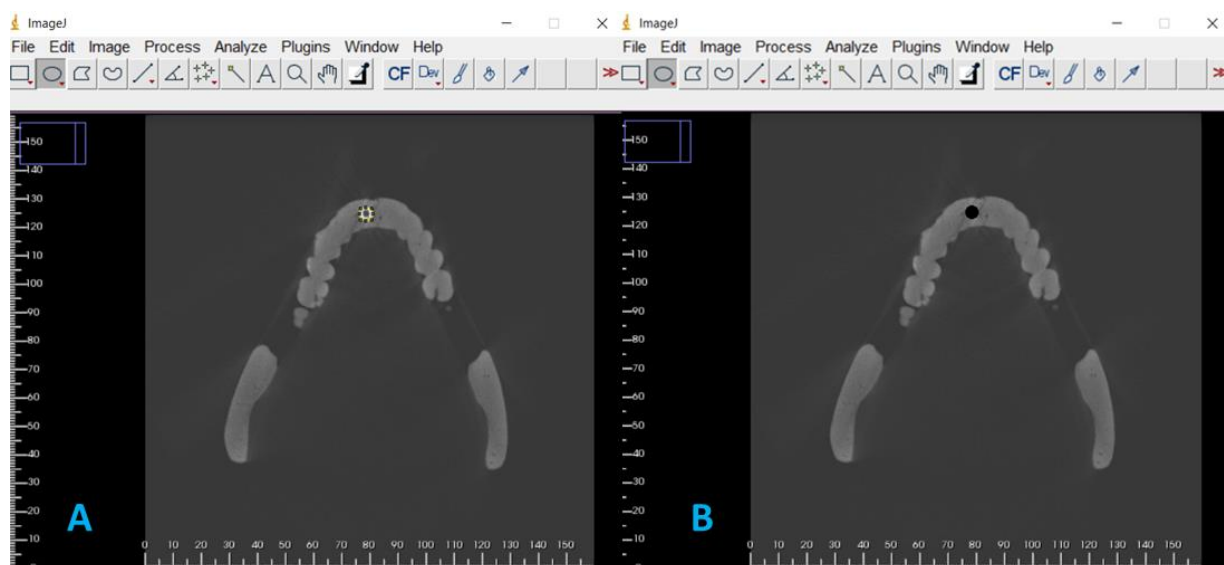
No *Software OnDemand3D* foram utilizados os filtros de Intensidade $1 \times (1 \times)$ que segundo o fabricante ameniza as bordas das estruturas hiperdensas e atenua dispersões da imagem. Filtro Intensidade $2 \times (2 \times)$ que também ameniza as bordas das estruturas hiperdensas e atenua dispersões da imagem, porém, com intensidade 2.

No *software e-Vol DX* foram utilizados os filtros Multi CDT NR 1 (*Noise reduction*) (Multi) que segundo o fabricante, permite a eliminação do efeito granulado das imagens de TCFC aumentando detalhe e nitidez. E o filtro BAR 1 (*Blooming Artifact Reduction*) (BAR1) segundo o fabricante este proporciona uma visualização do tamanho real da área observada e elimina artefatos brancos (originados por materiais densos como implantes e pinos metálicos intracanal), sugere que com a sua aplicação torna possível a visualização de informações de relevância para o diagnóstico.

3.6 Quantificação dos artefatos

As imagens descompactadas foram exportadas para o *software ImageJ* (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA), onde foi realizado a quantificação dos artefatos, Pauwels et al. (2013). A fim de remover o implante da região de quantificação dos artefatos e evitar interferência, foi criada inicialmente uma ROI (região de interesse) circular, pela ferramenta de seleção “oval”, (apenas na região correspondente ao implante), de tamanho 4.1 mm de diâmetro e essa região foi deletada eliminando assim o implante da imagem (Figura 7).

Figura 7 – Primeira ROI

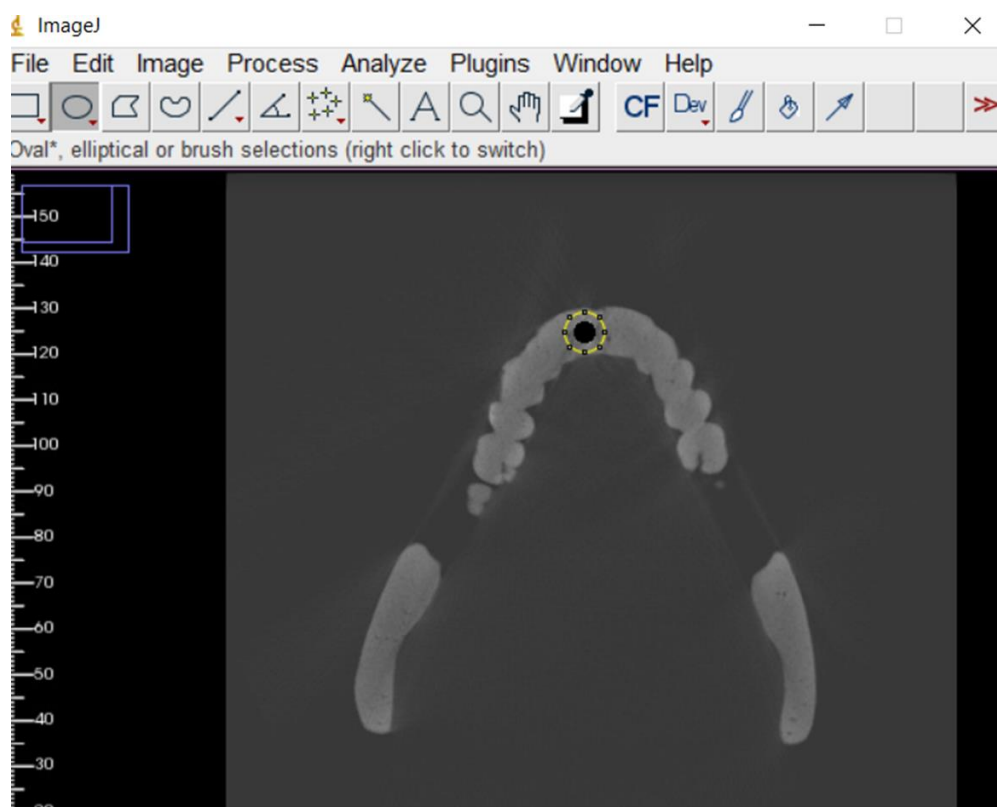


Legenda: Imagens do software ImageJ, em (A) ROI inicial para delimitação e remoção do implante, (B) Imagem sem implante.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na sequência, uma segunda ROI circular medindo 5,6 mm de diâmetro foi criada, determinando o tecido a ser avaliado durante a quantificação, “coroa circular” de 1,5 mm (Figura 8). Esta medida foi determinada, ao mensurarmos as várias regiões de dentes (incisivo, canino, pré-molar e molar) no sentido vestibulo-lingual, algumas regiões são maiores e outras menores, então com a finalidade de manter uma medida padrão em toda a quantificação, determinamos a ROI a partir da medida com o menor diâmetro encontrado, considerando que em 4.1 mm de diâmetro desta mesma região estaria o implante.

Figura 8 – Segunda ROI

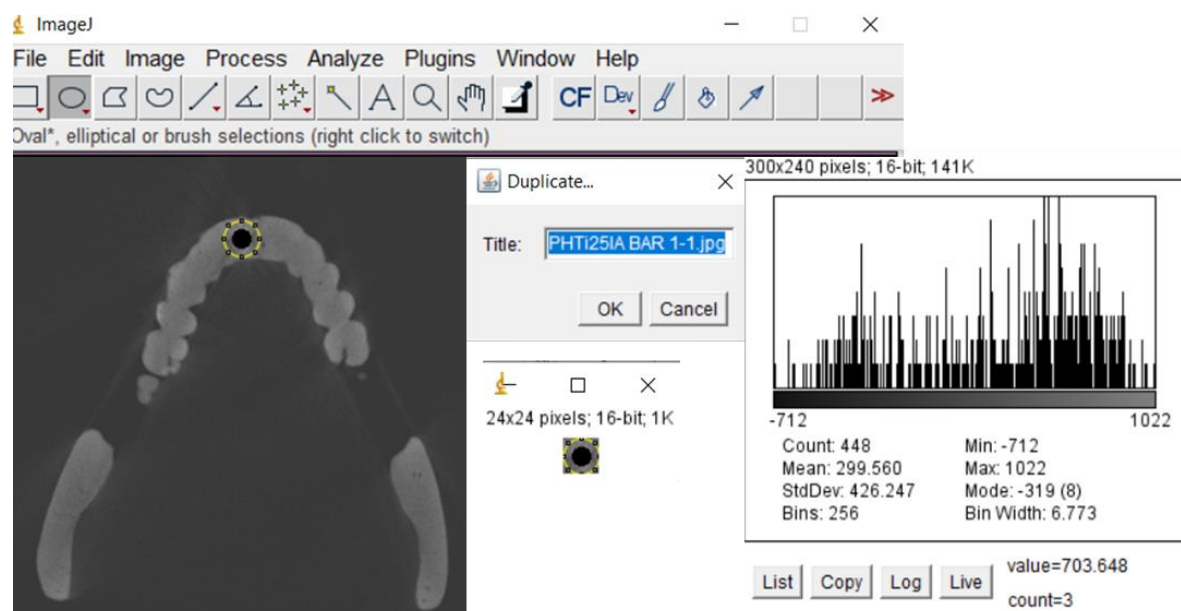


Legenda: Imagem do *software ImageJ* exibindo um corte axial com a segunda ROI onde foi realizado a quantificação dos artefatos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A região da segunda ROI foi então duplicada clicando em seu centro com o botão direito do mouse e selecionando a opção “*duplicate*”, o novo arquivo apresentava apenas a área com a ROI selecionada. A partir da ferramenta “*Analyze*” foi então selecionado o comando “*histogram*” onde eram fornecidos os valores de tons de cinza (Figura 9).

Figura 9 – Gerando o histograma



Legenda: Etapa de duplicação da ROI e posterior obtenção do histograma exibindo os valores mínimos e máximos dos tons de cinza no *software ImageJ*.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A partir do histograma foram obtidos os valores mínimo e máximo de tons de cinza e desvio padrão real (DPR). O cálculo do desvio padrão teórico máximo (DPTM) foi realizado baseando-se nas características próprias do aparelho de TCFC que fornece imagens em 16 bits (65.536 valores de cinza). Sendo o desvio padrão teórico máximo (DPTM) metade dos valores correspondentes do total da escala de bits da imagem, este foi considerado 32.768. Ao final o DPR foi convertido em valor percentual do DPTM, para essa etapa empregou-se a seguinte fórmula:

$$\text{DPR/DPTM} \times 100 = \text{Quantificação do artefato.}$$

3.7 Calibração do avaliador

Todos as etapas deste estudo foram realizadas por um único pesquisador,

especialista em Radiologia e Imaginologia Dentomaxilofacial, com experiência de 06 anos em análise de imagens de TCFC, previamente calibrado para todas as etapas. O examinador realizou o trabalho em 30% da amostra de cada etapa, duas vezes, com intervalo de quinze dias. Os resultados foram submetidos ao coeficiente de correlação intraclass (ICC), sendo o examinador considerado calibrado apenas quando atingiu o coeficiente “excelente” ($ICC > 0.97$).

3.8 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas considerando um nível de significância (alfa) de 0,05. A verificação de hipóteses teve como critério de decisão o valor de probabilidade (p-valor), tal que se $p\text{-valor} > \alpha$ a hipótese nula não foi rejeitada; caso contrário, a hipótese alternativa foi aceita, para as condições experimentais do estudo.

Em cada caso, para definição da abordagem estatística aplicável (paramétrica ou não paramétrica), o atendimento de premissas condicionais de normalidade e de homoscedasticidade foram verificadas pelos testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett, respectivamente.

Considerando a hipótese de efeitos estatisticamente significativos, causados pelos diferentes fatores em estudo, sobre a quantificação de artefatos em imagens - tamanho do voxel, material do implante, região do implante, posição do *phantom* no FOV e o filtro utilizado dos 02 softwares (*OnDemand3D* e *e-Vol DX*) - foram compostos grupos experimentais, para análise das variáveis 02 a 02, sempre aliadas à variável filtro do *software* e seus efeitos na quantificação dos artefatos, desta forma, foram analisadas quatro condições (Quadro 3).

Quadro 3 – Condições e variáveis analisadas

Condição	Variáveis analisadas
1	Tamanho do voxel Material do implante Filtros dos <i>softwares</i>
2	Região do implante Material do implante Filtros dos <i>softwares</i>
3	Posição do <i>phantom</i> no FOV Material do implante Filtros dos <i>softwares</i>
4	<i>Softwares</i> Material do implante Filtros dos <i>softwares</i>

Legenda: grupos experimentais para análise das variáveis.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Na condição 01 foi analisada a possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação do tamanho do voxel (0,25mm e 0,30mm), material do implante (Ti ou ZrO₂) e tipo de filtro do *software* sobre a quantificação dos artefatos. Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (tamanho do voxel, material do implante, tipo de filtro do *software*) (Quadro 4).

Quadro 4 – Grupos da condição 1 (tamanho do voxel, material do implante, filtro do *software*)

<i>Software</i>	OnDemand3D	E-Vol DX
Grupos Condição 1	G111 (0.25, Ti, no) G112 (0.25, Ti, 1x) G113 (0.25, Ti, 2x) G121 (0.25, Zr, no) G122 (0.25, Zr, 1x) G123 (0.25, Zr, 2x) G211 (0.30, Ti, no) G212 (0.30, Ti, 1x) G213 (0.30, Ti, 2x) G221 (0.30, Zr, no) G222 (0.30, Zr, 1x) G223 (0.30, Zr, 2x)	G111 (0.25, Ti, No) G112 (0.25, Ti, BAR1) G113 (0.25, Ti, Multi) G121 (0.25, Zr, No) G122 (0.25, Zr, BAR 1) G123 (0.25, Zr, Multi) G211 (0.30, Ti, No) G212 (0.30, Ti, BAR 1) G213 (0.30, Ti, Multi) G221 (0.30, Zr, No) G222 (0.30, Zr, BAR 1) G223 (0.30, Zr, Multi)

Legenda: (G): grupo; (0.25 e 0.30): tamanho do voxel em milímetros; (Ti): implante de titânio; (Zr): implante de dióxido de zircônio; (no): imagem no *software* OnDemand3d sem aplicação de filtro; (1x): filtro intensidade 1x no *software* OnDemand3D; (2x): filtro de intensidade 2x no *software* OnDemand3D; (No): imagem sem aplicação de filtro pelo *software* e-Vol DX; (BAR 1): filtro *blooming artifact reduction* do *software* e-Vol Dx; (Multi): filtro Multi CDT NR do *software* e-Vol DX.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Nesta análise, observações provenientes de diferentes regiões do implante e posições do *phantom* no FOV foram agrupadas, possibilitando reduzir de 5 para 3 fatores analisados em cada teste, bem como aumentar o número de repetições por grupo experimental.

Na condição 02 foi analisado a possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação da região do implante (incisivo, canino, pré-molar, molar), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* (no, 1x, 2x, No, BAR1, Multi) sobre a quantificação de artefatos. Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (região do implante, material do implante, filtro do *software*) (Quadro 5).

Quadro 5 – Grupos G da condição 2 (região do implante, material do implante, filtro do *software*)

<i>Software</i>	<i>OnDemand3D</i>	E-Vol DX
Grupos Condição 2	G111 (incisivo, Ti, no) G112 (incisivo, Ti, 1x) G113 (incisivo, Ti, 2x) G121 (incisivo, Zr, no) G122 (incisivo, Zr, 1x) G123 (incisivo, Zr, 2x) G211 (canino, Ti, no) G212 (canino, Ti, 1x) G213 (canino, Ti, 2x) G221 (canino, Zr, no) G222 (canino, Zr, 1x) G223 (canino, Zr, 2x) G311 (pre, Ti, no) G312 (pre, Ti, 1x) G313 (pre, Ti, 2x) G321 (pre, Zr, no) G322 (pre, Zr, 1x) G323 (pre, Zr, 2x) G411 (molar, Ti, no) G412 (molar, Ti, 1x) G413 (molar, Ti, 2x) G421 (molar, Zr, no) G422 (molar, Zr, 1x) G423 (molar, Zr, 2x)	G111 (incisivo, Ti, No) G112 (incisivo, Ti, BAR1) G113 (incisivo, Ti, Multi) G121 (incisivo, Zr, No) G122 (incisivo, Zr, BAR1) G123 (incisivo, Zr, Multi) G211 (canino, Ti, No) G212 (canino, Ti, BAR1) G213 (canino, Ti, Multi) G221 (canino, Zr, No) G222 (canino, Zr, BAR1) G223 (canino, Zr, Multi) G311 (pre, Ti, No) G312 (pre, Ti, BAR1) G313 (pre, Ti, Multi) G321 (pre, Zr, No) G322 (pre, Zr, BAR1) G323 (pre, Zr, Multi) G411 (molar, Ti, No) G412 (molar, Ti, BAR1) G413 (molar, Ti, Multi) G421 (molar, Zr, No) G422 (molar, Zr, BAR1) G423 (molar, Zr, Multi)

Legenda: (G): grupo; (incisivo, canino, pré, molar): região da instalação do implante; (Ti): implante de titânio; (Zr): implante de dióxido de zircônio; (no): imagem no *software* OnDemand3d sem aplicação de filtro; (1x): filtro intensidade 1x no *software* OnDemand3D; (2x): filtro de intensidade 2x no *software* OnDemand3D; (NO): imagem sem aplicação de filtro pelo *software* e-Vol DX; (BAR 1): filtro *blooming artifact reduction* do *software* e-Vol Dx; (Multi): filtro multi CDT NR do *software* e-Vol DX.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a condição 03 foi analisada a possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação da posição do *phantom* no FOV (central, anterior, posterior, direita, esquerda), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* sobre a quantificação de artefatos. Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (posição do *phantom* no FOV, material do implante, filtro do *software*) (Quadro 6).

Quadro 6 – Grupos da condição 3 (posição do *phantom* no FOV, material do implante, filtros dos *softwares*)

<i>Software</i>	<i>OnDemand3D</i>	e-Vol DX
Grupo Condição 3	G111 (central, Ti, no)	G111 (central, Ti, No)
	G112 (central, Ti, 1x)	G112 (central, Ti, BAR1)
	G113 (central, Ti, 2x)	G113 (central, Ti, Multi)
	G121 (central, Zr, no)	G121 (central Zr, No)
	G122 (central, Zr, 1x)	G122 (central, Zr, BAR1)
	G123 (central, Zr, 2x)	G123 (central, Zr, Multi)
	G211 (anterior, Ti, no)	G211 (anterior, Ti, No)
	G212 (anterior, Ti, 1x)	G212 (anterior, Ti, BAR1)
	G213 (anterior, Ti, 2x)	G213 (anterior, Ti, Multi)
	G221 (anterior, Zr, no)	G221 (anterior, Zr, No)
	G222 (anterior, Zr, 1x)	G222 (anterior, Zr, BAR1)
	G223 (anterior, Zr, 2x)	G223 (anterior, Zr, Multi)
	G311 (posterior, Ti, no)	G311 (posterior, Ti, No)
	G312 (posterior, Ti, 1x)	G312 (posterior, Ti, BAR1)
	G313 (posterior, Ti, 2x)	G313 (posterior, Ti, Multi)
	G321 (posterior, Zr, no)	G321 (posterior, Zr, No)
	G322 (posterior, Zr, 1x)	G322 (posterior, Zr, BAR1)
	G323 (posterior, Zr, 2x)	G323 (posterior, Zr, Multi)
	G411 (direita, Ti, no)	G411 (direita, Ti, No)
	G412 (direita, Ti, 1x)	G412 (direita, Ti, BAR1)
	G413 (direita, Ti, 2x)	G413 (direita, Ti, Multi)
	G421 (direita, Zr, no)	G421 (direita, Zr, No)
	G422 (direita, Zr, 1x)	G422 (direita, Zr, BAR1)
	G423 (direita, Zr, 2x)	G423 (direita, Zr, Multi)
	G511 (esquerda, Ti, no)	G511 (esquerda, Ti, No)
	G512 (esquerda, Ti, 1x)	G512 (esquerda, Ti, BAR1)
	G513 (esquerda, Ti, 2x)	G513 (esquerda, Ti, Multi)
	G521 (esquerda, Zr, no)	G521 (esquerda, Zr, No)
	G522 (esquerda, Zr, 1x)	G522 (esquerda, Zr, BAR1)
	G523 (esquerda, Zr, 2x)	G523 (esquerda, Zr, Multi)

Legenda: (G): grupo; (central, anterior, posterior, direita, esquerda): posições do phantom no FOV; (Ti): implante de titânio; (Zr): implante de dióxido de zircônio; (no): imagem no *software* OnDemand3d sem aplicação de filtro; (1x): filtro intensidade 1x no *software* OnDemand3D; (2x): filtro de intensidade 2x no *software* OnDemand3D; (No): imagem sem aplicação de filtro no *software* e-Vol DX; (BAR1): filtro *blooming artifact reduction* do *software* e-Vol Dx; (Multi): filtro multi CDT NR do *software* e-Vol DX.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a condição 4 foi analisado a possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação do uso dos dois *softwares* (*OnDemand3D* e *e-Vol DX*), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* sobre a quantificação de artefatos. Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (*software*, material do implante, filtro do *software*) (Quadro 7).

Quadro 7 – Grupos da condição 4 (*software*, material do implante, filtro do *software*)

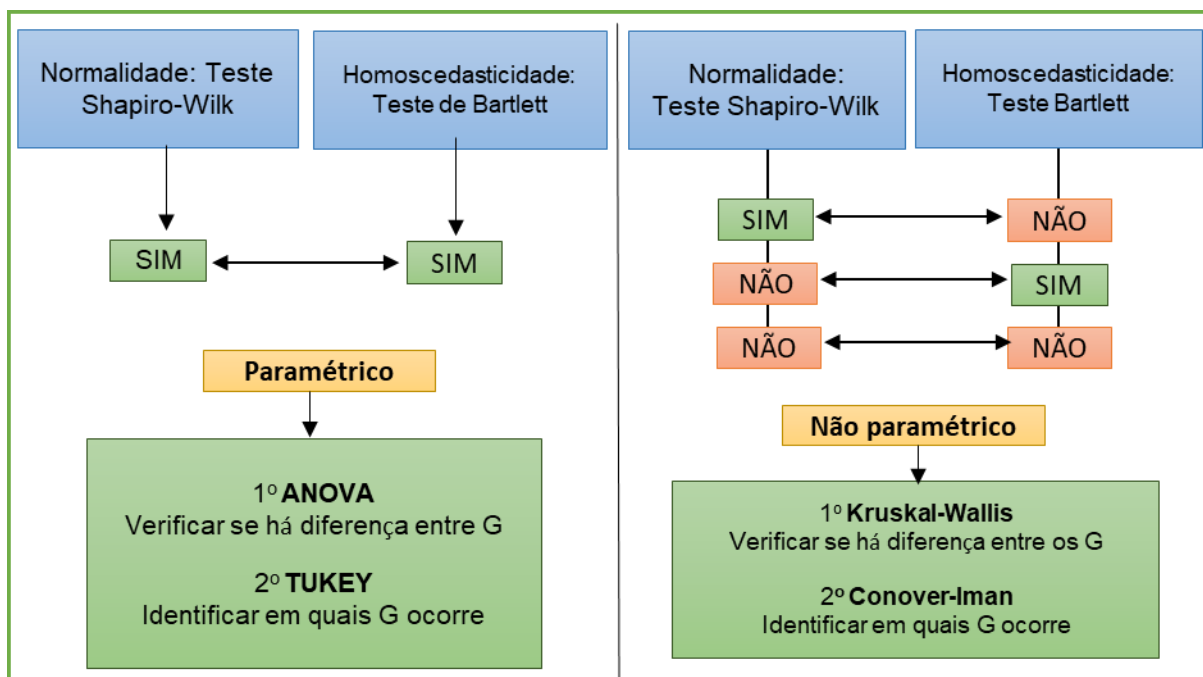
Grupos Condição 4	G111 (e-VolDX, Ti, No) G112 (e-VolDX, Ti, BAR1) G113 (e-VolDX Ti, Multi) G121 (e-VolDX, Zr, No) G122 (e-VolDX, Zr, BAR1) G123 (e-VolDX, Zr, Multi) G211 (<i>OnDemand3D</i> , Ti, no) G212 (<i>OnDemand3D</i> , Ti, 1x) G213 (<i>OnDemand3D</i> , Ti, 2x) G221 (<i>OnDemand3D</i> , Zr, no) G222 (<i>OnDemand3D</i> , Zr, 1x) G223 (<i>OnDemand3D</i> , Zr, 2x)
----------------------	---

Legenda: Legenda: (G): grupo; (Ti): implante de titânio; (Zr): implante de dióxido de zircônio; (no): imagem no *software OnDemand3D* sem aplicação de filtro; (1x): filtro intensidade 1x no *software OnDemand3D*; (2x): filtro de intensidade 2x no *software OnDemand3D*; (No): imagem sem aplicação de filtro no *software e-Vol DX*; (BAR1): filtro *blooming artifact reduction* do *software e-Vol Dx*; (Multi): filtro multi CDT NR do *software e-Vol DX*.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para as análises comparativas associadas a cada uma destas condições de pesquisa, nos casos em que ambas as premissas condicionantes (normalidade e homoscedasticidade) foram atendidas concomitantemente, foi considerada a aplicação de ANOVA, seguida do teste de Tukey para comparação múltipla pareada. Caso contrário, as análises se basearam no teste de Kruskal-Wallis seguido de Conover-Iman, consideradas alternativas robustas não-paramétrica (Figura 10).

Figura 10 – Sequência da análise estatística



Legenda: (G): grupos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Todas as análises foram realizadas no software livre PAST (*Paleontological statistics software package for education and data analysis, University of Oslo, Oslo, Norway.*) com o nível de significância de 5% ($p < 0,05$) e os gráficos no software GraphPad (*GraphPad Software, San Diego, CA, EUA*).

4 RESULTADOS

Seguindo a metodologia do tratamento estatístico previamente exposto, os resultados serão exibidos, de acordo com 04 condições de estudo.

4.1 Condição 01

Para a condição 01 temos o estudo da possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação do tamanho do voxel (0,25mm e 0,30mm), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* (no, 1x, 2x, No, BAR 1, Multi) sobre a quantificação dos artefatos.

Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, na condição 01, foram compostos os grupos experimentais G (tamanho do voxel, material do implante, filtro do *software*).

Foram aplicados os testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett para verificação da normalidade e homoscedasticidade, foi observado que ambas as condições não foram atendidas concomitantemente para os 02 *softwares* (Tabelas 1 e 2).

Tabela 1 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para condição 01 *software* OnDemand3D

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste Aplicável
G111	0,681	S				
G112	0,415	S				
G113	0,933	S				
G121	0,343	S				
G122	0,412	S				
G123	0,831	S	0,8926429	S	Não Paramétrico	Kruskal-Wallis Conover-Iman
G211	0,891	S				
G212	0,387	S				
G213	0,565	S				
G221	0,805	S				
G222	0,146	S				
G223	0,009	N				

Legenda: (G) Grupos; (TN) Teste de normalidade; (TH) Teste de homoscedasticidade; (G111) 0.25, Ti, no; (G112) 0.25, Ti, 1x; (G113) 0.25, Ti, 2x; (G121) 0.25, Zr, no; (G122) 0.25, Zr, 1x; (G123) 0.25, Zr, 2x; (G211) 0.30, Ti, no; (G212) 0.30, Ti, 1x; (G213) 0.30, Ti, 2x; (G221) 0.30, Zr, no; (G222) 0.30, Zr, 1x; (G223) 0.30, Zr, 2x; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 2 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para condição 01 *software* e-Vol DX

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste Aplicável
G111	0,420	S				
G112	0,565	S				
G113	0,784	S				
G121	0,251	S				
G122	0,106	S				
G123	0,571	S	<0.0001	N	Não paramétrico	Kruskal-Wallis Conover-Iman
G211	0,307	S				
G212	0,239	S				
G213	0,741	S				
G221	0,032	N				
G222	0,687	S				
G223	0,421	S				

Legenda: (G) Grupos; (TN) Teste de normalidade; (TH) Teste de homoscedasticidade; (G111) 0.25, Ti, No; (G112) 0.25, Ti, BAR1; (G113) 0.25, Ti, Multi; (G121) 0.25, Zr, No; (G122) 0.25, Zr, BAR1; (G123) 0.25, Zr, Multi; (G211) 0.30, Ti, No; (G212) 0.30, Ti, BAR1; (G213) 0.30, Ti, Multi; (G221) 0.30, Zr, No; (G222) 0.30, Zr, BAR1; (G223) 0.30, Zr, Multi; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Consideradas as alternativas não paramétricas, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis que indicou a presença de diferença entre os grupos considerados (Tabela 3) para ambos os *softwares*.

Tabela 3 – Teste Kruskal-Wallis para detectar a diferença entre os grupos da condição 01 nos *softwares* OnDemand3D e e-Vol DX

Teste Kruskal-Wallis <i>software</i> OnDemand 3D	
K (valor observado)	89,121
k (valor crítico)	19,675
DF	11
p-valor (bi caudal)	<0,0001
Alpha	0,05
Teste Kruskal-Wallis <i>software</i> e-Vol DX	
K (valor observado)	161,461
k (valor crítico)	19,675
DF	11
p-valor (bi caudal)	<0,0001
Alpha	0,05

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como os valores de probabilidade (p-valor), calculados pelo teste de Kruskal-Wallis (p-valor <0,0001), foram inferiores ao nível de significância alfa (0,05), para ambos os *softwares*, deve-se rejeitar a hipótese nula, e aceitar a hipótese alternativa, logo, para as condições analisadas, existem diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos alguns dos grupos comparados entre si, tanto para o OnDemand 3D quanto para o e-Vol DX.

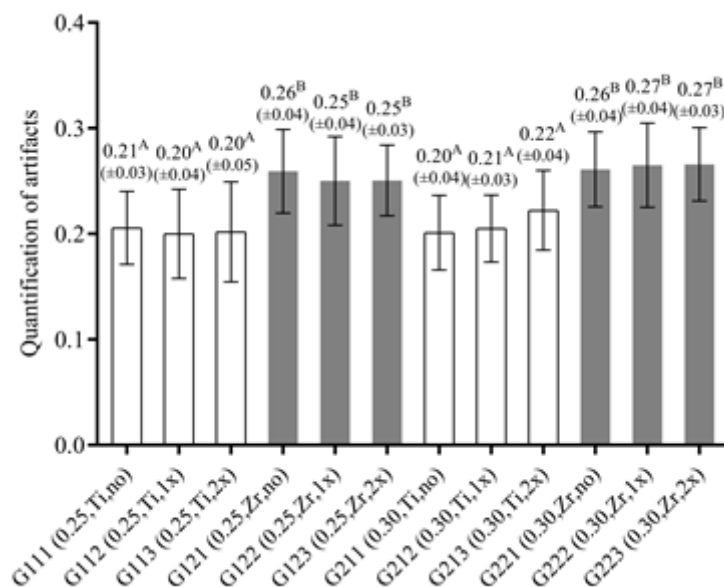
Desta forma, os grupos foram submetidos ao teste de Conover-Iman, para as análises comparativas associadas a condição 01 nos dois *softwares*. Os resultados encontram-se na Tabela 4 e Figuras 11 e 12.

Tabela 4 – Resultados do teste Conover-Iman, com respectivos p-valores, considerando-se os *softwares OnDemand3D* e *e-Vol DX* para a condição 1

Software OnDemand3D												
	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G211	G212	G213	G221	G222	G223
G111	1	0,818	0,944	< 0.0001	< 0.0001	0	0,72	0,891	0,156	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G112	0,818	1	0,764	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,897	0,926	0,099	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G113	0,944	0,764	1	< 0.0001	0	0	0,668	0,836	0,177	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G121	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	0,491	0,451	< 0.0001	< 0.0001	0,001	0,841	0,548	0,432
G122	< 0.0001	< 0.0001	0	0,491	1	0,947	< 0.0001	< 0.0001	0,01	0,374	0,198	0,141
G123	0	< 0.0001	0	0,451	0,947	1	< 0.0001	< 0.0001	0,012	0,34	0,176	0,124
G211	0,72	0,897	0,668	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	0,825	0,076	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G212	0,891	0,926	0,836	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,825	1	0,12	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G213	0,156	0,099	0,177	0,001	0,01	0,012	0,076	0,12	1	0,001	0	< 0.0001
G221	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,841	0,374	0,34	< 0.0001	< 0.0001	0,001	1	0,689	0,559
G222	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,548	0,198	0,176	< 0.0001	< 0.0001	0	0,689	1	0,853
G223	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,432	0,141	0,124	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,559	0,853	1
Software e-Vol DX												
	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G211	G212	G213	G221	G222	G223
G111	1	< 0.0001	0,779	0,001	< 0.0001	0,001	0,37	< 0.0001	0,688	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G112	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	0,004	< 0.0001	< 0.0001	0,975	< 0.0001	< 0.0001	0,003	< 0.0001
G113	0,779	< 0.0001	1	0	< 0.0001	0	0,538	< 0.0001	0,904	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G121	0,001	< 0.0001	0	1	< 0.0001	0,994	< 0.0001	< 0.0001	0	0,187	< 0.0001	0,119
G122	< 0.0001	0,004	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	0,004	< 0.0001	< 0.0001	0,901	< 0.0001
G123	0,001	< 0.0001	0	0,994	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	0	0,189	< 0.0001	0,121
G211	0,37	< 0.0001	0,538	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	0,62	< 0.0001	0	< 0.0001
G212	< 0.0001	0,975	< 0.0001	< 0.0001	0,004	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	0,003	< 0.0001
G213	0,688	< 0.0001	0,904	0	< 0.0001	0	0,62	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G221	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,187	< 0.0001	0,189	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	0,809
G222	< 0.0001	0,003	< 0.0001	< 0.0001	0,901	< 0.0001	0	0,003	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001
G223	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,119	< 0.0001	0,121	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,809	< 0.0001	1

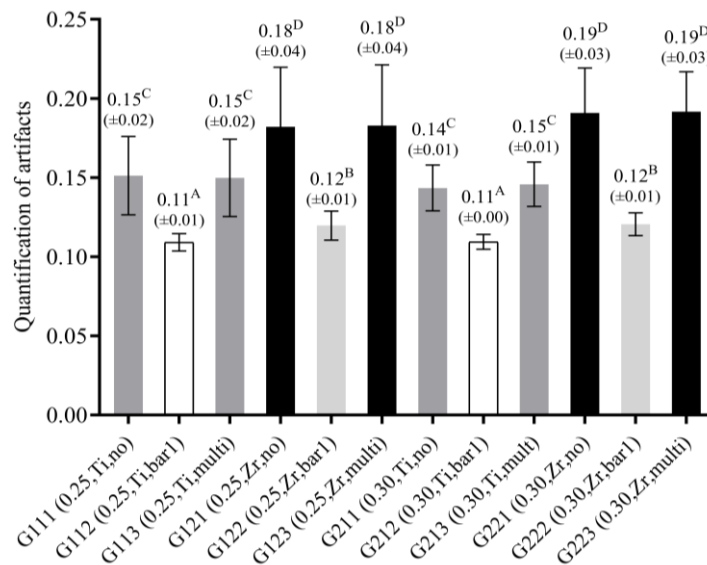
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 01 teste de Conover-Iman *software* OnDemand3D



Legenda: (Condição 01) tamanho do voxel, material do implante, filtro do *software*;
 Médias seguidas por letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$)
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 12 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 01 (tamanho do voxel, material do implante, filtro do *software*) pelo teste de Conover-Iman no *software* e-Vol DX



Legenda: Médias seguidas por letras diferentes indicam diferenças significativas ($p < 0,05$).
Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando a comparação pareada pelo teste de Conover-Iman, aplicado para identificar entre quais grupos ocorre a diferença apontada pelo Kruskal-Wallis, temos o que segue para o *software* e-Vol, verifica-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram proporcionados pelo filtro BAR 1, tanto para o Ti quanto para o ZrO₂ (Figura 12). Para este filtro (BAR 1), não houve diferença na quantificação de artefatos independente da variação no tamanho do voxel (Ti: G112 x G212, p-valor = 0,975; Zr: G122 x G222, p-valor = 0,901), em ambos os materiais do implante (Ti e ZrO₂) (Tabela 4 e Figura 12). O filtro Multi CDT NR não apresentou diferença estatisticamente significativa em comparação com a imagem processada sem o uso de filtro, em ambos os materiais do implante (Figura 12). Quando considerado o filtro com melhor desempenho (BAR 1), verifica-se que o Ti apresentou uma quantidade de artefatos significativamente menor em comparação com o ZrO₂, tanto para o voxel de 0.25 mm (G112 x G122, p-valor = 0,004), quanto para o voxel de 0.30 mm (G212 x G222, p-valor = 0,003) (Figura 12).

Para o *software* OnDemand, verificou-se que não houve diferença

estatisticamente significativa associada a variações do tamanho do voxel, nem ao filtro usado (p -valores > 0.05) (Tabela 4 e Figura 11). Em consonância com o observado para o *software* e-Vol, em todos os casos, os melhores resultados foram proporcionados pelo implante de Ti, em comparação ao ZrO₂ (p -valores < 0.05) (Figura 11).

4.2 Condição 02

Na condição 02 foi realizado o estudo da possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação da região do implante (incisivo, canino, pré-molar, molar), material do implante (Ti, ZrO₂) e filtro do *software* (no, 1x, 2x / No, BAR1, Multi) sobre a quantificação de artefatos.

Para a verificação da hipótese desse efeito associado a tais fatores, na condição 02, foram compostos os grupos experimentais G (região do implante, material do implante, filtro do *software*).

Foram aplicados os testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett para verificação da normalidade e homoscedasticidade, foi observado que ambas foram atendidas concomitantemente para o *software OnDemand3D* (Tabelas 5). Já para o *software* e-Vol DX, as condições de normalidade e homoscedasticidade não foram atendidas concomitantemente (Tabela 6)

Tabela 5 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para a condição 02 no *software* OnDemand3D

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste aplicável
G111	0,731	S				
G112	0,076	S				
G113	0,116	S				
G121	0,107	S				
G122	0,452	S				
G123	0,888	S				
G211	0,836	S				
G212	0,107	S				
G213	0,273	S				
G221	0,199	S				
G222	0,824	S				
G223	0,888	S	0,071	S	Paramétrico	Anova Tukey
G311	0,938	S				
G312	0,945	S				
G313	0,532	S				
G321	0,812	S				
G322	0,379	S				
G323	0,411	S				
G411	0,997	S				
G412	0,795	S				
G413	0,078	S				
G421	0,837	S				
G422	0,994	S				
G423	0,125	S				

Legenda: (G) Grupos; (G111) incisivo,Ti,no; (G112) incisivo,Ti,1x; (G113) incisivo,Ti,2x; (G121) incisivo, Zr, no, (G122) incisivo,Zr,1x; (G123) incisivo,Zr,2x; (G211) canino, Ti, no; (G212) canino,Ti,1x; (G213) canino,Ti,2x; (G221) canino, Zr, no; (G222) canino,Zr,1x; (G223) canino,Zr,2x; (G311) pré, Ti, no; (G312) pre,Ti,1x; (G313) pre,Ti,2x; (G321) pré, Zr, no; (G322) pre,Zr,1x; (G323) pre,Zr,2x; (G411) molar, Ti, no; (G412) molar,Ti,1x; (G413) molar,Ti,2x; (G421) molar, Zr, no; (G422) molar,Zr,1x; (G423) molar,Zr,2x; (TN) Teste de normalidade; (TH) Teste de homoscedasticidade; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para a condição 02 no *software* e-Vol DX

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste aplicável
G111	0,804	S				
G112	0,555	S				
G113	0,954	S				
G121	0,804	S				
G122	0,699	S				
G123	0,405	S				
G211	0,535	S				
G212	0,407	S				
G213	0,161	S				
G221	0,070	S				
G222	0,658	S				
G223	0,007	N	<0,0001	N	Não paramétrico	Kruskal-Wallis Conover-Iman
G311	0,593	S				
G312	0,772	S				
G313	0,529	S				
G321	0,260	S				
G322	0,548	S				
G323	0,564	S				
G411	0,834	S				
G412	0,038	N				
G413	0,955	S				
G421	0,480	S				
G422	0,305	S				
G423	0,123	S				

Legenda: (G) Grupos; (G111) incisivo,Ti,No; (G112) incisivo,Ti,BAR1; (G113) incisivo,Ti,Multi; (G121) incisivo, Zr, No; (G122) incisivo,Zr,BAR1; (G123) incisivo,Zr,Multi; (G211) canino, Ti, No; (G212) canino,Ti,BAR1; (G213) canino,Ti,Multi; (G221) canino, Zr, No; (G222) canino,Zr,BAR1; (G223) canino,Zr,Multi; (G311) pré, Ti, No; (G312) pre,Ti,BAR1; (G313) pre,Ti,Multi; (G321) pré, Zr, No; (G322) pre,Zr,BAR1; (G323) pre,Zr,Multi; (G411) molar, Ti, No; (G412) molar,Ti,BAR1; (G413) molar,Ti,Multi; (G421) molar, Zr, No; (G422) molar,Zr,BARR1; (G423) molar,Zr,Multi; (TN) Teste de normalidade; (TH) Teste de homoscedasticidade; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor

Em relação ao *software OnDemand3D*, como ambas as premissas condicionantes (normalidade e homoscedasticidade) foram atendidas concomitantemente, foi considerada a aplicação de testes paramétricos. Já para o *software* e-Vol DX, como ambas as premissas condicionantes não foram atendidas concomitantemente, aplicou-se testes não paramétricos.

Inicialmente, para se verificar a possível diferença entre os grupos considerados, foi aplicado para o *software OnDemand3D* o teste ANOVA (Tabela 7) e para o *software e-Vol DX* o Kruskal-Wallis (Tabela 8). Ambos indicaram diferença entre os grupos relativos à condição 02.

Tabela 7 – Análise de variância (ANOVA) para detectar a diferença entre os grupos relativos à condição 02 no *software OnDemand3D*

Fonte	DF	Soma dos Quadrados	Média dos quadrados	F	Pr > F
Modelo	23	0,239	0,010	8,334	< 0.0001
Erro	216	0,269	0,001		
Correção Total	239	0,509			

Legenda: Calculado em relação ao modelo computacional $Y = \text{Média}(Y)$

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 8 – Teste Kruskal-Wallis para detectar a diferença entre os grupos relativos à condição 02 no *software e-Vol DX*

Teste Kruskal-Wallis	
K (Valor observado)	173.077
K (Valor crítico)	35.172
DF	23
p-valor (bi-caudal)	<0.0001
Alpha	0.05

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como os valores de probabilidade (p-valor), calculados pelos testes ANOVA (*Ondemand3D*) e de Kruskal-Wallis (*e-Vol DX*) (p-valor <0,0001), foram inferiores ao nível de significância alfa (0,05), deve-se rejeitar a hipótese nula, e aceitar a hipótese alternativa, logo, para as condições analisadas, existem diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos alguns dos grupos comparados entre si, em ambos os *softwares*.

Desta forma, os grupos relativos ao *software OnDemand3D* foram submetidos ao teste de Tukey (paramétrico) com intervalo de confiança de 95%, para comparação múltipla pareada; e aqueles grupos do *software e-Vol DX* ao teste de Conover-Iman (não paramétrico). Ambos com o objetivo de realizar análises comparativas associadas à condição 02. Os resultados encontram-se nas Tabelas 9 e 10 e Figuras 13 e 14.

Tabela 9 – Resultado do teste de Tukey com respectivos p-valores *software* OnDemand3D para condição 02

Contrast	Pr > Diff	Contrast	Pr > Diff	Contrast	Pr > Diff	Contrast	Pr > Diff
G123 X G311	< 0.0001	G122 X G411	0,000	G422 X G113	1,000	G322 X G212	1,000
G123 X G412	< 0.0001	G122 X G313	0,000	G422 X G221	1,000	G322 X G1211	1,000
G123 X G411	< 0.0001	G122 X G312	0,001	G422 X G423	1,000	G322 X G111	1,000
G123 X G313	< 0.0001	G122 X G413	0,006	G423 X G311	0,000	G322 X G323	1,000
G123 X G312	< 0.0001	G122 X G112	0,207	G423 X G412	0,001	G323 X G311	0,155
G123 X G413	0,001	G122 X G213	0,209	G423 X G411	0,001	G323 X G412	0,330
G123 X G112	0,039	G122 X G212	0,293	G423 X G313	0,003	G323 X G411	0,334
G123 X G213	0,039	G122 X G1211	0,348	G423 X G312	0,004	G323 X G313	0,442
G123 X G212	0,063	G122 X G111	0,688	G423 X G413	0,039	G323 X G312	0,526
G123 X G1211	0,081	G122 X G323	0,868	G423 X G112	0,548	G323 X G413	0,917
G123 X G111	0,260	G122 X G322	0,900	G423 X G213	0,552	G323 X G112	1,000
G123 X G323	0,453	G122 X G321	0,998	G423 X G212	0,668	G323 X G213	1,000
G123 X G322	0,505	G122 X G113	0,999	G423 X G1211	0,730	G323 X G212	1,000
G123 X G321	0,911	G122 X G221	1,000	G423 X G111	0,951	G323 XG1211	1,000
G123 X G113	0,946	G122 X G423	1,000	G423 X G323	0,992	G323 X G111	1,000
G123 X G221	1,000	G122 X G422	1,000	G423 X G322	0,995	G111 X G311	0,302
G123 X G423	1,000	G122 X G223	1,000	G423 X G321	1,000	G111 X G412	0,541
G123 X G422	1,000	G122 X G121	1,000	G423 X G113	1,000	G111 X G411	0,546
G123 X G223	1,000	G121 X G311	< 0.0001	G423 X G221	1,000	G111 X G313	0,664
G123 X G121	1,000	G121 X G412	0,000	G221 X G311	0,001	G111 X G312	0,743
G123 X G122	1,000	G121 X G411	0,000	G221 X G412	0,003	G111 X G413	0,982
G123 X G222	1,000	G121 X G313	0,000	G221 X G411	0,003	G111 X G112	1,000
G123 X G421	1,000	G121X G312	0,001	G221 X G313	0,006	G111 X G213	1,000
G421 X G311	< 0.0001	G121 X G413	0,006	G221 X G312	0,009	G111 X G212	1,000
G421 X G412	< 0.0001	G121 X G112	0,210	G221 X G413	0,074	G111 X G1211	1,000
G421 X G411	< 0.0001	G121 X G213	0,212	G221 X G112	0,709	G1211 X G311	0,635
G421 X G313	< 0.0001	G121 X G212	0,297	G221 X G213	0,712	G1211X G412	0,855
G421 X G312	< 0.0001	G121 X G1211	0,353	G221 X G212	0,812	G1211 X G411	0,858
G421 X G413	0,001	G121X G111	0,693	G221 X G1211	0,859	G1211 X G313	0,923
G421 X G112	0,039	G121 X G323	0,872	G221 X G111	0,986	G1211 X G312	0,955
G421 X G213	0,040	G121 X G322	0,902	G221 X G323	0,999	G1211 X G413	1,000
G421 X G212	0,064	G121 X G321	0,998	G221 X G322	0,999	G1211 X G112	1,000
G421 X G121	0,083	G121 X G113	0,999	G221 X G321	1,000	G1211 X G213	1,000
G421 X G111	0,263	G121 X G221	1,000	G221 X G113	1,000	G1211 X G212	1,000
G421 X G323	0,457	G121 X G423	1,000	G113 X G311	0,013	G212 X G311	0,700
G421 X G322	0,510	G121 X G422	1,000	G113 X G412	0,040	G212 X G412	0,895
G421 X G321	0,913	G121 X G223	1,000	G113 X G411	0,041	G212 X G411	0,898
G421 X G113	0,947	G223 X G311	< 0.0001	G113 X G313	0,065	G212 X G313	0,949
G421 X G221	1,000	G223 X G412	0,000	G113 X G312	0,090	G212 X G312	0,972
G421 X G423	1,000	G223 X G411	0,000	G113 X G413	0,387	G212 X G413	1,000
G421 X G422	1,000	G223 X G313	0,000	G113 X G112	0,985	G212 X G112	1,000
G421 X G223	1,000	G223 X G312	0,001	G113 X G213	0,985	G212 X G213	1,000
G421 X G121	1,000	G223 X G413	0,007	G113 X G212	0,995	G213 X G311	0,801
G421 X G122	1,000	G223 X G112	0,220	G113 X G1211	0,998	G213 X G412	0,947
G421 X G222	1,000	G223 X G213	0,223	G113 X G111	1,000	G213 X G411	0,949
G222 X G311	< 0.0001	G223 X G212	0,309	G113X G323	1,000	G213 X G313	0,978
G222 X G412	0,000	G223 X G1211	0,366	G113 X G322	1,000	G213 X G312	0,990
G222 X G411	0,000	G223 X G111	0,708	G113X G321	1,000	G213 X G413	1,000
G222 X G313	0,000	G223 X G323	0,881	G321 X G311	0,019	G213 X G112	1,000
G222 X G312	0,000	G223 X G322	0,910	G321 X G412	0,056	G112 X G311	0,804
G222 X G413	0,005	G223 X G321	0,999	G321 X G411	0,057	G112 X G412	0,948
G222 X G112	0,170	G223 X G113	1,000	G321 X G313	0,090	G112 X G411	0,950
G222 X G213	0,172	G223 X G221	1,000	G321 X G312	0,122	G112 X G313	0,979
G222 X G212	0,245	G223 X G423	1,000	G321 X G413	0,466	G112 X G312	0,990
G222 X G121	0,295	G223 X G422	1,000	G321 X G112	0,993	G112 X G413	1,000
G222 X G111	0,627	G422 X G311	0,000	G321 X G213	0,993	G413 X G311	1,000
G222 X G323	0,825	G422 X G412	0,000	G321 X G212	0,998	G413 X G412	1,000
G222X G322	0,862	G422 X G411	0,000	G321 XG1211	0,999	G413 X G411	1,000
G222 X G321	0,996	G422 X G313	0,001	G321 X G111	1,000	G413 X G313	1,000
G222 X G113	0,999	G422 X G312	0,001	G321 X G323	1,000	G413 X G312	1,000
G222 X G221	1,000	G422 X G413	0,016	G321 X G322	1,000	G312 X G311	1,000
G222 X G423	1,000	G422 X G112	0,354	G322X G311	0,130	G312 X G412	1,000
G222 X G422	1,000	G422 X G213	0,357	G322 X G412	0,287	G312 X G411	1,000
G222 X G223	1,000	G422 X G212	0,467	G322 X G411	0,290	G312 X G313	1,000
G222 X G121	1,000	G422 X G1211	0,533	G322 X G313	0,392	G313 X G311	1,000
G222 X G122	1,000	G422 X G111	0,849	G322 X G312	0,473	G313 X G412	1,000
G122 X G311	< 0.0001	G422 X G323	0,957	G322 X G413	0,890	G313 X G411	1,000
G122 X G412	0,000	G422 X G322	0,971	G322 X G112	1,000	G411 X G311	1,000
G122 X G411	0,000	G422 X G321	1,000	G322 X G213	1,000	G411 X G412	1,000
						G412 X G311	1,000

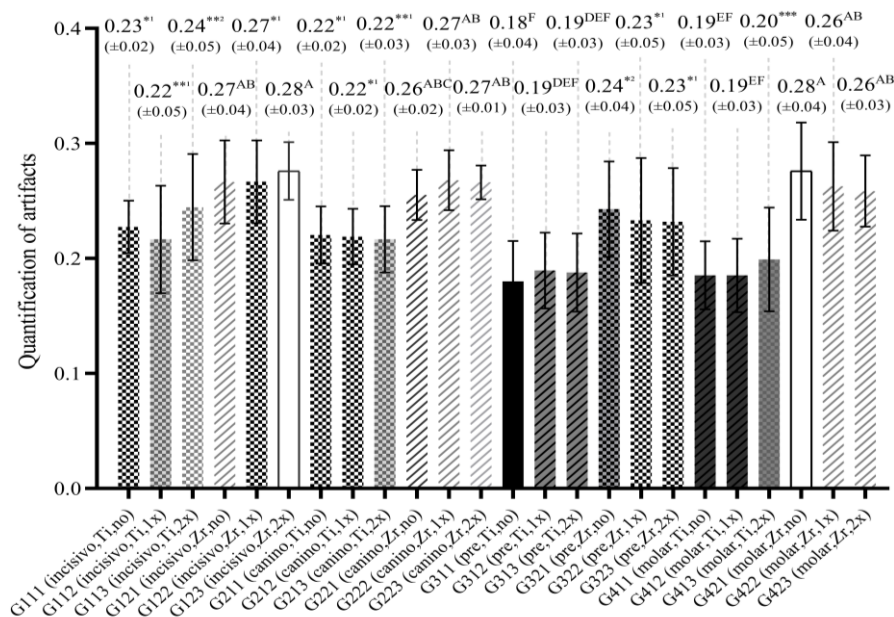
Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 10 – Resultados do teste Conover-Iman, com respectivos p-valores *software* e-Vol DX condição 02

	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G1211	G212	G213	G221	G222	G223	G311	G312	G313	G321	G322	G323	G411	G412	G413	G421	G422	G423
G111	1	<0.0001	0,505	1,000	0,000	0,009	0,919	<0.0001	0,970	0,011	<0.0001	0,077	0,404	<0.0001	0,307	0,000	0,001	<0.0001	0,738	<0.0001	0,712	<0.0001	0,011	<0.0001
G112	<0.0001	1	<0.0001	<0.0001	0,065	<0.0001	<0.0001	0,930	<0.0001	<0.0001	0,219	<0.0001	<0.0001	0,970	<0.0001	<0.0001	0,014	<0.0001	<0.0001	0,882	<0.0001	<0.0001	0,002	<0.0001
G113	0,505	<0.0001	1	0,505	<0.0001	0,052	0,572	<0.0001	0,481	0,060	<0.0001	0,269	0,134	<0.0001	0,092	0,001	0,000	0,001	0,740	<0.0001	0,766	<0.0001	0,001	<0.0001
G121	1,000	<0.0001	0,505	1	0,000	0,009	0,919	<0.0001	0,970	0,011	<0.0001	0,077	0,404	<0.0001	0,307	0,000	0,001	<0.0001	0,738	<0.0001	0,712	<0.0001	0,011	<0.0001
G122	0,000	0,065	<0.0001	0,000	1	<0.0001	<0.0001	0,053	0,000	<0.0001	0,533	<0.0001	0,002	0,059	0,004	<0.0001	0,537	<0.0001	<0.0001	0,046	<0.0001	<0.0001	0,183	<0.0001
G123	0,009	<0.0001	0,052	0,009	<0.0001	1	0,013	<0.0001	0,008	0,949	<0.0001	0,399	0,001	<0.0001	0,000	0,197	<0.0001	0,153	0,023	<0.0001	0,025	0,026	<0.0001	0,009
G1211	0,919	<0.0001	0,572	0,919	<0.0001	0,013	1	<0.0001	0,889	0,015	<0.0001	0,096	0,349	<0.0001	0,262	0,000	0,001	0,000	0,816	<0.0001	0,789	<0.0001	0,008	<0.0001
G212	<0.0001	0,930	<0.0001	<0.0001	0,053	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	<0.0001	0,188	<0.0001	<0.0001	0,961	<0.0001	<0.0001	0,011	<0.0001	<0.0001	0,951	<0.0001	<0.0001	0,001	<0.0001
G213	0,970	<0.0001	0,481	0,970	0,000	0,008	0,889	<0.0001	1	0,010	<0.0001	0,071	0,425	<0.0001	0,326	0,000	0,001	<0.0001	0,709	<0.0001	0,684	<0.0001	0,012	<0.0001
G221	0,011	<0.0001	0,060	0,011	<0.0001	0,949	0,015	<0.0001	0,010	1	<0.0001	0,436	0,001	<0.0001	0,000	0,176	<0.0001	0,136	0,027	<0.0001	0,030	0,022	<0.0001	0,008
G222	<0.0001	0,219	<0.0001	<0.0001	0,533	<0.0001	<0.0001	0,188	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	0,000	0,205	0,001	<0.0001	0,216	<0.0001	<0.0001	0,168	<0.0001	<0.0001	0,051	<0.0001
G223	0,077	<0.0001	0,269	0,077	<0.0001	0,399	0,096	<0.0001	0,071	0,436	<0.0001	1	0,010	<0.0001	0,006	0,034	<0.0001	0,024	0,151	<0.0001	0,161	0,002	<0.0001	0,001
G311	0,404	<0.0001	0,134	0,404	0,002	0,001	0,349	<0.0001	0,425	0,001	0,000	0,010	1	<0.0001	0,852	<0.0001	0,015	<0.0001	0,243	<0.0001	0,229	<0.0001	0,086	<0.0001
G312	<0.0001	0,970	<0.0001	<0.0001	0,059	<0.0001	<0.0001	0,961	<0.0001	<0.0001	0,205	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	<0.0001	0,013	<0.0001	<0.0001	0,912	<0.0001	0,001	<0.0001	
G313	0,307	<0.0001	0,092	0,307	0,004	0,000	0,262	<0.0001	0,326	0,001	0,006	0,852	<0.0001	1	<0.0001	0,025	<0.0001	0,176	<0.0001	0,165	<0.0001	0,125	<0.0001	
G321	0,000	<0.0001	0,001	0,000	<0.0001	0,197	0,000	<0.0001	0,000	0,176	<0.0001	0,034	<0.0001	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	0,889	0,000	<0.0001	0,000	0,343	<0.0001	0,185
G322	0,001	0,014	0,000	0,001	0,537	<0.0001	0,001	0,011	0,001	<0.0001	0,216	<0.0001	0,015	0,013	0,025	<0.0001	1	<0.0001	0,000	0,009	0,000	<0.0001	0,474	<0.0001
G323	<0.0001	<0.0001	0,001	<0.0001	<0.0001	0,153	0,000	<0.0001	<0.0001	0,136	<0.0001	0,024	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,889	<0.0001	1	0,000	<0.0001	0,000	0,419	<0.0001	0,236
G411	0,738	<0.0001	0,740	0,738	<0.0001	0,023	0,816	<0.0001	0,709	0,027	<0.0001	0,151	0,243	<0.0001	0,176	0,000	0,000	0,000	1	<0.0001	0,972	<0.0001	0,004	<0.0001
G412	<0.0001	0,882	<0.0001	<0.0001	0,046	<0.0001	<0.0001	0,951	<0.0001	<0.0001	0,168	<0.0001	<0.0001	0,912	<0.0001	<0.0001	0,009	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	<0.0001	0,001	<0.0001
G413	0,712	<0.0001	0,766	0,712	<0.0001	0,025	0,789	<0.0001	0,684	0,030	<0.0001	0,161	0,229	<0.0001	0,165	0,000	0,000	0,000	0,972	<0.0001	1	<0.0001	0,004	<0.0001
G421	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,026	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,022	<0.0001	0,002	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,343	<0.0001	0,419	<0.0001	<0.0001	<0.0001	1	<0.0001	0,705
G422	0,011	0,002	0,001	0,011	0,183	<0.0001	0,008	0,001	0,012	<0.0001	0,051	<0.0001	0,086	0,001	0,125	<0.0001	0,474	<0.0001	0,004	0,001	0,004	<0.0001	1	<0.0001
G423	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,009	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,008	<0.0001	0,001	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,185	<0.0001	0,236	<0.0001	<0.0001	<0.0001	0,705	<0.0001	1

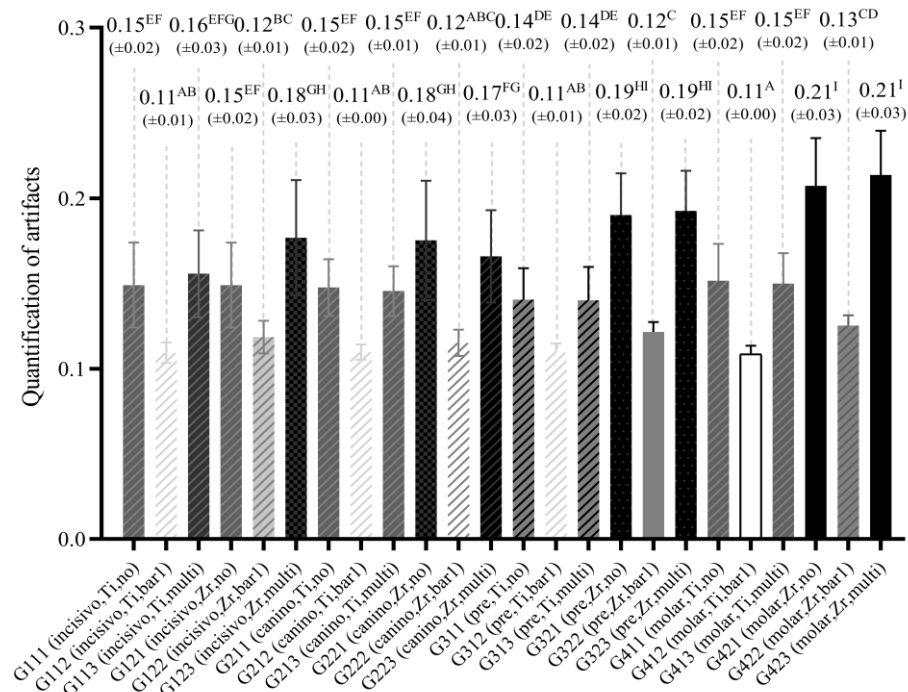
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 02 pelo teste de Conover-Iman *software* OnDemand3D



Legenda: (Condição 02) região do implante, material do implante, filtro do *software*. Médias seguidas de letras diferentes indicam diferenças significativas para $p < 0,05$. ^{*1} ABCDEF, ^{*2} ABCDE, ^{**1} BCDEF, ^{**2} ABCD, ^{***} CDEF. Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 14 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 02 pelo teste de Conover-Iman *software* e-Vol DX



Legenda: (Condição 02) região do implante, material do implante, filtro do *software*;
Médias seguidas de letras diferentes indicam diferenças significativas para $p < 0,05$.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando a comparação pareada pelo teste de Conover-Iman, aplicado para identificar entre quais grupos ocorre a diferença apontada pelo Kruskal-Wallis, temos que para o *software* e-Vol, verificou-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram observados para a posição do implante na região de molares, com uso do filtro BAR 1, e do Ti como material do implante, configuração esta que corresponde ao grupo G412 (Figura 14), contudo, o grupo G412 não apresentou diferença estatisticamente significativa (p -valores $> 0,05$) em comparação com os grupos G112 (Incisivo, Ti, BAR 1); G212 (Canino, Ti, BAR 1); G222 (Canino, Zr, BAR 1); G312 (Pré, Ti, BAR1) (Tabela 10 e Figura 14). Desta forma, verifica-se que o melhor desempenho foi proporcionado, principalmente, pelo uso do filtro BAR 1 (que ocorre em todos estes grupos) e pelo implante de Ti, em quase todos os grupos (exceto no G222) (Figura 14). Observou-se adicionalmente

que variações na região do implante (incisivo, canino, pré-molar e molar) não resultou em alterações significativas na quantificação de artefato (para as condições de melhor desempenho, isto é, com uso de Ti e BAR 1) (Figura 14). O filtro Multi CDT NR (Multi) não apresentou diferença estatisticamente significativa em comparação com a imagem processada sem o uso de filtro (Tabela 10 e Figura 14).

Para o *software* OnDemand3D, verificou-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram observados na região do implante dente pré-molar (pré), sem o uso de filtro (no), e o material do implante sendo Ti, configuração esta que corresponde ao grupo G311 (Figura 13), contudo, o grupo G311 não apresentou diferença estatisticamente significativa (p -valores > 0.05) (Tabela 9) em comparação com os grupos G111 (Incisivo, Ti, no); G112 (Incisivo, Ti, 1x); G122 (Incisivo, Zr, 1x); G211 (Canino, Ti, no); G212 (Canino, Ti, 1x); G213 (Canino, Ti, 2x); G312 (Pre, Ti, 1x); G313 (Pre, Ti, 2x); G322 (Pre, Zr, 1x); G323 (Pre, Zr, 2x); G411 (Molar, Ti, no); G412 (Molar, Ti, 1x); G413 (Molar, Ti, 2x), verificando-se que o uso ou não dos filtros (1X e 2X) não altera significativamente a quantificação dos artefatos pelo *software* OnDemand3D (Figura 13). Em relação às 04 regiões do implante não foram encontradas alterações significativas na quantificação de artefatos (Figura 13). Em consonância com observações anteriores, na maioria dos casos, os melhores resultados foram proporcionados pelo implante de Ti, em comparação ao ZrO₂ (Figura 13).

4.3 Condição 03

Temos na condição 03 o estudo da possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação da posição do *phantom* no FOV (central, anterior, posterior, direita e esquerda), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* (no, 1x, 2x, No, BAR 1) sobre a quantificação dos artefatos.

Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (posição do *phantom* no FOV, material do implante, filtro do *software*).

Foram aplicados os testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett para verificação da normalidade e homoscedasticidade, foi observado que ambas não foram atendidas concomitantemente para os 02 *softwares* (Tabelas 11 e 12).

Tabela 11 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para a condição 03 com *software* OnDemand3D

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste Aplicável
G111	0,608	S				
G112	0,299	S				
G113	0,879	S				
G121	0,593	S				
G122	0,102	S				
G123	0,042	N	0,0028176	N	Não paramétrico	Kruskal-Wallis Conover-Iman
G211	0,751	S				
G212	0,262	S				
G213	0,745	S				
G221	0,154	S				
G222	0,002	N				
G223	0,849	S				

Legenda: (G) Grupos; (G111) incisivo,Ti,no; (G112) incisivo,Ti,1x; (G113) incisivo,Ti,2x; (G121) incisivo, Zr, no; (G122) incisivo,Zr,1x; (G123) incisivo,Zr,2x; (G211) canino, Ti, no; (G212) canino,Ti,1x; (G213) canino,Ti,2x; (G221) canino, Zr, no; (G222) canino,Zr,1x; (G223) canino,Zr,2x; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 12 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) para a condição 03 com o *software* e-Vol DX

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste aplicável
G111	0,975	S				
G112	0,683	S				
G113	0,479	S				Kruskal-Wallis
G121	0,530	S				
G122	0,308	S			Não	Conover-Iman
G123	0,325	S	<0.0001	N	Paramétrico	
G211	0,978	S				
G212	0,182	S				
G213	0,294	S				
G221	0,163	S				
G222	0,172	S				
G223	0,973	S				

Legenda: (G) Grupos; (G111) incisivo, Ti, No; (G112) incisivo,Ti, BAR1; (G113) incisivo,Ti,Multi; (G121) incisivo, Zr, No, (G122) incisivo,Zr,BAR1; (G123) incisivo,Zr,Multi; (G211) canino, Ti, No; (G212) canino,Ti,BAR1; (G213) canino,Ti,Multi; (G221) canino, Zr, No; (G222) canino,Zr,BAR1; (G223) canino,Zr,Multi; (S) Sim; (N) Não.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando alternativas não paramétricas foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis que indicou haver diferença entre os grupos considerados (Tabela 13) para ambos os *softwares*

Tabela 13 – Teste Kruskal-Wallis para detectar a diferença entre os grupos relativos à condição 03 nos *softwares* OnDemand3D e e-Vol DX

Teste Kruskal-Wallis <i>software</i> OnDemand 3D	
K (valor observado)	136,887
k (valor crítico)	42,557
DF	29
p-valor (bi caudal)	<0,0001
Alpha	0,05
Teste Kruskal-Wallis <i>software</i> e-Vol DX	
K (valor observado)	184,439
k (valor crítico)	42,557
DF	29
p-valor (bi caudal)	<0,0001
Alpha	0,05

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como os valores de probabilidade (p-valor), calculados pelo teste de Kruskal-Wallis (p-valor <0,0001), foram inferiores ao nível de significância alfa (0,05), para ambos os *softwares*, deve-se rejeitar a hipótese nula, e aceitar a hipótese alternativa, logo, para as condições analisadas, existem diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos alguns dos grupos comparados entre si, tanto para o OnDemand3D quanto para o e-Vol DX. Desta forma, os grupos foram submetidos ao teste de Conover-Iman, para as análises comparativas associadas à condição 03 nos dois *softwares*. Os resultados encontram-se na Tabela 14 e 15 e Figuras 15 e 16.

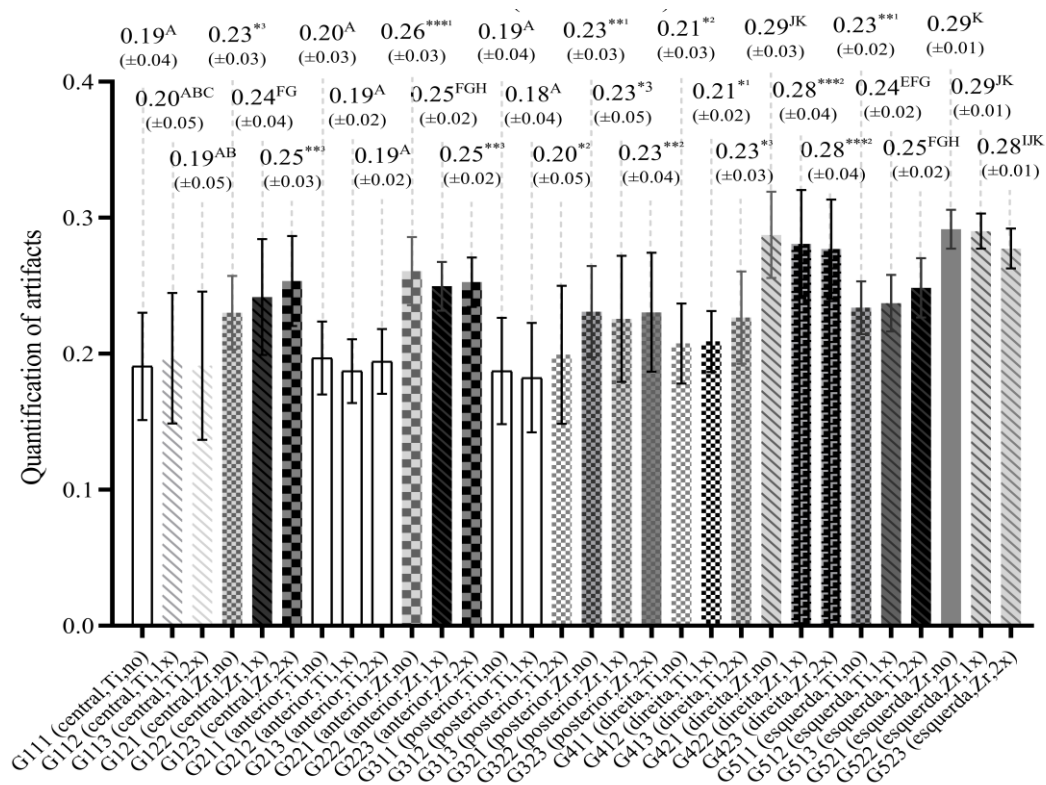
Tabela 14 – Resultados do teste Conover-Iman com respectivos p-valores para o *software OnDemand3D* na condição 03

	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G1211	G212	G213	G221	G222	G223	G311	G312	G313	G321	G322	G323	G411	G412	G413	G421	G422	G423	G511	G512	G513	G521	G522	G523
G111	1	0,595	0,741	0,031	0,002	0,000	0,955	0,628	0,947	< 0,0001	0,000	0,000	0,877	0,654	0,550	0,019	0,027	0,012	0,503	0,474	0,042	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,016	0,008	0,001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G112	0,595	1	0,841	0,103	0,010	0,001	0,635	0,310	0,550	0,000	0,002	0,001	0,493	0,328	0,947	0,069	0,091	0,048	0,889	0,853	0,130	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,059	0,033	0,003	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G113	0,741	0,841	1	0,067	0,005	0,001	0,785	0,415	0,691	< 0,0001	0,001	0,000	0,628	0,436	0,789	0,044	0,059	0,029	0,734	0,699	0,087	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,037	0,020	0,002	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G121	0,031	0,103	0,067	1	0,330	0,106	0,036	0,009	0,026	0,023	0,143	0,091	0,021	0,009	0,118	0,849	0,951	0,722	0,136	0,148	0,906	0,000	0,001	0,003	0,793	0,613	0,184	< 0,0001	< 0,0001	0,001
G122	0,002	0,010	0,005	0,330	1	0,519	0,002	0,000	0,002	0,193	0,621	0,471	0,001	0,000	0,012	0,433	0,362	0,536	0,014	0,016	0,275	0,006	0,025	0,039	0,477	0,639	0,722	0,001	0,001	0,014
G123	0,000	0,001	0,001	0,106	0,519	1	0,000	< 0,0001	0,000	0,509	0,881	0,938	0,000	< 0,0001	0,002	0,154	0,120	0,207	0,002	0,002	0,083	0,036	0,110	0,154	0,176	0,266	0,773	0,008	0,010	0,067
G1211	0,955	0,635	0,785	0,036	0,002	0,000	1	0,588	0,901	< 0,0001	0,000	0,000	0,833	0,613	0,588	0,022	0,031	0,014	0,540	0,509	0,048	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,018	0,009	0,001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G212	0,628	0,310	0,415	0,009	0,000	< 0,0001	0,588	1	0,676	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,741	0,971	0,279	0,005	0,007	0,003	0,249	0,230	0,012	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,004	0,002	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G213	0,947	0,550	0,691	0,026	0,002	0,000	0,901	0,676	1	< 0,0001	0,000	0,000	0,930	0,703	0,506	0,016	0,023	0,010	0,461	0,433	0,035	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,013	0,007	0,000	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G221	< 0,0001	0,000	< 0,0001	0,023	0,193	0,509	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	1	0,418	0,560	< 0,0001	< 0,0001	0,000	0,038	0,027	0,055	0,000	0,000	0,017	0,150	0,346	0,443	0,045	0,077	0,343	0,045	0,053	0,240
G222	0,000	0,002	0,001	0,143	0,621	0,881	0,000	< 0,0001	0,000	0,418	1	0,820	0,000	< 0,0001	0,003	0,202	0,160	0,266	0,003	0,004	0,113	0,025	0,081	0,116	0,228	0,335	0,889	0,005	0,006	0,048
G223	0,000	0,001	0,000	0,091	0,471	0,938	0,000	< 0,0001	0,000	0,560	0,820	1	< 0,0001	< 0,0001	0,001	0,133	0,103	0,181	0,002	0,002	0,071	0,044	0,128	0,178	0,153	0,234	0,714	0,010	0,012	0,080
G311	0,877	0,493	0,628	0,021	0,001	0,000	0,833	0,741	0,930	< 0,0001	0,000	< 0,0001	1	0,769	0,452	0,013	0,018	0,008	0,410	0,384	0,029	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,010	0,005	0,000	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G312	0,654	0,328	0,436	0,009	0,000	< 0,0001	0,613	0,971	0,703	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,769	1	0,296	0,005	0,008	0,003	0,264	0,245	0,013	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,004	0,002	0,000	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G313	0,550	0,947	0,789	0,118	0,012	0,002	0,588	0,279	0,506	0,000	0,003	0,001	0,452	0,296	1	0,080	0,104	0,055	0,942	0,906	0,148	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,068	0,039	0,004	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G321	0,019	0,069	0,044	0,849	0,433	0,154	0,022	0,005	0,016	0,038	0,202	0,133	0,013	0,005	0,080	1	0,897	0,869	0,093	0,102	0,757	0,000	0,003	0,005	0,942	0,753	0,255	< 0,0001	< 0,0001	0,001
G322	0,027	0,091	0,059	0,951	0,362	0,120	0,031	0,007	0,023	0,027	0,160	0,103	0,018	0,008	0,104	0,897	1	0,769	0,120	0,132	0,857	0,000	0,002	0,003	0,841	0,657	0,205	< 0,0001	< 0,0001	0,001
G323	0,012	0,048	0,029	0,722	0,536	0,207	0,014	0,003	0,010	0,055	0,266	0,181	0,008	0,003	0,055	0,869	0,769	1	0,065	0,072	0,635	0,001	0,005	0,008	0,926	0,881	0,330	0,000	0,000	0,002
G411	0,503	0,889	0,734	0,136	0,014	0,002	0,540	0,249	0,461	0,000	0,003	0,002	0,410	0,264	0,942	0,093	0,120	0,065	1	0,963	0,169	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,080	0,046	0,005	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G412	0,474	0,853	0,699	0,148	0,016	0,002	0,509	0,230	0,433	0,000	0,004	0,002	0,384	0,245	0,906	0,102	0,132	0,072	0,963	1	0,184	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,088	0,052	0,006	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001
G413	0,042	0,130	0,087	0,906	0,275	0,083	0,048	0,012	0,035	0,017	0,113	0,071	0,029	0,013	0,148	0,757	0,857	0,635	0,169	0,184	1	0,000	0,001	0,002	0,703	0,533	0,148	< 0,0001	< 0,0001	0,000
G421	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,000	0,006	0,036	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,150	0,025	0,044	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,000	0,000	0,001	< 0,0001	< 0,0001	0,000	1	0,617	0,499	0,001	0,001	0,017	0,569	0,615	0,789
G422	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,001	0,025	0,110	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,346	0,081	0,128	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,003	0,002	0,005	< 0,0001	< 0,0001	0,001	0,617	1	0,861	0,003	0,007	0,059	0,285	0,316	0,816
G423	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,003	0,039	0,154	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,443	0,116	0,178	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,005	0,003	0,008	< 0,0001	< 0,0001	0,002	0,499	0,861	1	0,006	0,012	0,087	0,214	0,239	0,684
G511	0,016	0,059	0,037	0,793	0,477	0,176	0,018	0,004	0,013	0,045	0,228	0,153	0,010	0,004	0,068	0,942	0,841	0,926	0,080	0,088	0,703	0,001	0,003	0,006	1	0,808	0,286	< 0,0001	< 0,0001	0,002
G512	0,008	0,033	0,020	0,613	0,639	0,266	0,009	0,002	0,007	0,077	0,335	0,234	0,005	0,002	0,039	0,753	0,657	0,881	0,046	0,052	0,533	0,001	0,007	0,012	0,808	1	0,410	0,000	0,000	0,003
G513	0,001	0,003	0,002	0,184	0,722	0,773	0,001	< 0,0001	0,000	0,343	0,889	0,714	0,000	0,000	0,004	0,255	0,205	0,330	0,005	0,006	0,148	0,017	0,059	0,087	0,286	0,410	1	0,003	0,004	0,035
G521	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,008	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,045	0,005	0,010	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,000	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,569	0,285	0,214	< 0,0001	0,000	0,003	1	0,947	0,402
G522	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,010	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,053	0,006	0,012	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,000	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,615	0,316	0,239	< 0,0001	0,000	0,004	0,947	1	0,441
G523	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,001	0,014	0,067	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,240	0,048	0,080	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001	0,001	0,001	0,002	< 0,0001	< 0,0001	0,000	0,789	0,816	0,684	0,002	0,003	0			

Tabela 15 – Resultados do teste de Conover-Iman com respectivos p-valores considerando-se o *software* e-Vol DX na condição 03

	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G1211	G212	G213	G221	G222	G223	G311	G312	G313	G321	G322	G323	G411	G412	G413	G421	G422	G423	G511	G512	G513	G521	G522	G523
G111	1	0,001	0,698	0,000	0,122 < 0,0001	0,000	0,071	0,001 < 0,0001	0,972 < 0,0001	0,011	0,001	0,014 < 0,0001	0,349 < 0,0001 < 0,0001	0,080 < 0,0001 < 0,0001	0,877 < 0,0001	0,004	0,019	0,001 < 0,0001	0,667 < 0,0001											
G112	0,001	1	0,000 < 0,0001	0,074 < 0,0001 < 0,0001	0,126 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001 < 0,0001	0,986 < 0,0001 < 0,0001	0,017 < 0,0001 < 0,0001	0,113 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001 < 0,0001	0,327 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001																		
G113	0,698	0,000	1	0,001	0,053	0,000	0,001	0,029	0,002 < 0,0001	0,724 < 0,0001	0,030	0,000	0,038 < 0,0001	0,186 < 0,0001 < 0,0001	0,033 < 0,0001 < 0,0001	0,816 < 0,0001	0,012	0,006	0,004 < 0,0001	0,966 < 0,0001										
G121	0,000 < 0,0001	0,001	1 < 0,0001	0,662	0,949 < 0,0001	0,899	0,000	0,000	0,001	0,281 < 0,0001	0,239	0,061 < 0,0001	0,053	0,195 < 0,0001	0,237	0,000	0,001	0,000	0,468 < 0,0001	0,746	0,000	0,001	0,001							
G122	0,122	0,074	0,053 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,797 < 0,0001 < 0,0001	0,113 < 0,0001 < 0,0001	0,077 < 0,0001 < 0,0001	0,539 < 0,0001 < 0,0001	0,838 < 0,0001 < 0,0001	0,089 < 0,0001 < 0,0001	0,417 < 0,0001 < 0,0001	0,048 < 0,0001																		
G123	< 0,0001 < 0,0001	0,000	0,662 < 0,0001	1	0,708 < 0,0001	0,573	0,002 < 0,0001	0,004	0,130 < 0,0001	0,107	0,149 < 0,0001	0,134	0,390 < 0,0001	0,455	0,002	0,000	0,001	0,245 < 0,0001	0,446	0,002	0,000	0,002								
G1211	0,000 < 0,0001	0,001	0,949 < 0,0001	0,708	1 < 0,0001	0,849	0,001	0,000	0,001	0,254 < 0,0001	0,215	0,070 < 0,0001	0,062	0,218 < 0,0001	0,263	0,001	0,000	0,000	0,430 < 0,0001	0,698	0,001	0,001								
G212	0,071	0,126	0,029 < 0,0001	0,797 < 0,0001 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,066 < 0,0001 < 0,0001	0,130 < 0,0001 < 0,0001	0,384 < 0,0001 < 0,0001	0,958 < 0,0001 < 0,0001	0,050 < 0,0001 < 0,0001	0,580 < 0,0001 < 0,0001	0,026 < 0,0001																		
G213	0,001 < 0,0001	0,002	0,899 < 0,0001	0,573	0,849 < 0,0001	1	0,000	0,001	0,001	0,341 < 0,0001	0,294	0,045 < 0,0001	0,040	0,155 < 0,0001	0,190	0,000	0,001	0,000	0,549 < 0,0001	0,843	0,000	0,002	0,000							
G221	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001	0,002	0,001 < 0,0001	0,000	1 < 0,0001	0,821 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,093 < 0,0001	0,104	0,024 < 0,0001	0,018	0,983 < 0,0001	0,832 < 0,0001 < 0,0001	0,000	1,000 < 0,0001	0,961														
G222	0,972	0,001	0,724	0,000	0,113 < 0,0001	0,000	0,066	0,001 < 0,0001	1 < 0,0001	0,012	0,001	0,015 < 0,0001	0,331 < 0,0001 < 0,0001	0,074 < 0,0001 < 0,0001	0,905 < 0,0001	0,004	0,017	0,001 < 0,0001	0,693 < 0,0001											
G223	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001	0,004	0,001 < 0,0001	0,001	0,821 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,145 < 0,0001	0,161	0,042 < 0,0001	0,032	0,838 < 0,0001	0,662 < 0,0001 < 0,0001	0,000	0,821 < 0,0001	0,860														
G311	0,011 < 0,0001	0,030	0,281 < 0,0001	0,130	0,254 < 0,0001	0,341 < 0,0001	0,012 < 0,0001	1 < 0,0001	0,921	0,003	0,001	0,003	0,018 < 0,0001	0,024 < 0,0001	0,451 < 0,0001	0,033 < 0,0001														
G312	0,001	0,986	0,000 < 0,0001	0,077 < 0,0001 < 0,0001	0,130 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,018 < 0,0001 < 0,0001	0,117 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001 < 0,0001	0,336 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001																		
G313	0,014 < 0,0001	0,038	0,239 < 0,0001	0,107	0,215 < 0,0001	0,294 < 0,0001	0,015 < 0,0001	0,921 < 0,0001	1	0,002	0,001	0,002	0,014 < 0,0001	0,019 < 0,0001	0,021 < 0,0001	0,652 < 0,0001	0,394 < 0,0001	0,042 < 0,0001												
G321	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,061 < 0,0001	0,149	0,070 < 0,0001	0,045	0,093 < 0,0001	0,145	0,003 < 0,0001	0,002	1 < 0,0001	0,955	0,558 < 0,0001	0,485	0,097 < 0,0001	0,059	0,010 < 0,0001	0,028	0,093 < 0,0001	0,103											
G322	0,349	0,017	0,186 < 0,0001	0,539 < 0,0001 < 0,0001	0,384 < 0,0001 < 0,0001	0,331 < 0,0001	0,001	0,018	0,001 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,413 < 0,0001 < 0,0001	0,275 < 0,0001	0,000	0,155 < 0,0001 < 0,0001	0,172 < 0,0001															
G323	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,053 < 0,0001	0,134	0,062 < 0,0001	0,040	0,104 < 0,0001	0,161	0,003 < 0,0001	0,002	0,955 < 0,0001	1	0,521 < 0,0001	0,451	0,109 < 0,0001	0,067	0,008 < 0,0001	0,024	0,104 < 0,0001	0,115											
G411	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,195 < 0,0001	0,390	0,218 < 0,0001	0,155	0,024 < 0,0001	0,042	0,018 < 0,0001	0,014	0,558 < 0,0001	0,521	1 < 0,0001	0,910	0,025 < 0,0001	0,014	0,044 < 0,0001	0,106	0,024 < 0,0001	0,027											
G412	0,080	0,113	0,033 < 0,0001	0,838 < 0,0001 < 0,0001	< 0,0001	0,958 < 0,0001 < 0,0001	0,074 < 0,0001 < 0,0001	0,117 < 0,0001 < 0,0001	0,413 < 0,0001 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,057 < 0,0001 < 0,0001	0,544 < 0,0001 < 0,0001	0,030 < 0,0001																	
G413	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,237 < 0,0001	0,455	0,263 < 0,0001	0,190	0,018 < 0,0001	0,032	0,024 < 0,0001	0,019	0,485 < 0,0001	0,451	0,910 < 0,0001	1	0,019 < 0,0001	0,010	0,057 < 0,0001	0,132	0,018 < 0,0001	0,020											
G421	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001	0,002	0,001 < 0,0001	0,000	0,983 < 0,0001	0,838 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,097 < 0,0001	0,109	0,025 < 0,0001	0,019	1 < 0,0001	0,816 < 0,0001 < 0,0001	0,000	0,983 < 0,0001	0,977														
G422	0,877	0,001	0,816	0,001	0,089	0,000	0,000	0,050	0,001 < 0,0001	0,905 < 0,0001	0,016	0,001	0,021 < 0,0001	0,275 < 0,0001 < 0,0001	0,057 < 0,0001 < 0,0001	1 < 0,0001	0,006	0,012	0,002 < 0,0001	0,783 < 0,0001										
G423	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001	0,001	0,000 < 0,0001	0,000	0,832 < 0,0001	0,662 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,059 < 0,0001	0,067	0,014 < 0,0001	0,010	0,816 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,832 < 0,0001 < 0,0001	0,961															
G511	0,004 < 0,0001	0,012	0,468 < 0,0001	0,245	0,430 < 0,0001	0,549 < 0,0001	0,004 < 0,0001	0,724 < 0,0001	0,652	0,010	0,000	0,008	0,044 < 0,0001	0,057 < 0,0001	0,006 < 0,0001	1 < 0,0001	0,688 < 0,0001	0,013 < 0,0001												
G512	0,019	0,327	0,006 < 0,0001	0,417 < 0,0001 < 0,0001	< 0,0001	0,580 < 0,0001 < 0,0001	0,017 < 0,0001 < 0,0001	0,336 < 0,0001 < 0,0001	0,155 < 0,0001 < 0,0001	0,544 < 0,0001 < 0,0001	0,012 < 0,0001 < 0,0001	1 < 0,0001 < 0,0001	0,006 < 0,0001																	
G513	0,001 < 0,0001	0,004	0,746 < 0,0001	0,446	0,698 < 0,0001	0,843	0,000	0,001	0,000	0,451 < 0,0001	0,394	0,028 < 0,0001	0,024	0,106 < 0,0001	0,132	0,000	0,002 < 0,0001	0,688 < 0,0001	1	0,000	0,004	0,000								
G521	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,000 < 0,0001	0,002	0,001 < 0,0001	0,000	1,000 < 0,0001	0,821 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,093 < 0,0001	0,104	0,024 < 0,0001	0,018	0,983 < 0,0001	0,832 < 0,0001 < 0,0001	0,000	1 < 0,0001	0,961														
G522	0,667	0,000	0,966	0,001	0,048	0,000	0,001	0,026	0,002 < 0,0001	0,693 < 0,0001	0,033	0,000	0,042 < 0,0001	0,172 < 0,0001 < 0,0001	0,030 < 0,0001 < 0,0001	0,783 < 0,0001	0,013	0,006	0,004 < 0,0001	1 < 0,0001										
G523	< 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,001 < 0,0001	0,002	0,001 < 0,0001	0,000	0,961 < 0,0001	0,860 < 0,0001 < 0,0001 < 0,0001	0,103 < 0,0001	0,115	0,027 < 0,0001	0,020	0,977 < 0,0001	0,794 < 0,0001 < 0,0001	0,000	0,961 < 0,0001</															

Figura 15 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 03 pelo teste Conover-Iman para o software *OnDemand3D*

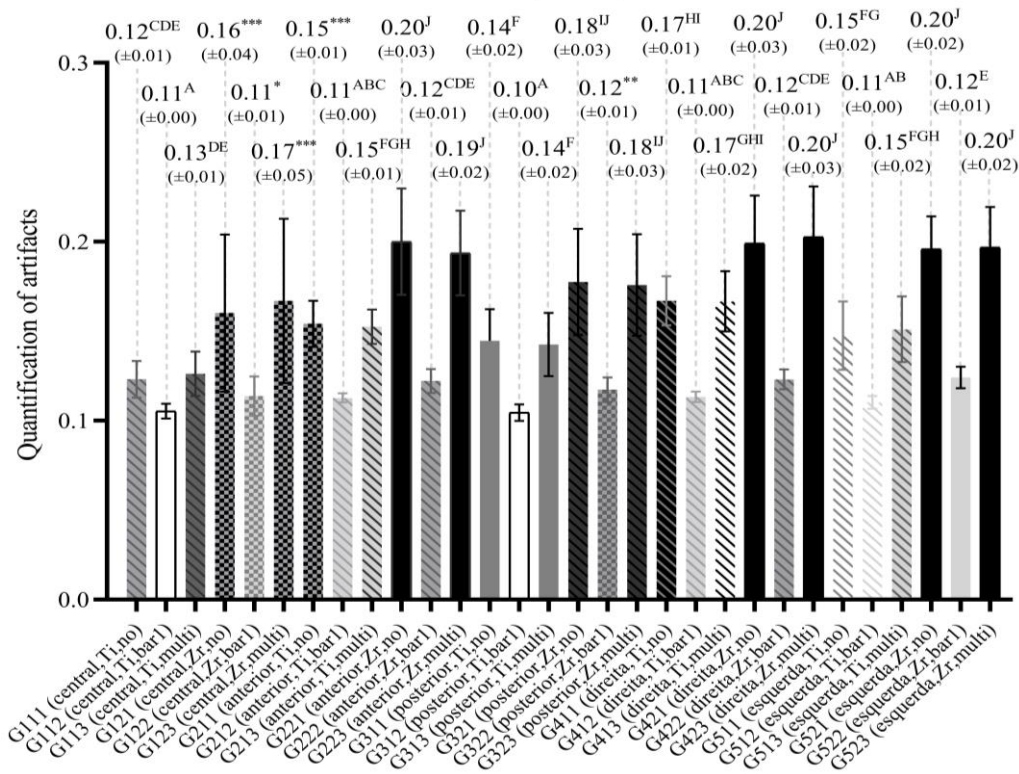


Legenda: Médias seguidas de letras diferentes indicam diferenças significativas para $p < 0,05$.

*1 ABCDE, *2 ABCDE, *3 BCDEF, **1 CDEF, **2 DEFG, **3 FGHI, ***1 GHIJ, ***2 HIJK

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 16 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 03 (posição do *phantom* no FOV, material do implante, filtro do *software*) pelo teste Conover-Iman, para o *software* e-VolDX



Legenda: Médias seguidas de letras diferentes indicam diferenças significativas para $p < 0,05$.

*ABCD, **BCDE, ***FGHI.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Considerando a comparação pareada pelo teste de Conover-Iman, aplicado para identificar entre quais grupos ocorre a diferença apontada pelo Kruskal-Wallis, temos que, para o *software* e-Vol, verificou-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram proporcionados pela posição posterior do *phantom* no FOV, associada ao uso do filtro BAR 1, e do implante de Ti, configuração esta que corresponde ao grupo G312 (Figura 16). Contudo, o grupo G312 não apresentou diferença estatisticamente significativa (p -valores > 0.05) em comparação com os grupos G112 (Central, Ti, bar1), G122 (Central, Zr, bar 1); G412 (Direita, Ti, bar 1); G512 (Esquerda, Ti, bar 1) (Tabela 15). O melhor desempenho foi proporcionado, principalmente, pelo uso do filtro BAR1 (que ocorre em todos estes grupos) e pelo implante de Ti, em quase todos os grupos (exceto no G222) (Figura

16). Variações da posição do *phantom* no FOV não resultam em alterações significativas na quantificação de artefatos para as condições de melhor desempenho (uso de material Ti e BAR 1). O filtro Multi não apresentou diferença estatisticamente significativa em comparação com a imagem processada sem o uso de filtro (Figura 16).

Para o *software* OnDemand3D verificou-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram proporcionados pela posição posterior, associada ao uso do filtro 1x e com implante de Ti, configuração esta que corresponde ao grupo G312 (Figura 15). Contudo, o grupo G312 não apresentou diferença estatisticamente significativa (p -valores > 0.05) em comparação com os grupos G111 (Central, Ti, no); G112 (Central, Ti, 1x); G113 (Central, Ti, 2x); G211 (Anterior, Ti, no); G212 (Anterior, Ti, 1x); G213 (Anterior, Ti, 2x); G411 (Direita, Ti, no); G412 (Direita, Ti, 1x) (Tabela 14). Variações no uso destes filtros não resultam em alterações significativas na quantificação de artefato pelo *software* OnDemand3D (Figura 15). Variações da posição do *phantom* no FOV não resultam em alterações significativas na quantificação de artefatos para as condições de melhor desempenho (posição do *phantom* posterior no FOV, Ti, filtro 1x) (Figura 15). Em consonância com observações anteriores, em todos os casos, os melhores resultados foram proporcionados pelo implante de Ti, em comparação ao ZrO₂ (Figura 15).

4.4 Condição 04

A condição 04 apresenta o estudo da possível diferença estatisticamente significativa causada pela variação do uso dos dois *softwares* (OnDemand3D e e-Vol DX), material do implante (Ti ou ZrO₂) e filtro do *software* sobre a quantificação dos artefatos.

Para verificar a hipótese desse efeito associado a tais fatores, foram compostos os seguintes grupos experimentais – G (*software*, material do implante, filtro do *software*).

Foram aplicados os testes de Shapiro-Wilk e de Bartlett para verificação da

normalidade e homoscedasticidade, foi observado que ambas não foram atendidas concomitantemente para os 02 *softwares* (Tabela 16).

Tabela 16 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) e homoscedasticidade (Bartlett) na condição 04 para os dois *softwares* OnDemand3D e e-Vol DX

G	Shapiro-Wilk	TN	Bartlett	TH	Decisão	Teste Aplicável
G111	0,739	S				
G112	0,035	N				
G113	0,405	S				
G121	0,019	N				
G122	0,264	S				Kruskal-
G123	0,230	S	< 0.0001	N	Não paramétrico	Wallis
G211	0,369	S				Conover-
G212	0,171	S				Iman
G213	0,770	S				
G221	0,370	S				
G222	0,046	N				
G223	0,332	S				

Legenda: (S) Sim; (N) Não; (TN) Teste de normalidade; (TH) Teste de homoscedasticidade.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Consideradas alternativas não paramétricas, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis que indicou haver diferença entre os grupos considerados (Tabela 17) para os *softwares*.

Tabela 17 – Teste Kruskal-Wallis para detectar a diferença entre os grupos relativos à condição 04 nos *softwares* OnDemand3D e e-VolDX

Teste Kruskal-Wallis	
K (Valor observado)	354,263
K (Valor crítico)	19,675
DF	11
p-valor (bi-caudal)	<0.0001
Alpha	0.05

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como os valores de probabilidade (p-valor), calculados pelo teste de Kruskal-Wallis (p-valor <0,0001), foram inferiores ao nível de significância alfa (0,05), deve-se rejeitar a hipótese nula, e aceitar a hipótese alternativa, logo, para as condições analisadas, existem diferenças estatisticamente significativas entre pelo menos alguns dos grupos comparados entre si, na condição 04.

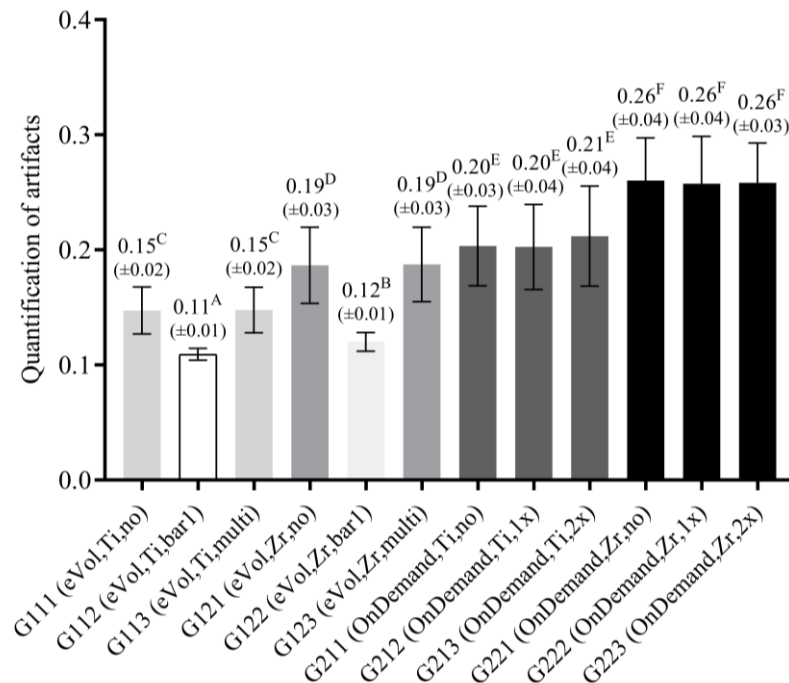
Desta forma, os grupos foram submetidos ao teste de Conover-Iman, para as análises comparativas associadas à condição 04 nos dois *softwares*. Os resultados encontram-se na Tabela 18 e Figura 17.

Tabela 18 – Resultados do teste Conover-Iman com respectivos p-valores para a condição 04

e-Vol DX OnDemand3D	e-Vol DX											
	G111	G112	G113	G121	G122	G123	G211	G212	G213	G221	G222	G223
G111	1	< 0.0001	0,945	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G112	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	0,018	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G113	0,945	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G121	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	0,940	0,010	0,016	0,000	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G122	< 0.0001	0,018	< 0.0001	< 0.0001	1	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G123	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,940	< 0.0001	1	0,013	0,019	0,000	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G211	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,010	< 0.0001	0,013	1	0,882	0,240	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G212	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,016	< 0.0001	0,019	0,882	1	0,186	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G213	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,000	< 0.0001	0,000	0,240	0,186	1	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001
G221	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	1	0,719	0,910
G222	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,719	1	0,805
G223	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	< 0.0001	0,910	0,805	1

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 17 – Resultados comparativos entre os grupos da condição 04 pelo teste Conover-Iman



Legenda: Médias seguidas de letras diferentes indicam diferenças significativas para $p < 0,05$.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Verificou-se que os melhores resultados (menor quantificação de artefatos) foram proporcionados pelo uso do *software* e-Vol, associado ao uso do filtro BAR 1 e material do implante sendo o Ti, configuração esta que corresponde ao grupo G112, que se diferenciou estatisticamente de todas as demais configurações (*software*, implante, filtro) (Tabela 18 e Figura 17). Para todas as configurações analisadas, os implantes de Ti proporcionaram quantificação de artefatos estatisticamente inferiores em comparação com implantes de ZrO₂ (Figura 17). Considerando apenas as configurações com uso do *software* e-Vol, tanto para implantes de Ti quanto para aqueles de ZrO₂, o filtro Multi não apresentou diferença estatisticamente significativa em comparação com a imagem processada sem o uso de filtro (Figura 17). Ao considerarmos apenas as configurações com uso do *software* OnDemand3D, tanto para implantes de Ti quanto para de ZrO₂, variações no tipo de filtro (no, 1x, 2x) não resultaram em variações significativas na quantificação de artefatos (Figura 17). Os dos cortes axiais analisados, a partir do *software* OnDemand3D (no, 1 ×, 2 ×), e do

software e-Vol DX (No, BAR1 e Multi), considerando todas as variáveis estudadas, encontram-se no Apêndice 1.

5 DISCUSSÃO

A importância deste estudo reside no fato de que os exames de TCFC são solicitados com frequência na prática odontológica, muitas vezes, o radiologista necessita avaliar imagens contendo implantes previamente instalados e artefatos nas regiões próximas estão presentes. Artefatos podem prejudicar a clareza de obtenção de informações, uma vez que simulam situações, como fraturas dentárias, ausência de osso, estrias e bandas em diversas regiões da imagem, que não condiz com o real, levando a uma interpretação errônea e a um diagnóstico impreciso (de-Azevedo-Vaz., 2016; Sancho-Puchades et al., 2015; Schulze et al., 2011) Neste contexto, o uso de ferramentas, como os filtros de realce, que possam minimizar estas condições, favorecendo a precisão do diagnóstico, são fundamentais para o radiologista. Na rotina clínica, são muitos os softwares e recursos disponíveis, para a melhoria da qualidade das imagens, não obstante, não foram observados na literatura, estudos específicos que tiveram como objetivo a investigação dos efeitos destes filtros na quantificação de artefatos oriundos de implantes dentários de forma objetiva. Importantes estudos realizados previamente (Bechara et al., 2012b; Freitas et al., 2018; Schulze et al., 2011) avaliaram a aplicação de algoritmos redutores de artefatos (RAM) oriundos de implantes em imagens de TCFC, concluindo que, quando esta ferramenta estiver disponível no tomógrafo, deveria ser preferencialmente ativada no momento da aquisição das imagens, uma vez que se mostrou efetiva na redução desses artefatos. Por outro lado, antagonicamente, outros estudos enfatizam que a aplicação desta ferramenta é prejudicial aos resultados de qualidade das imagens tomográficas para o diagnóstico (Bechara et al., 2012b; Bechara et al., 2013; De-Azevedo-Vaz et al., 2016; Parsa et al., 2014). Esta ferramenta está disponível apenas em alguns sistemas tomográficos de feixe cônico, o sistema (tomógrafo) utilizado nesta pesquisa, assim como outros disponíveis, não disponibilizam este recurso, inviabilizando desta forma seu uso para a tentativa de melhoramento da imagem. Nestes casos, filtros de realce, disponíveis em softwares para manipulação e melhoria das imagens são opção. Visando avaliar a relação entre filtros de realce e a redução dos artefatos produzidos por implantes dentários em TCFC, em nosso estudo, foram investigados 04 filtros diferentes,

pertencentes a 02 softwares utilizados na análise de imagens (e-VolDX e OnDemand3D), para a simulação de algumas variáveis clínicas, ampliando abrangência da metodologia, foram alternadas a região do implante na arcada (incisivo, canino, pré-molar e molar), o material dos implantes (titânio e dióxido de zircônia), o tamanho do voxel (0,25 e 0,30mm) e posição da mandíbula (*phantom*) no FOV (central, anterior, posterior, direito e esquerdo). Em relação às regiões de instalação dos implantes na arcada, sabe-se que os valores de tons de cinza não se encontram uniformes em todas as regiões, sendo que a comparação da quantificação de artefatos metálicos entre regiões indica que há uma maior tendência de aumento, maior expressão dos artefatos, nas regiões de incisivos (Parsa et al., 2014; Panjnoush et al., 2016). Em nosso estudo, os resultados indicaram que os maiores valores de quantificação de artefatos (maior expressão de artefatos) ocorreram, tanto para implantes de titânio e dióxido de zircônia, em regiões de incisivos e caninos e os menores valores em regiões posteriores – com ênfase para a região de molares (Figura 13 e 14), para ambos os softwares – e-VolDX e OnDemand3D. Os melhores resultados foram observados com o uso do filtro BAR 1 em implantes de titânio, enfatizando-se que, nesta condição, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes, entre as regiões do implante (Figura 14). No caso do Ondemand3D, não houve diferenças significativas na quantificação em imagens com ou sem filtro em relação à região do implante. Porém neste, a região posterior – pré-molar – apresentou os menores valores (Figura 13). Estes resultados corroboram com aqueles do estudo de Machado et al. (2018), onde observaram maiores valores de artefatos oriundos de implantes nas regiões anteriores, enfatizando também que a região cervical das imagens axiais de TCFC correspondia à mais afetada por artefatos de implantes, o que justifica nossa escolha pelo nível dos cortes axiais analisados abaixo da base do implante e totalmente cobertos por osso. Ainda sobre a influência da região de dente e artefatos, um estudo realizado por Fontenele et al. (2021) observou que a região posterior de mandíbula apresentou menores valores de tons de cinza que as regiões anteriores, considerando-se, porém, que nesse estudo foram avaliados os artefatos produzidos por retentores (pinos) metálicos intracanal de diferentes materiais e não por implantes dentários como aqui analisado. No que tange o efeito do material dos implantes utilizados em nosso estudo – titânio e dióxido de zircônia – e seus

correspondentes valores na quantificação dos artefatos produzidos, enfatiza-se que ao se considerar todos os filtros deste estudo, os menores valores foram observados para as imagens com aplicação do filtro BAR 1, em ambos os materiais de implante – titânio e dióxido de zircônia. Nossos resultados indicaram que os maiores valores da quantificação foram observados para os implantes de dióxido de zircônia, em relação aos implantes de titânio, independente das demais variáveis consideradas – tamanho do voxel, região do implante e posição do *phantom* no FOV – em ambos os *softwares*, e-Vol DX e OnDemand3D (Figuras 11 a 17). Estes achados estão de acordo com aqueles encontrados em estudos prévios, como o realizado por Vasconcelos et al. (2019b), que avaliaram diferentes protocolos de aquisição no efeito da qualidade das imagens com a presença de implantes de titânio e dióxido de zircônia. Esses autores concluíram que os implantes de dióxido de zircônia originaram mais artefatos que aqueles de titânio. Outros estudos como os realizados por Sancho-Puchades et al. (2015), Smeets et al. (2016) e Schriber et al. (2020) também corroboram com nossos resultados, de que os maiores valores de artefatos ocorrem para implantes de dióxido de zircônia, em relação aos de titânio em imagens de TCFC. Nossos resultados, em relação ao estudo da possível relação entre a variação da resolução espacial das imagens, representada nesta pesquisa pelo tamanho do voxel – 0,25mm e 0,30mm – e a quantificação dos artefatos, indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa associada a variações do tamanho do voxel, para ambos os softwares – e-Vol Dx e OnDemand3D (Figuras 11 e 12). Deve ser dada ênfase para aqueles casos de imagens em que foi aplicado o filtro BAR 1, independente do material do implante – Ti e ZrO^2 (Figura 14). Um estudo realizado por Candemil et al. (2021) investigou a influência do tamanho do voxel na formação de artefatos por diferentes materiais, dentre os quais o titânio, posicionados fora do FOV (exomassa) em imagens de TCFC. Os autores observaram que o tamanho do voxel, no caso 0,20mm e 0,30mm, não parece influenciar o grau de formação de artefatos nas imagens obtidas. Apesar do posicionamento do material fonte de artefatos fora do FOV nesse estudo pode-se inferir que, em consonância com nossos resultados, o voxel parece não ser uma variável significativa para o grau de formação de artefatos por materiais de alta densidade. Outro estudo, realizado por Kurt et al. (2020) abordou a influência de 05 diferentes tamanhos de voxel, na detecção de fenestrações adjacentes a implantes

de Ti e ZrO₂, em imagens de TCFC. Os autores concluíram que, dentre aqueles tamanhos estudados – 0,75mm, 0,10mm, 0,15mm, 0,20 e 0,40 mm - o voxel de 0,15mm apresentou melhores resultados para a identificação das fenestrações, em ambos os implantes, apontando que houve diferença entre os mesmos, quanto à capacidade de identificação de defeitos ósseos circunjacentes aos implantes, o que poderia ser entendido como uma menor formação de artefatos nesta resolução. Estes resultados indicariam que um menor valor do voxel poderia levar a menor formação de artefatos pelos implantes, porém deve-se considerar que, uma redução do voxel, altera a relação sinal/ruído na imagem, além de aumentar a dose de radiação para o paciente, o que poderia aumentar consequentemente a formação de artefatos. Adicionalmente, no citado estudo, não foram estudados filtros para a possível melhoria das imagens como foi considerado em nossa pesquisa, sendo o seu objetivo primário. Como nossos resultados não indicaram que o tamanho do voxel altera a quantificação dos artefatos, em especial para o uso do filtro BAR 1 (software e-Vol DX), não podemos recomendar que seja selecionado – dentre aqueles tamanhos aqui estudados – o menor voxel, uma vez que poderia gerar maior ruído e maiores doses de radiação. Estudos prévios, relacionados a influência ao tamanho do voxel em imagens de TCFC, para diferentes objetivos de diagnóstico, com implantes (Vasconcelos et al., 2019) e diagnóstico de lesões cariosas recorrentes (Baltacioglu et al., 2016), concluíram que os tamanhos de voxel não apresentam influência sobre as detecções das alterações estudadas. Mais uma vez, o nosso objetivo não foi abordar situações diretas relacionadas à presença de lesões dentárias ou no osso alveolar, mas sim do possível efeito do tamanho do voxel relacionado à produção de artefatos pelos implantes, aliado à capacidade ou não de redução dos mesmos pelos filtros dos *softwares*, mesmo assim, podemos considerar os resultados dos citados estudos como concordantes aos nossos. Em relação às variações das posições do *phantom* no interior do FOV, encontramos que para ambos os *softwares* estudados, as menores quantificações ocorreram com o uso dos implantes de Ti, aliados a posições posteriores do *phantom* no FOV, sendo para o *software* e-Vol DX, aliado ao filtro BAR 1 (Figura 16) e para o *software* OnDemand3D, ao filtro 1x (Figura 15). Porém, nestas condições, a posição posterior, embora fornecesse menor quantificação de artefatos, não se diferenciou estatisticamente das demais estudadas. Ou seja, quando se obtinham os menores

valores de quantificação de artefatos para ambos os *softwares*, não era significativa a alteração da posição do *phantom* para sua redução ou não. Os demais filtros estudados – Multi CDT NR 1 (e-Vol DX) e 2x (Ondemand3D) não apresentaram valores significativos, considerando-se as variações do *phantom* no FOV, em relação a aquelas imagens sem filtros correspondentes. Um estudo realizado por Valizadeh et al. (2015) avaliou a possível influência da posição de dentes humanos, contendo em seus canais radiculares guta-percha e pinos metálicos, na detecção de fraturas radiculares simuladas. Assim como em nossa pesquisa, foram alternadas 05 posições no FOV – central, 3, 9, 12 e 6 horas. Os resultados indicaram que a posição central foi aquela com maior sensibilidade significativamente para detecção de fraturas em dentes com pinos e a posição dos espécimes de dentes deslocados para a direita (3 horas) no FOV demonstrou-se como sendo a de maior especificidade para os dentes sem fraturas. Estes resultados inferem para o fato de que nestas 02 posições citadas, haveria uma possível menor produção de artefatos pelos materiais intracanal – guta-percha e pinos metálicos – uma vez que a capacidade de diagnóstico se apresentou significativamente maior que nas demais. Os achados deste estudo diferem daqueles encontrados no presente estudo, em que os menores valores para quantificação de artefatos gerados por implantes foram observados quando o *phantom* era posicionado em regiões posteriores do FOV, não obstante ao fato de que em implantes de Ti, quando o filtro BAR 1 (para o e-Vol DX) e o filtro 1x (para o OnDemand3D) eram aplicados, essa posição não ocasionava uma mudança significativa em relação às demais, para a quantificação desses artefatos. Este achado pode nos levar a supor que estes filtros alterariam o comportamento da exibição dos artefatos nas imagens, reduzindo o efeito da variável posição do *phantom* e possivelmente erros no posicionamento do paciente que poderiam supostamente gerar mais artefatos nas imagens. Outro estudo realizado por Vasconcelos et al. (2019a) analisou a influência, dentre outras variáveis, da posição de um *phantom* no FOV em relação ao desempenho dos algoritmos de redução de artefatos metálicos (MAR), considerando diferentes materiais de alta densidade – amálgama, liga de cobre e alumínio e titânio. Esses autores concluíram que as diferentes posições do *phantom*, não apresentaram diferença significativa no desempenho dos algoritmos, ou seja, a posição no FOV não ocasionou um efeito significativo de suas performances. Estes achados corroboram com aqueles

encontrados em nosso estudo, quando consideramos o uso de implantes de Ti e os filtros BAR, no software e-Vol Dx e 1x no OnDmand3D. Não encontramos na literatura, até o presente momento, outros estudos acerca da possível influência da posição do corpo (ou *phantom*) no FOV na qualidade da imagem, relacionada a materiais de alta densidade, capazes de gerar artefatos que poderiam influenciar no diagnóstico aliados a filtros de realce. Em uma análise comparativa direta dos filtros dos 02 *softwares* – e-Vol DX e OnDemand3D – nota-se que os menores valores de quantificação de artefatos ocorreram para o *software* e-Vol DX em relação ao OnDemand (Figura 17). Considerando-se que no e-Vol DX, as menores médias de quantificação de artefatos, tanto para implantes de titânio, quanto para de dióxido de zircônio, foram ocasionadas pelo filtro BAR 1, sendo que as imagens com o filtro Multi CDT NR1 apresentaram valores médios similares a aquelas sem filtros correspondentes, para ambos os materiais de implantes (titânio = 0,15 e dióxido de zircônio=0,19, com o filtro Multi e sem filtro). No *software* OnDemand3D independentemente do tipo de filtro (1x e 2x) e do material do implante (titânio e dióxido de zircônio), os valores médios de quantificação de artefatos foram similares aos das imagens sem filtros correspondentes, enfatizando-se que aquelas médias para dióxido de zircônio eram sempre maiores que as do titânio (Figura 17). Uma vez que os implantes de dióxido de zircônio são indicados para regiões anteriores, devido suas propriedades estéticas e essas regiões são aquelas em que há uma maior formação de artefatos, o uso do filtro BAR 1, que se mostrou efetivo na redução dos mesmos, também neste tipo de material, seria uma interessante ferramenta nos casos de análise de imagens que apresentassem este tipo de implante já instalados, colaborando para que houvesse uma melhoria significativa na avaliação das regiões circunvizinhas.

Deve ser enfatizado que nosso estudo não avaliou a qualidade subjetiva das imagens, ou seja, seria valido que esses achados quantitativos fossem conjugados a estas avaliações, o que é de fato um limitante de nossos resultados, porém estes objetivos estão fora dos propostos em nosso projeto inicial, podendo ser contemplados em um estudo próximo, uma vez que as imagens já estão adquiridas e devidamente armazenadas. A abordagem de filtros específicos do *software* e-Vol DX para a região periimplantar é algo inédito na literatura e justamente o nosso propósito maior foi o de comparar a quantitativamente a eficácia destes filtros na

redução dos artefatos de forma objetiva, com intuito de provar sua eficiência nesta redução, o que seria de extrema valia, principalmente naqueles casos em que há a necessidade de avaliação de condições próximas aos implantes instalados e que os artefatos por estes gerados levariam a uma dificuldade de análises mais confiáveis. Encontramos poucos estudos que comparassem filtros de realce de *softwares* em relação à quantificação de artefatos por implantes, alguns deles compararam apenas o uso destes na detecção de fraturas de dentes contendo retentores metálicos intracanais (De Martin E Silva et al., 2018; de Rezende Barbosa et al., 2015), mas nenhum que avaliasse aqueles do *software* e-Vol DX, para o objetivo aqui abordado, relacionado aos artefatos gerados por implantes dentários, muito provavelmente por ser um instrumento relativamente novo e de uma empresa nacional (Brasileira). Como previamente ressaltamos, não temos uma referência direta na literatura sobre comparação de filtros de realce do *software* e-Vol DX na redução de artefatos. Encontramos o estudo de Bueno et al. (2018) que avaliou este *software* com relação às suas aplicações na endodontia, ressaltando sua maior compatibilidade às imagens no formato DICOM, independentemente da sua resolução, fornecendo exames mais nítidos e com maior propriedade de extração de informações fidedignas dos mesmos. Porém os autores não citaram informação de comparação a respeito dos filtros aqui estudados, assim como a sua relação com a quantificação dos artefatos gerados por implantes dentários. Acreditamos que neste ponto, nosso estudo apresenta um caráter inédito, considerando nossos achados em ressaltar a maior eficiência do filtro BAR 1 do *software* e-Vol DX na redução de artefatos oriundos de implantes, sobre os filtros de um *software* Sul Coreano (OnDemand3D). Finalmente, é importante salientar as limitações deste estudo, dentre estas, o uso de apenas 01 sistema tomográfico. Entendemos que o ideal seria a aquisição das imagens em diferentes tomógrafos de feixe cônico, para um estudo comparativo mais amplo, variando os parâmetros relacionados aos valores de voxel disponíveis nos mesmos, porém as condições para esta pesquisa não possibilitaram que esta situação fosse alcançada. Outra limitação reside no fato de que o uso de mandíbulas humanas maceradas poderia ser mais condizente com as condições reais clínicas do que um *phantom*. Estudos futuros podem ser considerados almejando estas situações.

6 CONCLUSÃO

Considerando as variáveis abordadas, os implantes de titânio apresentaram menores valores que aqueles de dióxido de zircônio. O filtro BAR 1 (*software* e-Vol DX) aliado a implantes de Titânio, instalados em região de molar apresentaram o melhor desempenho na redução da quantificação de artefatos de implantes dentários, independentemente do tamanho do voxel e posição do *phantom* no FOV. Adicionalmente, os filtros abordados do *software* OnDemand3D não apresentaram um desempenho significativo para a redução da quantificação de artefatos, quando comparados às imagens sem filtro.

REFERÊNCIAS*

Baltacıoğlu İH, Eren H, Yavuz Y, Kamburoğlu K. Diagnostic accuracy of different display types in detection of recurrent caries under restorations by using CBCT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016;45(6):20160099. doi: 10.1259/dmfr.20160099. Epub 2016 Jul 4. PMID: 27319604; PMCID: PMC5124775.

Bayat S, Talaeipour AR, Sarlati F. Detection of simulated periodontal defects using cone-beam CT and digital intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016 Jul;45(6):20160030. doi: 10.1259/dmfr.20160030. Epub 2016 May 18. PMID: 27115722; PMCID: PMC5124771.

Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012 Nov;114(5):658-65. doi: 10.1016/j.oooo.2012.08.436. PMID: 23083479.

Bechara B, McMahan CA, Geha H, Noujeim M. Evaluation of a cone beam CT artefact reduction algorithm. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012a Jul;41(5):422-8. doi: 10.1259/dmfr/43691321. Epub 2012 Feb 23. PMID: 22362221; PMCID: PMC3520356.

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012b Mar;41(3):248-53. doi: 10.1259/dmfr/80899839. Epub 2012b Jan 12. PMID: 22241878; PMCID: PMC3520287.

Bechara B, Alex McMahan C, Moore WS, Noujeim M, Teixeira FB, 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. Epub 2013 Mar 21. PMID: 23520395; PMCID: PMC3635776.

Bezerra IS, Neves FS, Vasconcelos TV, Ambrosano GM, Freitas DQ. Influence of the artefact reduction algorithm of Picasso Trio CBCT system on the diagnosis of vertical root fractures in teeth with metal posts. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015;44(6):20140428. doi: 10.1259/dmfr.20140428. Epub 2015 Mar 12. PMID: 25764360; PMCID: PMC4628402.

Bornstein MM, Horner K, Jacobs R. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: current concepts, indications and limitations for clinical practice and research. *Periodontol 2000.* 2017 Feb;73(1):51-72. doi: 10.1111/prd.12161. PMID: 28000270.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

- Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:55-77. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.4. PMID: 24660190.
- Bornstein MM, Brügger OE, Janner SF, Kuchler U, Chappuis V, Jacobs R, et al. Indications and frequency for the use of cone beam computed tomography for implant treatment planning in a specialty clinic. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Sep-Oct;30(5):1076-83. doi: 10.11607/jomi.4081. PMID: 26394344.
- Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Diogenes A. Development of a new cone-beam computed tomography software for endodontic diagnosis. *Braz Dent J*. 2018 Nov-Dec;29(6):517-29. doi: 10.1590/0103-6440201802455. PMID: 30517473.
- Candemil AP, Salmon B, Freitas DQ, Haiter-Neto F, Oliveira ML. Distribution of metal artifacts arising from the exomass in small field-of-view cone beam computed tomography scans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2020 Jul;130(1):116-125. doi: 10.1016/j.oooo.2020.01.002. Epub 2020 Feb 11. PMID: 32057753.
- Carter JB, Stone JD, Clark RS, Mercer JE. Applications of Cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery: an overview of published indications and clinical usage in United States Academic Centers and oral and maxillofacial surgery practices. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Apr;74(4):668-79. doi: 10.1016/j.joms.2015.10.018. Epub 2015 Nov 11. PMID: 26611374.
- Codari M, de Faria Vasconcelos K, Ferreira Pinheiro Nicolielo L, Haiter Neto F, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high-density materials and field of views. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Dec;28(12):1509-14. doi: 10.1111/clr.13019. Epub 2017 Apr 22. PMID: 28432698.
- de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos Kde F, Neves FS, Melo SL, Campos PS, Haiter-Neto F. Detection of periimplant fenestration and dehiscence with the use of two scan modes and the smallest voxel sizes of a cone-beam computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013 Jan;115(1):121-7. doi: 10.1016/j.oooo.2012.10.003. PMID: 23217543.
- de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos Kde F, Campos PS, Haiter-Neto F. Efficacy of a cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016 May;121(5):550-6. doi: 10.1016/j.oooo.2016.01.013. Epub 2016 Jan 28. PMID: 27068312.
- De Martin E Silva D, Campos CN, Pires Carvalho AC, Devito KL. Diagnosis of mesiodistal vertical root fractures in teeth with metal posts: influence of applying filters in cone-beam computed tomography images at different resolutions. *J Endod*. 2018 Mar;44(3):470-4. doi: 10.1016/j.joen.2017.08.030. Epub 2017 Nov 16. PMID: 29153985.

de Rezende Barbosa GL, Sousa Melo SL, Alencar PN, Nascimento MC, Almeida SM. Performance of an artefact reduction algorithm in the diagnosis of in vitro vertical root fracture in four different root filling conditions on CBCT images. *Int Endod J*. 2016 May;49(5):500-8. doi: 10.1111/iej.12477. Epub 2015 Jun 26. PMID: 26033046.

Derks J, Schaller D, Håkansson J, Wennström JL, Tomasi C, Berglundh T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a swedish population: prevalence of peri-implantitis. *J Dent Res*. 2016 Jan;95(1):43-9. doi: 10.1177/0022034515608832. PMID: 26701919.

Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Müller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007 May;36(4):198-203. doi: 10.1259/dmfr/32579161. PMID: 17536086.

Estrela C, Couto GS, Bueno MR, Bueno KG, Estrela LRA, Porto OCL, et al. Apical foramen position in relation to proximal root surfaces of human permanent teeth determined by using a New Cone-beam Computed Tomographic Software. *J Endod*. 2018 Nov;44(11):1741-8. doi: 10.1016/j.joen.2018.07.028. Epub 2018 Sep 25. PMID: 30266469.

Fontenele RC, Nascimento EH, Vasconcelos TV, Noujeim M, Freitas DQ. Magnitude of cone beam CT image artifacts related to zirconium and titanium implants: impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018 Jul;47(6):20180021. doi: 10.1259/dmfr.20180021. Epub 2018 May 10. PMID: 29668300; PMCID: PMC6196050.

Freitas DQ, Fontenele RC, Nascimento EHL, Vasconcelos TV, Noujeim M. Influence of acquisition parameters on the magnitude of cone beam computed tomography artifacts. *Dentomaxillofac Radiol*. 2018 Dec;47(8):20180151. doi: 10.1259/dmfr.20180151. Epub 2018 Jun 27. PMID: 29916722; PMCID: PMC6326394.

Gaêta-Araujo H, Alzoubi T, Vasconcelos KF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, et al. Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofac Radiol*. 2020 Dec;49(8):20200145. doi: 10.1259/dmfr.20200145. Epub 2020 Jun 15. PMID: 32501720; PMCID: PMC7719864.

Gamba TO, Oliveira ML, Flores IL, Cruz AD, Almeida SM, Haiter-Neto F, et al. Influence of cone-beam computed tomography image artifacts on the determination of dental arch measurements. *Angle Orthod*. 2014 Mar;84(2):274-8. doi: 10.2319/040313-255.1. Epub 2013 Aug 7. PMID: 23924404

Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, Jacobs R, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Oct;13(5):566-70. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130518.x. PMID: 12674118

Harris D, Horner K, Gröndahl K, Jacobs R, Helmrot E, Benic GI, et al. E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Nov;23(11):1243-53. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02441.x. Epub 2012 Mar 21. PMID: 22432473.

Heitz-Mayfield LJA, Heitz F, Lang NP. Implant Disease Risk Assessment IDRA-a tool for preventing peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res.* 2020 Apr;31(4):397-403. doi: 10.1111/clr.13585. Epub 2020 Feb 20. PMID: 32003037.

Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health.* 2018 May 15;18(1):88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5. PMID: 29764458; PMCID: PMC5952365.

Jaju PP, Jain M, Singh A, Gupta A. Artefacts in cone beam CT. *Open J Stomatol* 2013 Ago;03(05):292–7. doi: <https://doi.org/10.4236/ojst.2013.35049>.

Kamburoglu K, Kolsuz E, Murat S, Eren H, Yüksel S, Paksoy CS. Assessment of buccal marginal alveolar peri-implant and periodontal defects using a cone beam CT system with and without the application of metal artefact reduction mode. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(8):20130176. doi: 10.1259/dmfr.20130176. PMID: 23956236; PMCID: PMC3922259.

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 Mar;107(3):420-5. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.05.049. Epub 2008 Aug 20. PMID: 18715805.

Kordbacheh Changi K, Finkelstein J, Papapanou PN. Peri-implantitis prevalence, incidence rate, and risk factors: A study of electronic health records at a U.S. dental school. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Apr;30(4):306-14. doi: 10.1111/clr.13416. Epub 2019 Mar 10. PMID: 30768875.

Kurt MH, Bağış N, Evli C, Atakan C, Orhan K. Comparison of the different voxel sizes in the estimation of peri-implant fenestration defects using cone beam computed tomography: an ex vivo study. *Int J Implant Dent.* 2020 Oct 2;6(1):58. doi: 10.1186/s40729-020-00254-2. PMID: 33006000; PMCID: PMC7530157.

Lang NP, Berglundh T. Working Group 4 of Seventh European Workshop on Periodontology. Periimplant diseases: where are we now?--Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol.* 2011 Mar;38 Suppl 11:178-81. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01674.x. PMID: 21323713.

Lindhe J, Meyle J. Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J*

Clin Periodontol. 2008 Sep;35(8 Suppl):282-5. doi: 10.1111/j.1600-051X.2008.01283.x. PMID: 18724855.

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.

Mauad LQ, Doriguêto PVT, Almeida D, Fardim KAC, Machado AH, Devito KL. Quantitative assessment of artefacts and identification of gaps in prosthetic crowns: a comparative in vitro study between periapical radiography and CBCT images. *Dentomaxillofac Radiol*. 2021 Mar 1;50(3):20200134. doi: 10.1259/dmfr.20200134. Epub 2020 Sep 17. PMID: 32941742; PMCID: PMC7923067.

Neves FS, Freitas DQ, Campos PSF, Ekestubbe A, Lofthag-hansen S. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of vertical root fractures: the influence of imaging modes and root canal materials. *J Endod*. 2014;40:1530-6.

Oenning AC, Jacobs R, Pauwels R, Stratis A, Hedesiu M, Salmon B; DIMITRA Research Group, <http://www.dimitra.be>. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. *Pediatr Radiol*. 2018 Mar;48(3):308-16. doi: 10.1007/s00247-017-4012-9.

Oenning AC, Jacobs R, Salmon B; DIMITRA Research Group (<http://www.dimitra.be>). ALADAIP, beyond ALARA and towards personalized optimization for paediatric cone-beam CT. *Int J Paediatr Dent*. 2021 Sep;31(5):676-8. doi: 10.1111/ipd.12797. Epub 2021 May 20. PMID: 33844356.

Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Syriopoulos K, van der Stelt P. Assessment of metal artefact reduction around dental titanium implants in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2014;43(7):20140019. doi: 10.1259/dmfr.20140019. Epub 2014 Aug 19. PMID: 25135316; PMCID: PMC4170846.

Pauwels R, Beinsberger J, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, et al. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012 Jul;114(1):127-35. doi: 10.1016/j.oooo.2012.01.020. Epub 2012 May 15. PMID: 22727102.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. SEDENTEXCT Project Consortium. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Aug;24 Suppl A100:94-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02382.x. Epub 2011 Dec 15. PMID: 22168574.

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224. PMID: 25263643; PMCID: PMC4277439.

Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016 Feb;121(2):188-95. doi: 10.1016/j.oooo.2015.10.017. Epub 2015 Oct 20. PMID: 26792756.

Panjnoush M, Kheirandish Y, Kashani PM, Fakhar HB, Younesi F, Mallahi M. Effect of exposure parameters on metal artifacts in cone beam computed tomography. *J Dent (Tehran)*. 2016 Jun;13(3):143-150. PMID: 28392810; PMCID: PMC5376540

Sancho-Puchades M, Hämmerle CH, Benic GI. In vitro assessment of artifacts induced by titanium, titanium-zirconium and zirconium dioxide implants in cone-beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Oct;26(10):1222-8. doi: 10.1111/clr.12438. Epub 2014 Jul 8. PMID: 25040484.

Sanz M, Chapple IL; Working Group 4 of the VIII European Workshop on Periodontology. Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4. *J Clin Periodontol*. 2012 Feb;39 Suppl 12:202-6. doi: 10.1111/j.1600-051X.2011.01837.x. PMID: 22533957.

Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006 Feb;72(1):75-80. PMID: 16480609.

Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008 Oct;52(4):707-30, v. doi: 10.1016/j.cden.2008.05.005. PMID: 18805225.

Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan*. 2010 Jun;103(2):62-7. doi: 10.1016/j.aodf.2010.04.001. PMID: 20645632.

Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*. 2012 Mar;57 Suppl 1:46-60. doi: 10.1111/j.1834-7819.2011.01657.x. PMID: 22376097.

Sheikhi M, Behfarnia P, Mostajabi M, Nasri N. The efficacy of metal artifact reduction (MAR) algorithm in cone-beam computed tomography on the diagnostic accuracy of fenestration and dehiscence around dental implants. *J Periodontol*. 2020 Feb;91(2):209-14. doi: 10.1002/JPER.18-0433. Epub 2019 Aug 28. PMID: 31364765.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011 Jul;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039. PMID: 21697151; PMCID: PMC3520262.

Schriber M, Yeung AWK, Suter VGA, Buser D, Leung YY, Bornstein MM. Cone beam computed tomography artefacts around dental implants with different materials

influencing the detection of peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res.* 2020 Jul;31(7):595-606. doi: 10.1111/clr.13596. Epub 2020 Mar 23. PMID: 32147872.

Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012 Dec;41(8):686-90. doi: 10.1259/dmfr/33467269. Epub 2012 Aug 29. PMID: 22933536; PMCID: PMC3528195.

Schwarz F, Sahm N, Schwarz K, Becker J. Impact of defect configuration on the clinical outcome following surgical regenerative therapy of peri-implantitis. *J Clin Periodontol.* 2010 May;37(5):449-55. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01540.x. Epub 2010 Mar 24. PMID: 20374416.

Smeets R, Schöllchen M, Gauer T, Aarabi G, Assaf AT, Rendenbach C, et al. Artefacts in multimodal imaging of titanium, zirconium and binary titanium-zirconium alloy dental implants: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2017 Feb;46(2):20160267. doi: 10.1259/dmfr.20160267. Epub 2016 Dec 2. PMID: 27910719; PMCID: PMC5595012.

Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(2):32310645. doi: 10.1259/dmfr/32310645. Epub 2012 Jul 27. PMID: 22842641; PMCID: PMC3699011.

Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. *Dentomaxillofac Radiol.* 2014;43(4):20130376. doi: 10.1259/dmfr.20130376. Epub 2014 Feb 3. PMID: 24678846; PMCID: PMC4082261.

Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012 Jun;113(6):817-26. doi: 10.1016/j.oooo.2012.03.005. PMID: 22668710.

Updegrave WJ. Right angle dental radiography described, simplified, and standardized (part I). *Compend Contin Educ Dent.* 1981 Nov-Dec;2(6):379-84. PMID: 6950872.

Valizadeh S, Vasegh Z, Rezapanah S, Safi Y, Khaeazifard MJ. Effect of object position in cone beam computed tomography field of view for detection of root fractures in teeth with intra-canal posts. *Iran J Radiol.* 2015 Oct 26;12(4):e25272. doi: 10.5812/iranjradiol.25272. PMID: 26793289; PMCID: PMC4711188.

Vasconcelos TV, Bechara BB, McMahan CA, Freitas DQ, Noujeim M. Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2017 Feb;123(2):265-72. doi: 10.1016/j.oooo.2016.10.021. Epub 2016 Nov 1. PMID: 28086998.

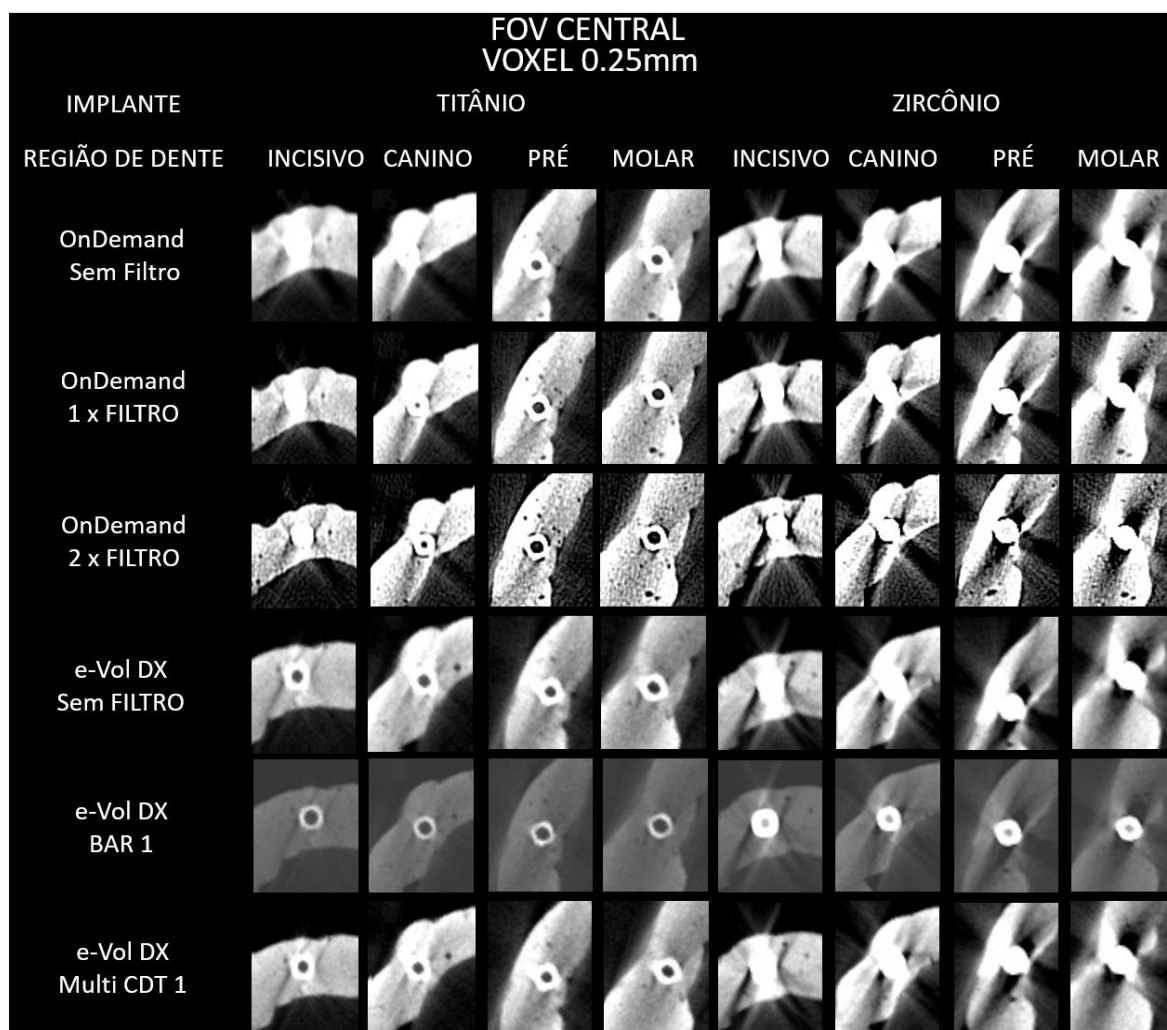
Vasconcelos KF, Codari M, Queiroz PM, Nicolielo LFP, Freitas DQ, Sforza C, et al. The performance of metal artifact reduction algorithms in cone beam computed tomography images considering the effects of materials, metal positions, and fields of view. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2019a Jan;127(1):71-6. doi: 10.1016/j.oooo.2018.09.004. Epub 2018 Sep 26. PMID: 30528550.

Vasconcelos TV, Leandro Nascimento EH, Bechara BB, Freitas DQ, Noujeim M. Influence of cone beam computed tomography settings on implant artifact production: zirconia and titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019b Sep/Oct;34(5):1114-20. doi: 10.11607/jomi.7129. PMID: 31528863

Vanderstuyft T, Tarce M, Sanaan B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Quirynen M. Inaccuracy of buccal bone thickness estimation on cone-beam CT due to implant blooming: An ex-vivo study. *J Clin Periodontol*. 2019 Nov;46(11):1134-43. doi: 10.1111/jcpe.13183. Epub 2019 Sep 9. PMID: 31446644.

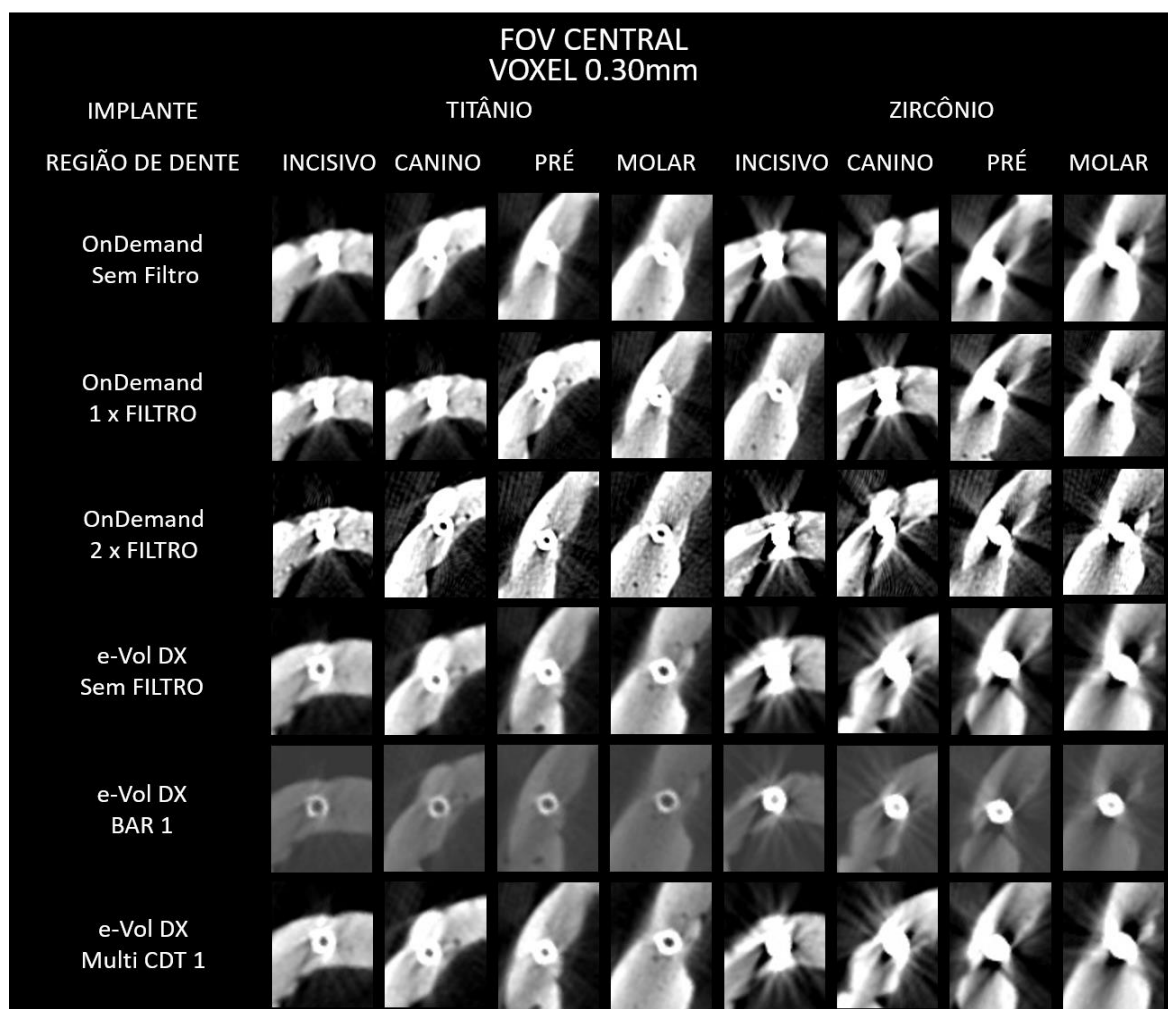
APÊNDICE A – Cortes axiais analisados

Figura 18 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.25mm e posição do *phantom* central no FOV



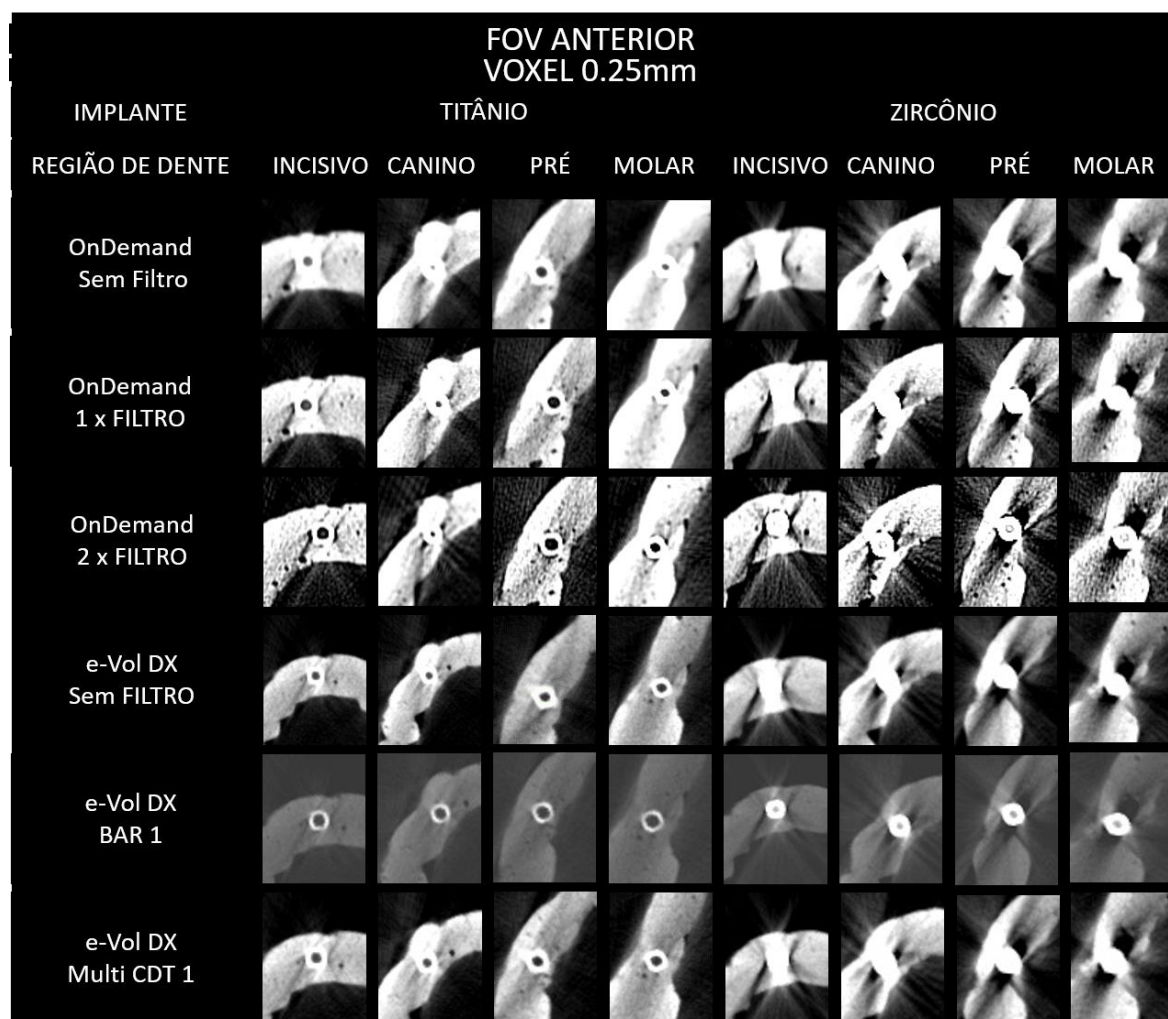
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.30mm e posição do *phantom* central no FOV



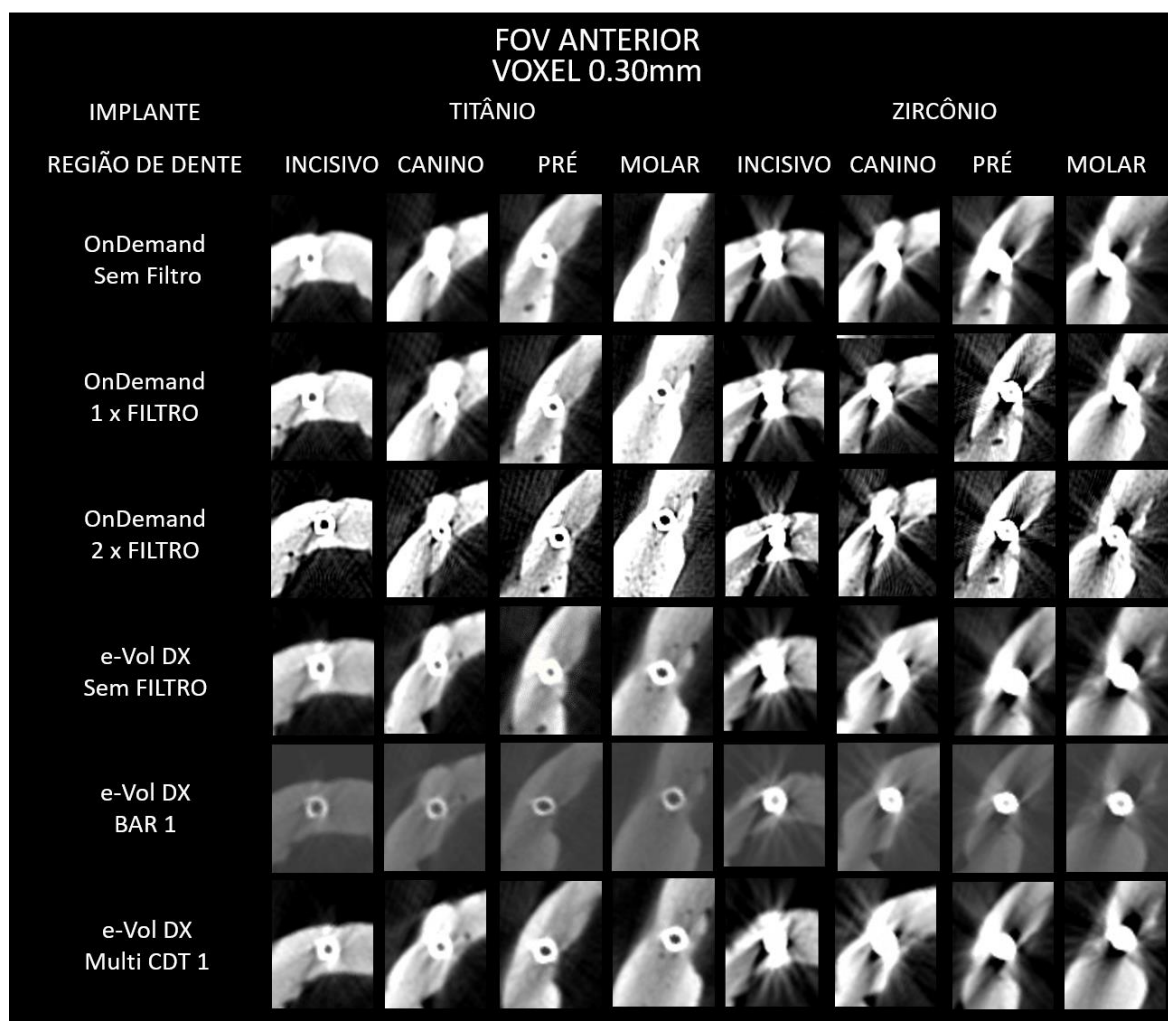
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.25mm e posição do *phantom* anterior no FOV



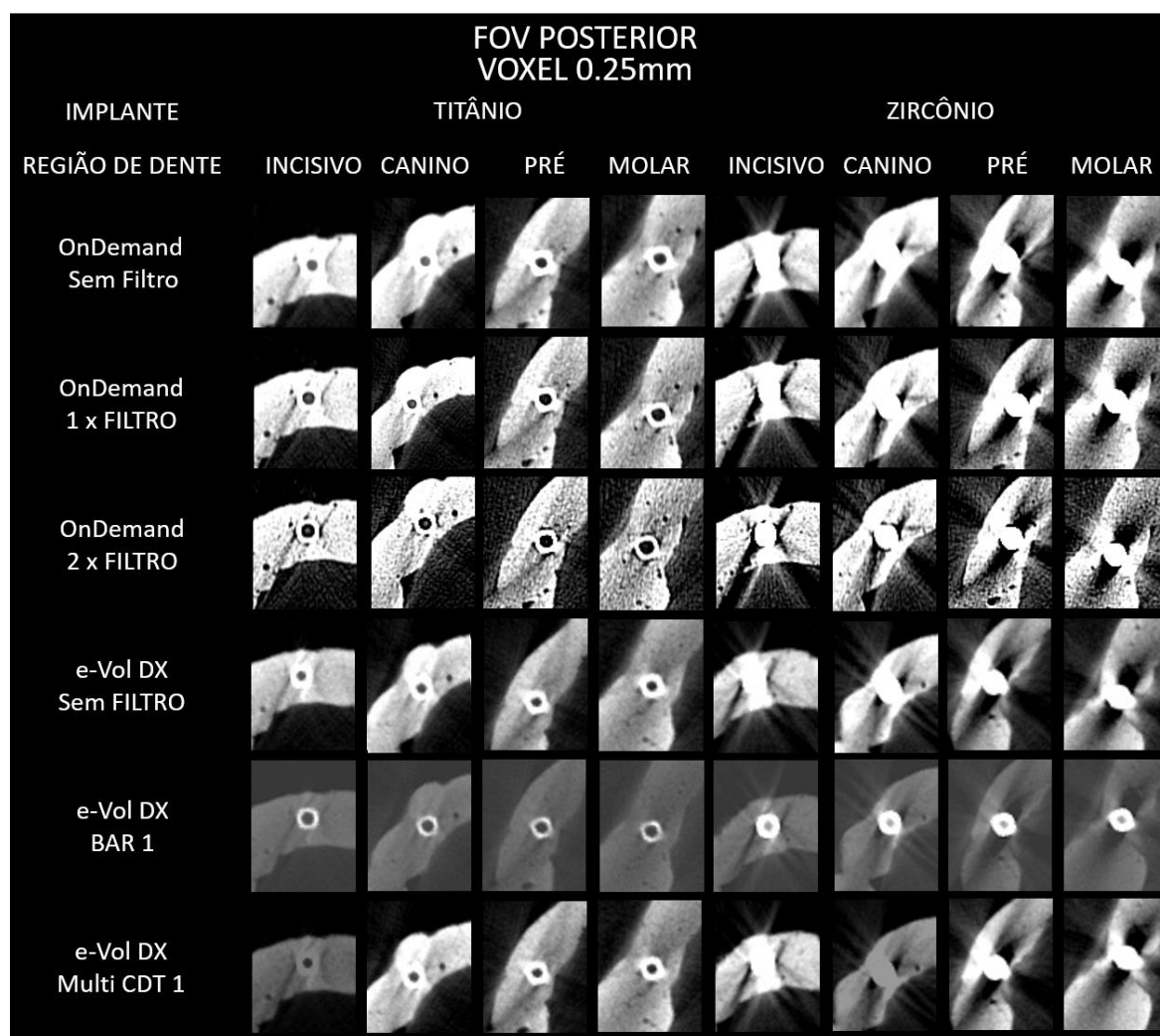
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.30mm e posição do *phantom* anterior no FOV



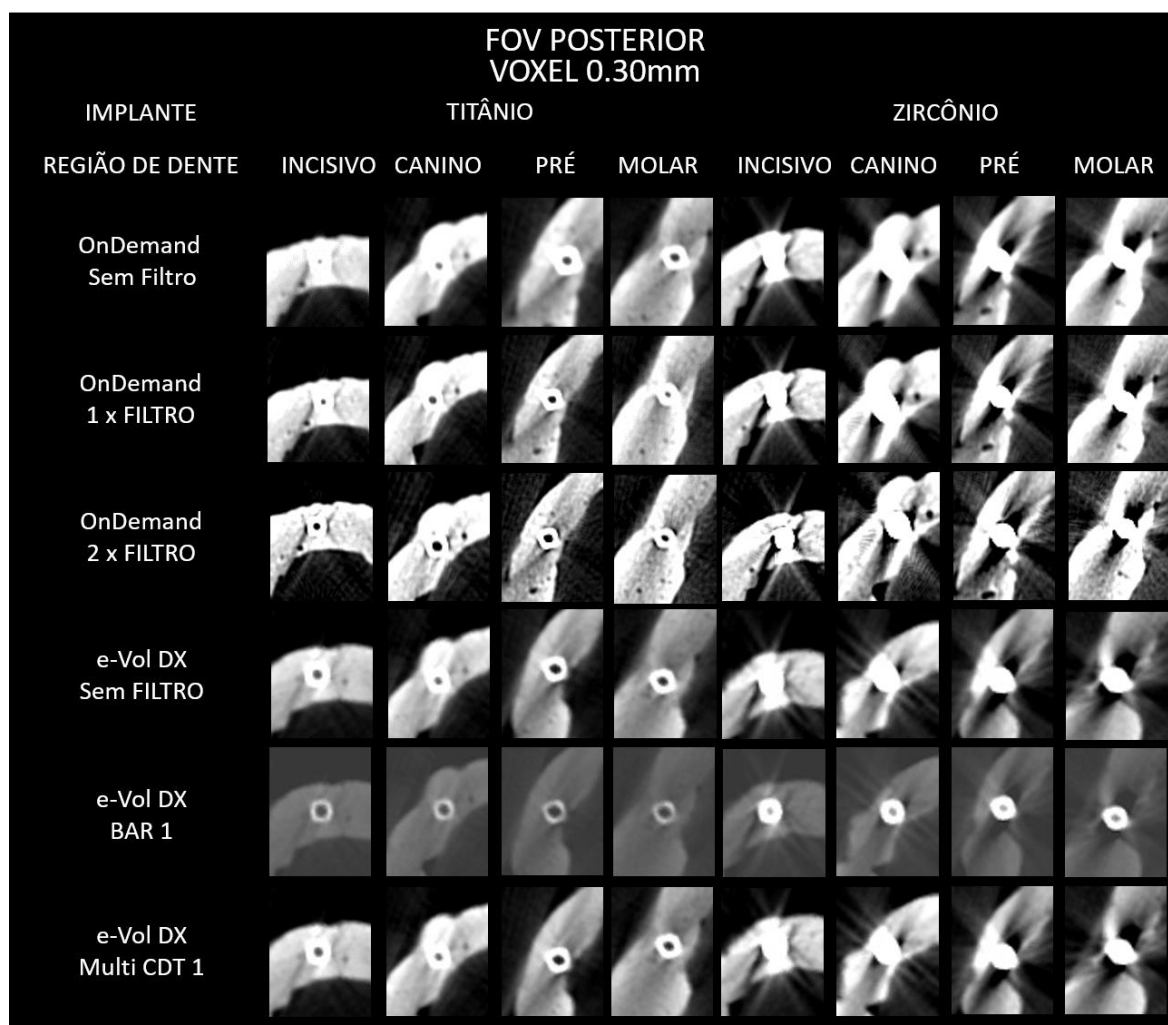
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.25mm e posição do *phantom* posterior no FOV



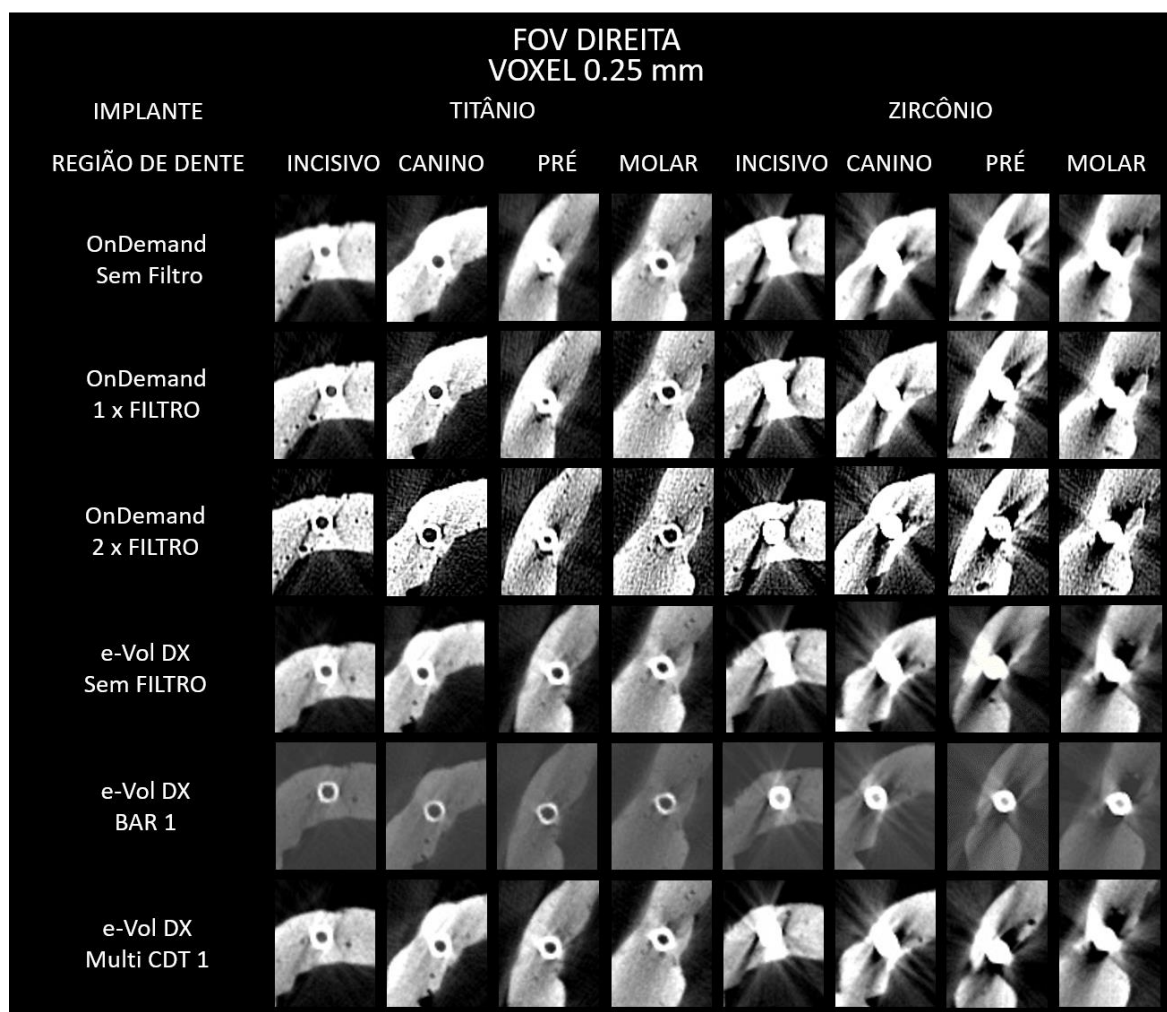
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.30mm e posição do *phantom* posterior no FOV



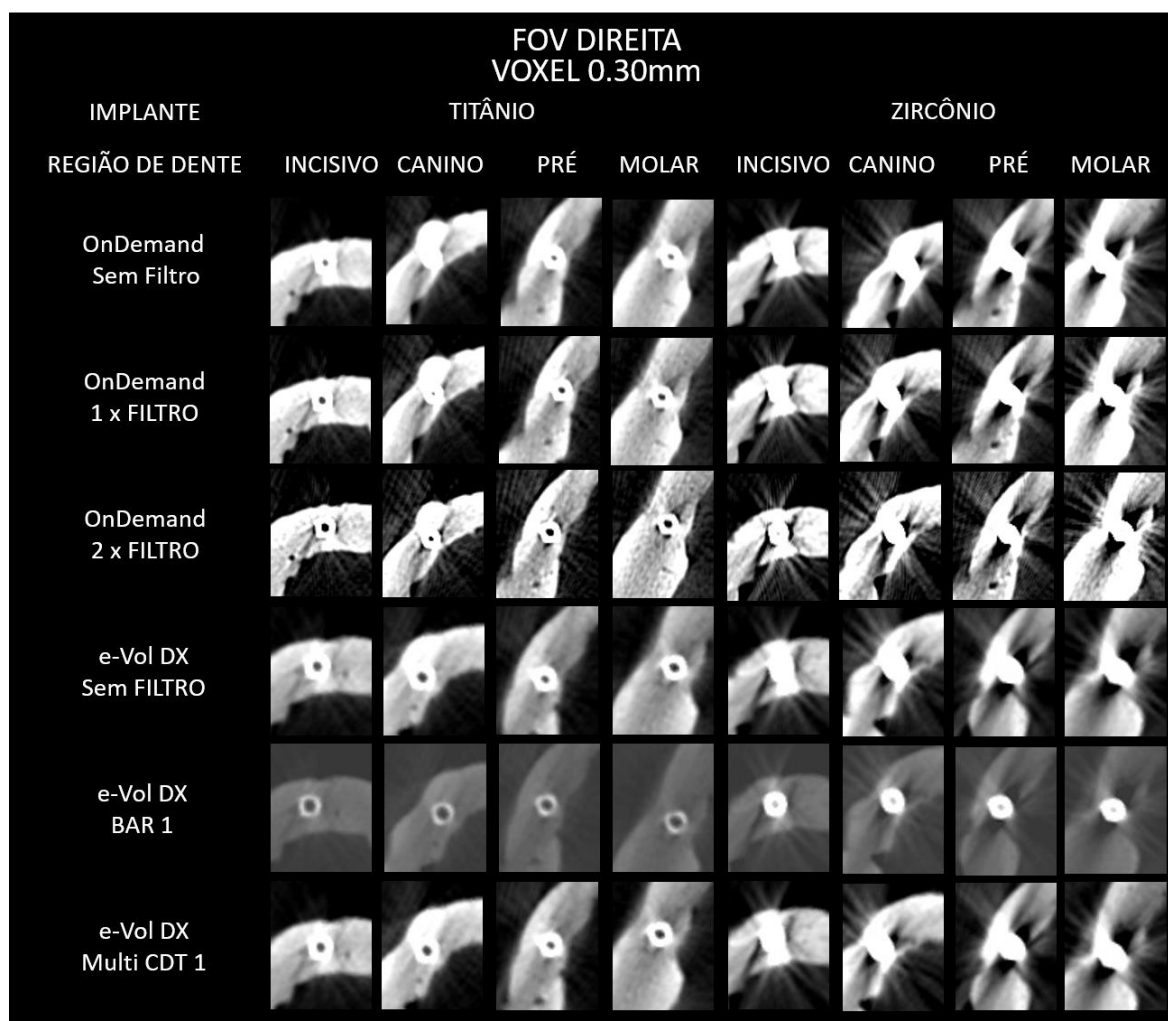
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 24 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.25mm e posição do *phantom* a direita no FOV



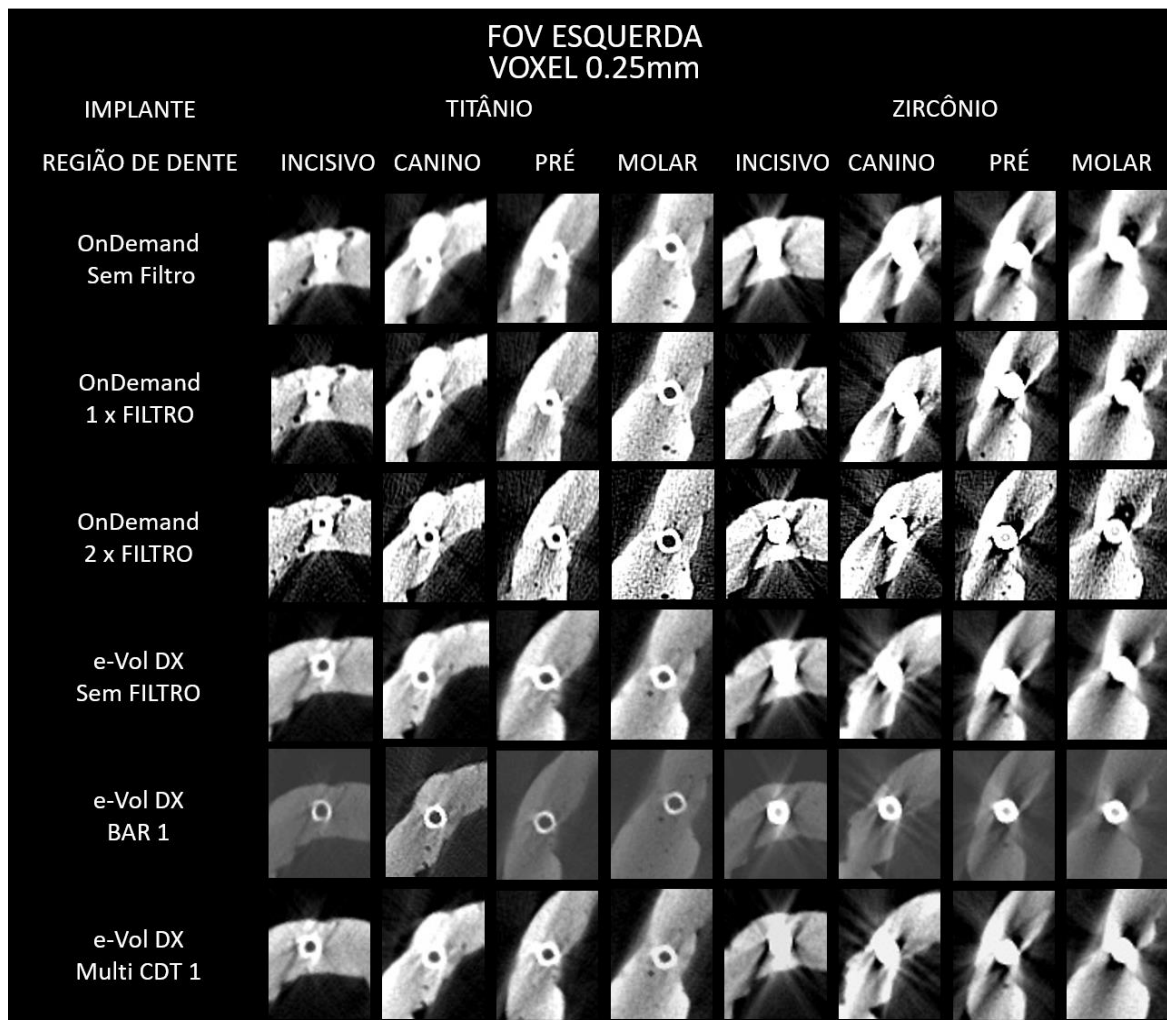
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.30mm e posição do *phantom* a direita no FOV



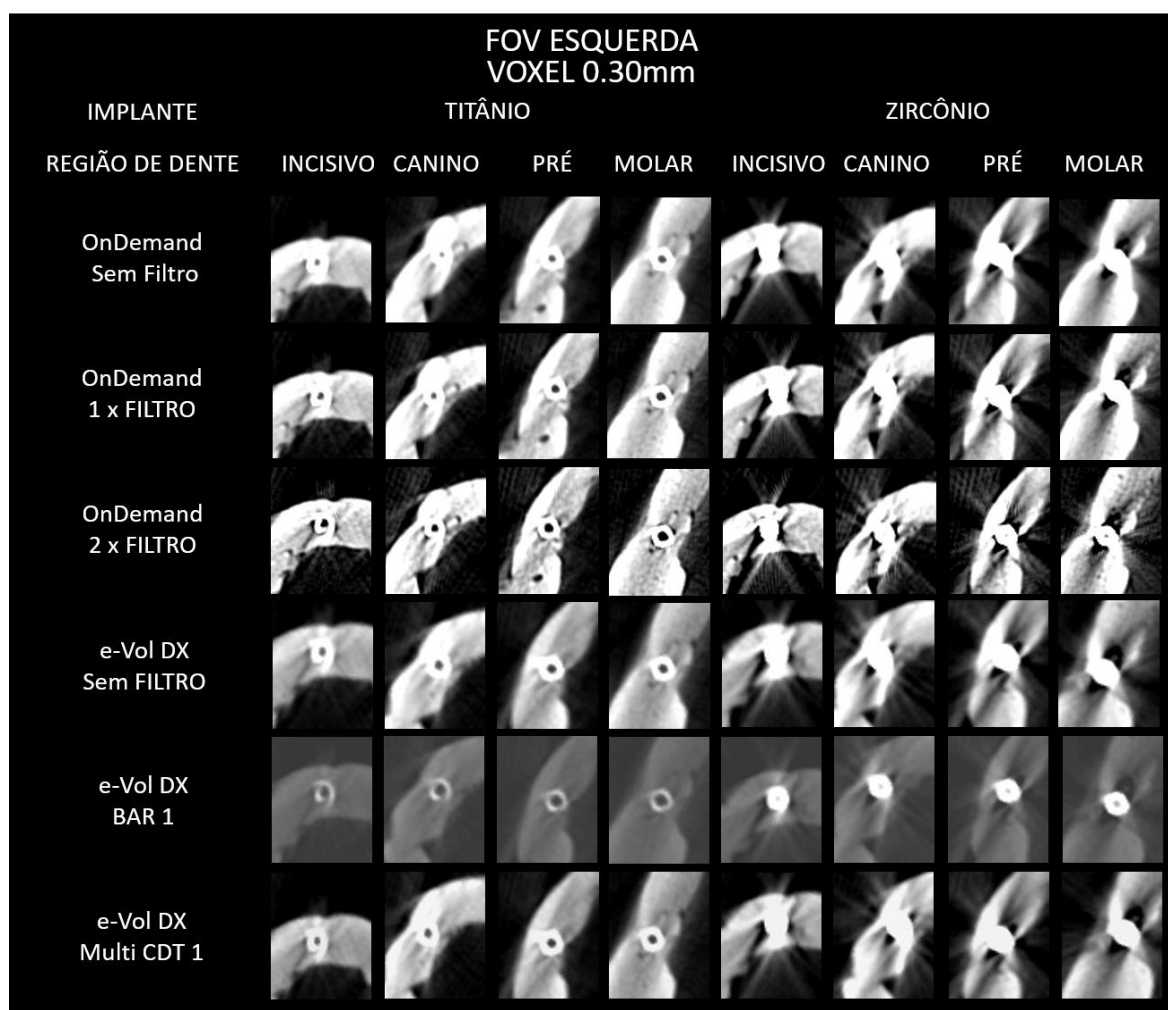
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 26 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.25mm e posição do *phantom* a esquerda no FOV



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 27 - Cortes axiais das imagens em voxel 0.30mm e posição do *phantom* a esquerda no FOV



Fonte: Elaborado pelo autor.

ANEXO Certificado de Comitê de Ética

UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DA COMPARATIVA DA INFLUÊNCIA DE FILTROS DE PÓS-PROCESSAMENTO E DA VARIAÇÃO DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO NA QUANTIFICAÇÃO DE ARTEFATOS METÁLICOS EM IMAGENS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Pesquisador: Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 26758819.4.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.779.161

Apresentação do Projeto:

Este estudo relaciona-se à crescente demanda na indicação do exame de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) nas diversas áreas da odontologia, cada vez mais, tem não somente a função de direcionar o diagnóstico e planejamento pré-operatório, como também vem sendo solicitada para auxiliar o acompanhamento pós-operatório. Imagens bidimensionais, a exemplo, radiografias periapicais, deixam dúvida quanto à qualidade, presença, ausência de osso, ou patologias nas superfícies que sofrem sobreposição, sendo assim, essas imagens são limitadas, já a TCFC, por ser um exame tridimensional, permite detalhar a localização de estruturas anatômicas, morfologia e dimensão óssea, sem sobreposições. Alguns parâmetros

relacionados à aquisição dos exames de TCFC precisam ser mais estudados, assim como também há uma necessidade de mais estudos relacionados aos filtros de pós-processamento, que sugerem permitir o melhoramento da imagem na presença de artefatos metálicos. Nesse contexto, este estudo terá como objetivos avaliar e comparar, por meio da quantificação de artefatos gerados por implantes, a efetividade dos filtros de pós-processamento de imagem, para a redução de artefatos, disponibilizados por dois softwares, um nacional e um Sul Coreano.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar, de forma objetiva, a real efetividade dos filtros de pós-processamento em imagens de

Endereço: Av. Engº Francisco José Longo 777

Bairro: Jardim São Dimas

CEP: 12.245-000

UF: SP

Município: SÃO JOSÉ DOS CAMPOS

Telefone: (12)3947-9078

Fax: (12)3947-9010

E-mail: ceph.ict@unesp.br

**UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS**



Continuação do Parecer: 3.779.161

TCFC, disponibilizados por 02 softwares, um nacional (e-Vol DX, CDT, Bauru, SP, Brasil) e outro Sul Coreano (OnDemand 3D, Cybermed, Seul, Coreia do Sul), no caso de redução de artefatos, em específico quando oriundos de implantes dentários, por meio de quantificação dos mesmos, estudando ainda a influência dos parâmetros: dimensão do voxel, região de implante e posição do corpo no FOV sobre a quantificação desses artefatos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios foram descritos adequadamente. Segundo o pesquisador, os riscos estão relacionados ao avaliador das imagens, ou seja, à análise das imagens, como o cansaço visual (fadiga) do radiologista que irá realizá-las. Para minimizá-lo, as análises serão feitas respeitando-se o máximo de 04 análises diárias, com intervalos de 03 dias entre as mesmas. Os benefícios são indiretos considerando que o estudo trata de avaliação de imagens; e relacionam-se à possibilidade de otimização do uso dos filtros de pós-processamento estudados, melhorando a qualidade da análise da imagem de TCFC no que tange a interpretação dos implantes já instalados, favorecendo o acompanhamento e diretamente ao paciente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está bem apresentado de acordo com rigor científico e princípios éticos. Tem relevância científica uma vez que poderá contribuir na aquisição de imagens com qualidade diagnóstica para o acompanhamento pós-operatório dos pacientes.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Há dispensa do TCLE uma vez que envolverá imagens radiográficas pertencentes ao Departamento de Diagnóstico e Cirurgia do ICT/Unesp, e no momento da aquisição destas imagens, o consentimento para uso destas imagens, em pesquisa, é obtido. A Declaração de autorização dada pelo chefe do Departamento envolvido, para uso destas imagens, foi apresentada.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto está Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

O Colegiado acata o parecer do(a) Relator(a).

O (a) pesquisador(a) irá receber e-mail da Secretaria do CEPH-ICT-CAMPUS DE SJCAMPOS-UNESP,

Endereço: Av. Eng.º Francisco José Longo 777
 Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
 UF: SP Município: SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
 Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br

**UNESP - INSTITUTO DE
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS
CAMPOS**



Continuação do Parecer: 3.779.161

para envio de relatórios parciais/final, para não incorrer na penalidade de não o fazendo, em não ter novas submissões avaliada pelo Comitê de Ética, até que sane a pendência de envio do relatório, na forma de notificação através do sistema da Plataforma Brasil. Obs:- No site <https://www2.ict.unesp.br/> – Sobre o ICT – Comissões e Comitês - Comitê de Ética Envolvendo Seres Humanos, encontrará o formulário para envio do Relatório parcial/final.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1486105.pdf	06/12/2019 14:29:32		Aceito
Outros	AUTORIZACAOMAND.pdf	06/12/2019 14:29:09	Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.pdf	06/12/2019 14:28:51	Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes	Aceito
Folha de Rosto	FolhadeRosto0001.pdf	06/12/2019 14:28:16	Sérgio Lúcio Pereira de Castro Lopes	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Avaliação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS CAMPOS, 17 de Dezembro de 2019

Assinado por:
Denise Nicodemo
(Coordenador(a))

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777
 Bairro: Jardim São Dimas CEP: 12.245-000
 UF: SP Município: SAO JOSE DOS CAMPOS
 Telefone: (12)3947-9078 Fax: (12)3947-9010 E-mail: ceph.ict@unesp.br