MARIANA MURAI CHAGAS

Avaliação da acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio e dióxido de zircônia: uma revisão sistemática e metanálise

São Paulo
2021

MARIANA MURAI CHAGAS

Avaliação da acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio e dióxido de zircônia: uma revisão sistemática e metanálise

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraiso Cavalcanti

São Paulo

2021

Catalogação da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Chagas, Mariana Murai.
Avaliação da acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio e dióxido de zircônia: uma revisão sistemática e metanálise / Mariana Murai Chagas ; orientador Marcelo de Gusmão Paraiso Cavalcanti -- São Paulo, 2021.

79 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de concentração: Diagnóstico Bucal, Radiologia Odontológica e Imaginologia. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Diagnóstico por imagem. 2. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 3. Zircônia. 4. Implantes dentários. I. Cavalcanti, Marcelo de Gusmão Paraiso. II. Título.

Fábio Jastwebski – Bibliotecário - CRB8/5280

Chagas MM. Avaliação da acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio e dióxido de zircônia: uma revisão sistemática e metanálise. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovada em: 10/09/2021

Banca Examinadora

Prof. Dr. Marcelo de Gusmao Paraiso Cavalcanti

Instituição:FO-USP Julgamento: Aprovada

Profa. Dra. Maria Alves Garcia Santos Silva

Instituição:UFG-Externo Julgamento:Aprovada

Prof. Dr. Cesar Angelo Lascala

Instituição: FO-USP Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Brunno Santos de Freitas Silva

Instituição:UFG-Externo Julgamento:Aprovada

Este trabalho é todo dedicado aos meus pais **Tomás** e **Suely**, pois é graças aos seus esforços que hoje posso concluir não só o mestrado, mas todas as outras conquistas que alcancei na vida. Estendo também ao meu irmão **Felipe** que me apoia incondicionalmente, e é meu porto seguro desde minha vinda à São Paulo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço meu orientador, o Professor Doutor **Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti** por ter aceitado realizar este projeto, e ter me acolhido no Labi-3D FOUSP. Todo o apoio e orientação foram essenciais para concluir minha trajetória no curso de Mestrado. Agradeço também meus colegas do Labi-3D, **Wellington e Solange**, sempre dispostos a ajudar, e que me transmitiram não só as suas experiências na pós-graduação, mas também me ajudaram a passar pelos obstáculos que encontrava pelo caminho. Expresso minha gratidão a todos os profissionais do departamento Diagnóstico Bucal, Radiologia e Imaginologia e também à **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – FOUSP** pelo acolhimento desde 2013 no início da graduação, onde passei momentos inesquecíveis, sou muito feliz e grata por ter feito minha graduação e pós-graduação nesta casa.

O presente trabalho foi realizado com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Por fim, encontro-me realizada em finalizar esta etapa e cheia de gratidão pelos conhecimentos que adquiri e por tantas pessoas legais que conheci pelo caminho.

"Sonhar é verbo
É seguir, é pensar, é inspirar
É fazer força, insistir
É lutar, é transpirar
São mil verbos
Que vem antes do verbo realizar".

Bráulio Bessa

RESUMO

Chagas MM. Avaliação da acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio e dióxido de zircônia: uma revisão sistemática e metanálise [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

Objetivo: O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão sistemática (RS) e metanálise para avaliar a acurácia de exames de imagem para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de titânio (Ti) e dióxido de zircônia (ZrO_2). Material e método: Seis bancos de dados online foram pesquisados. Todos os estudos selecionados foram submetidos a critérios de inclusão e exclusão. Os estudos incluídos na RS foram submetidos a avaliação de viés e aplicabilidade por meio da ferramenta QUADAS-2 e metanálise de efeito aleatório. As curvas sumárias de características de operação do receptor (sROC) foram construídas para comparar o efeito das diferenças metodológicas em relação às variáveis de cada grupo. Resultados: A estratégia de busca resultou em 719 artigos, seguindo os critérios de elegibilidade, títulos e resumos foram lidos e 61 estudos foram selecionados para leitura na íntegra, 24 dos 61 estudos foram incluídos nesta RS. A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) apresentou dados suficientes para análise quantitativa (metanálise) em implantes de ZrO_2 e Ti. A metanálise revelou altos níveis de inconsistência no último grupo. Em relação às curvas sROC, a área sob a curva (AUC) foi maior para o grupo Ti global (AUC = 0,79) do que para o ZrO_2 global (AUC = 0,69), mas sem diferença estatisticamente significativa entre elas. A comparação de AUCs de deiscências e defeitos de fenestração em implantes de Ti (AUC de deiscência em Ti = 0,73 e AUC de fenestração em Ti = 0,87) resultou em uma diferença estatisticamente significativa. Conclusão: A acurácia diagnóstica da TCFC na avaliação de defeitos ósseos peri-implantares ao comparar os implantes de Ti e ZrO_2 foi semelhante, e o defeito de fenestração foi diagnosticado com mais precisão do que a deiscência nos implantes de Ti. Os dados coletados para analisar quantitativamente o desempenho diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares dos métodos de imagem RP, PAN, IRM e TC em implantes de Ti e ZrO_2 não foram suficientes. Número do protocolo PROSPERO: CRD42020149678.

Palavras-chave: Diagnóstico por Imagem. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. Zircônia. Implantes Dentários.

ABSTRACT

Chagas MM. Assessment of the accuracy of imaging exams for the diagnosis of peri-implant bone defects in titanium and zirconia dioxide implants: a systematic review and meta-analysis [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão Corrigida.

Purpose: The aim of this study was to perform a systematic review (SR) and meta-analysis to assess the diagnostic accuracy of imaging exams for the diagnosis of peri-implant bone defects in titanium (Ti) and zirconium dioxide (ZrO_2) implants. Material and method: Six online databases were searched. All selected studies were subjected to inclusion and exclusion criteria. The studies included in the SR underwent bias and applicability assessment through QUADAS-2 tool and random effect meta-analysis. Summary receiver operating characteristic curves (sROC) were built to compare the effect of methodological differences in relation to the variables of each group. Results: The search strategy yielded 719 articles, following eligibility criteria titles and abstracts were read and 61 studies were selected for full-text reading, 24 of the 61 studies were included in this SR. Cone-beam computed tomography (CBCT) presented sufficient data for quantitative analysis in ZrO_2 and Ti implants. Meta-analysis revealed high levels of inconsistency in the latter group. Regarding sROC curves, the area under curve (AUC) was larger for the global Ti group (AUC = 0.79) than for the global ZrO_2 (AUC = 0.69), but with no statistically significant difference between them. Dehiscence and fenestration defects in Ti implants (Ti Dehiscence AUC = 0.73 and Ti Fenestration AUC = 0.87) AUCs comparison resulted in statistically significant difference. Conclusion: Diagnostic accuracy of CBCT imaging in the assessment of peri-implant bone defects when comparing Ti and ZrO_2 implants, were similar, and fenestration was more accurately diagnosed than dehiscence in Ti implants. There was not enough data to quantitatively analyze the diagnostic performance of peri-implant bone defects of PR, PAN, MRI and CT imaging methods in Ti and ZrO2 implants.
PROSPERO protocol number: CRD42020149678.

Keywords: Dental Implants. Cone-Beam Computed Tomography. Zirconium. Diagnostic Imaging.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1- Diagrama da busca sistematizada dos artigos 32

Figura 4.2 - Sumário do risco de viés e aplicabilidade de cada domínio para os estudos incluídos 34

Figura 4.3 - Comparação das curvas sROC global dos implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC 51

Figura 4.4 - Comparação das curvas sROC para detecção de fenestração peri-implantar em implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC 52

Figura 4.5 - Comparação das curvas sROC para detecção de defeito peri-implantar de 4-paredes em implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC 53

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Características descritivas dos estudos incluídos 37

Tabela 4.2 - Valores de sensibilidade, especificidade, DOR e heterogeneidade gerados através da metanálise 47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAOMR	Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
AINO	Adaptive Image noise optimizer
AUC	Área sobre a surva
DOR	Razão de probabilidade de diagnóstico
FOV	Campo de visão
HD-TCFC	Alta-Dose
LD-TCFC	Baixa-Dose
MAR	Redução de artefato metálico
PROSPERO	Registro Prospectivo Internacional de Revisões Sistemáticas
QUADAS-2	Quality Assessment Tool for Diagnostic Accuracy Studies 2
RI	Radiografia intraoral
IRM	Imagem por ressonância magnética
RP	Radiografia periapical
PAN	Radiografia panorâmica
RS	Revisão sistemática
SROC	Curvas sumárias de características de operação do receptor
TC	Tomografia computadorizada helicoidal
TCFC	Tomografia computadorizada por feixe cônico
Ti	Titânio
ZrO_2	Dióxido de Zircônia
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional

SUMÁRIO

1	**INTRODUÇÃO**	23
2	**PROPOSIÇÃO**	25
3	**MATERIAL E MÉTODOS**	27
4	**RESULTADOS**	31
5	**DISCUSSÃO**	55
6	**CONCLUSÃO**	63
	REFERÊNCIAS	65
	ANEXOS	73

1 INTRODUÇÃO

O implante dentário é um recurso clínico amplamente utilizado em reabilitações orais e apresenta elevadas taxas de sucesso (97%) desde que seja respeitada as variáveis que podem influenciar a sua longevidade (1). Apesar do sucesso clínico dos implantes, ainda há uma grande prevalência de pacientes que apresentam doenças do tecido peri-implantar. Aproximadamente 8.6 a 9.7% de casos acompanhados apresentavam inflamação crônica dos tecidos mole e duros ao redor de implantes após acompanhamento de cinco anos. Aumento da profundidade de sondagem, sangramento e progressiva perda óssea alveolar são aspectos clínicos que caracterizam a peri-implantite e pode resultar em defeitos ósseos como fenestração, deiscência e defeitos intraósseos (2–4).

O diagnóstico da peri-implantite e defeitos ósseos é realizado através da associação de exame clínico e de imagem. A detecção precoce da doença, influencia na escolha do tratamento mais adequado, levando a um prognóstico mais favorável. Quando não é diagnosticado corretamente e seu manejo é deficiente pode levar à recessão gengival, complicações estéticas e perda da osseointegração do implante (4–7).

Diversas são as modalidades de imagens usadas para identificar defeitos ósseos ao redor dos implantes, radiografias periapicais (RP), radiografia panorâmica (PAN), imagem por ressonância magnética (IRM), tomografia computadorizada helicoidal (TC) e tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC). Estudos indicam a aquisição inicial de RP (8,9), que permitem a visualização da vertente óssea mesial e distal, mas pode subestimar lesões incipientes e defeitos ósseos envolvendo uma a três vertentes ósseas (intrabony defects).

Com o advento e popularização da TCFC na odontologia, as aquisições volumétricas se tornaram ferramentas de diagnóstico da região peri-implantar. Comparado às imagens 2D, nas imagens tridimensionais (3D) não há sobreposição de estruturas anatômicas (10,11) sendo possível identificar e diferenciar as corticais vestibulares e linguais e defeitos intraósseos (9). As limitações dessa modalidade incluem a formação de artefatos metálicos gerados por presença de material denso.

O fenômeno beam-hardening resulta em artefatos metálicos, e ocorre devido à absorção distinta de fótons de raios-X de baixa energia por materiais com alta

densidade, gerando hipodensidades localizadas ou bandas escurecidas, próximos aos objetos densos (ex. titânio, zircônia), prejudicando a qualidade das imagens (12).

O titânio (Ti) é utilizado há décadas para fabricação de implantes dentários, possui biocompatibilidade e capacidade de osseointegração. Diversos tipos de materiais têm sido utilizados para confecção de implantes dentários na tentativa de superar algumas limitações do Ti. Os implantes de dióxido de zircônia (ZrO_2) são frequentemente usados em reabilitações na área de dentição anterior com demanda estética, devido a sua coloração semelhante ao órgão dental, evitando áreas escurecidas na exposição cervical e vistas por transparência através do tecido gengival (13,14). No entanto ambos os tipos de implantes produzem artefatos metálicos (12,15,16).

A demanda pelos implantes de ZrO_2 nos últimos anos, gerou questionamentos em relação à produção de artefatos, estudos (15–19) indicam a maior formação de artefatos desses implantes em algumas modalidades de imagem quando comparados aos implantes de Ti, por isso vê-se a necessidade de esclarecimentos quanto à acurácia do diagnóstico por imagem na interface implante-osso com a presença dos dois tipos de material citados.

A revisão sistemática (RS) é uma ferramenta importante que utiliza métodos pré-especificados que compilam evidências disponíveis para responder a uma questão clínica, e através da metanálise é possível analisar estatisticamente resultados de diferentes estudos individuais, aprimorando a síntese da melhor evidência para auxiliar no processo de decisão diagnóstico/conduta (20).

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão sistemática e metanálise para avaliar a acurácia dos exames de imagens para o diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares nos implantes de Ti e ZrO_2.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 ESTRATÉGIA DE BUSCA

Estudos que reportaram a acurácia dos exames de imagem na avaliação de defeitos ósseos peri-implantares, foram extraídos após busca eletrônica online, utilizando as bases de dados: MEDLINE (PubMed), EMBASE, Web of Science, Science Direct, Scopus e ProQuest. A estratégia de busca foi realizada a partir dos requisitos de busca específicos de cada base de dados (ANEXO A), objetivando reunir todos os possíveis artigos relacionados à pergunta deste estudo, uma busca manual foi realizada na lista de referências dos artigos incluídos para identificar estudos não encontrados na busca inicial. A busca foi realizada em junho de 2020 e atualizada em dezembro de 2020.

3.2 SELEÇÃO DOS ARTIGOS E CRITÉRIO DE ELEGIBILIDADE

Os artigos foram avaliados por dois revisores independentes e calibrados (Kappa: 0,81). Através do website Rayyan (Qatar Computing Research Institute, URL: http://rayyan.qcri.org), foram removidos os arquivos duplicados e realizada a leitura dos títulos e resumos. Para esta leitura inicial os critérios de inclusão foram estudos que avaliaram a região peri-implantar através de algum método de imagem diagnóstica, e os critérios de exclusão foram estudos que não fossem escritos em inglês ou português, revisões sistemáticas, revisões narrativas, cartas e relatos de caso. Em seguida, os artigos selecionados foram lidos na íntegra. Na leitura completa dos artigos foram selecionados os estudos que avaliaram a performance diagnóstica dos métodos de diagnóstico por imagem de defeitos ósseos adjacentes a implantes de Ti e ZrO_2. Esses critérios foram aplicados na leitura na integra pois através da leitura dos títulos e resumos essas informações poderiam não estar exibidas. Quando houve discordância, os revisores discutiram entre si para chegar a um consenso, caso não houvesse concordância, um terceiro revisor foi consultado.

Os estudos que atendiam aos critérios de inclusão e não possuíam nenhum dos critérios de exclusão foram então aceitos para extração de dados e avaliação de viés.

3.3 EXTRAÇÃO DE DADOS

A coleta de dados foi realizada por um autor e verificada por outro revisor. Duas tabelas foram elaboradas, a de dados descritivos de todos os estudos incluídos na RS (Tabela 4.1) e a tabela com os dados de acurácia dos estudos incluídos na metanálise (ANEXO B).

3.4 AVALIAÇÃO DO RISCO DE VIÉS

O risco de viés e questões de aplicabilidade dos estudos incluídos foram avaliados por dois revisores independentes através dos critérios do QUADAS-2 (Quality Assessment Tool for Diagnostic Accuracy Studies 2) a partir do software Review Manager (RevMan Computer program, version 5.4 The Cochrane Collaboration, 2020, London, UK). Quatro domínios foram abordados: “seleção de pacientes”, “teste índice”, “teste de referência” e “fluxo e temporalidade”. Através de perguntas relacionadas ao desenho do estudo que podiam ser respondidas com “sim” caso houvesse baixo risco de viés, “incerto” quando não era possível determinar o risco e “não” para um alto risco de viés.

3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A extração de dados foi realizada por dois revisores independentes. Para serem incluídos na metanálise, os estudos deveriam apresentar dados absolutos de acurácia (especificidade e sensibilidade, valores de falso positivo/negativo e

verdadeiro positivo/negativo, prevalência da doença na amostra ou outros dados que permitissem o cálculo da performance diagnóstica. O software Meta-Disc (Ramón y Cajal Hospital, Madrid, Spain) foi usado para realizar a metanálise de efeitos aleatórios e análise das fontes de heterogeneidade (Cochran's Q and I-Square).

As curvas sROC (Summary Receiver Operating Characteristic Curve) foram construídas utilizando o software RStudio e o pacote MADA (RStudio Team [2015]. RStudio: Integrated Development for R. RStudio, Inc., Boston, MA URL: http://www.rstudio.com) objetivando comparar o efeito de diferenças metodológicas em relação às variáveis de cada grupo.

3.2.1 Atendimento às normas de bioética

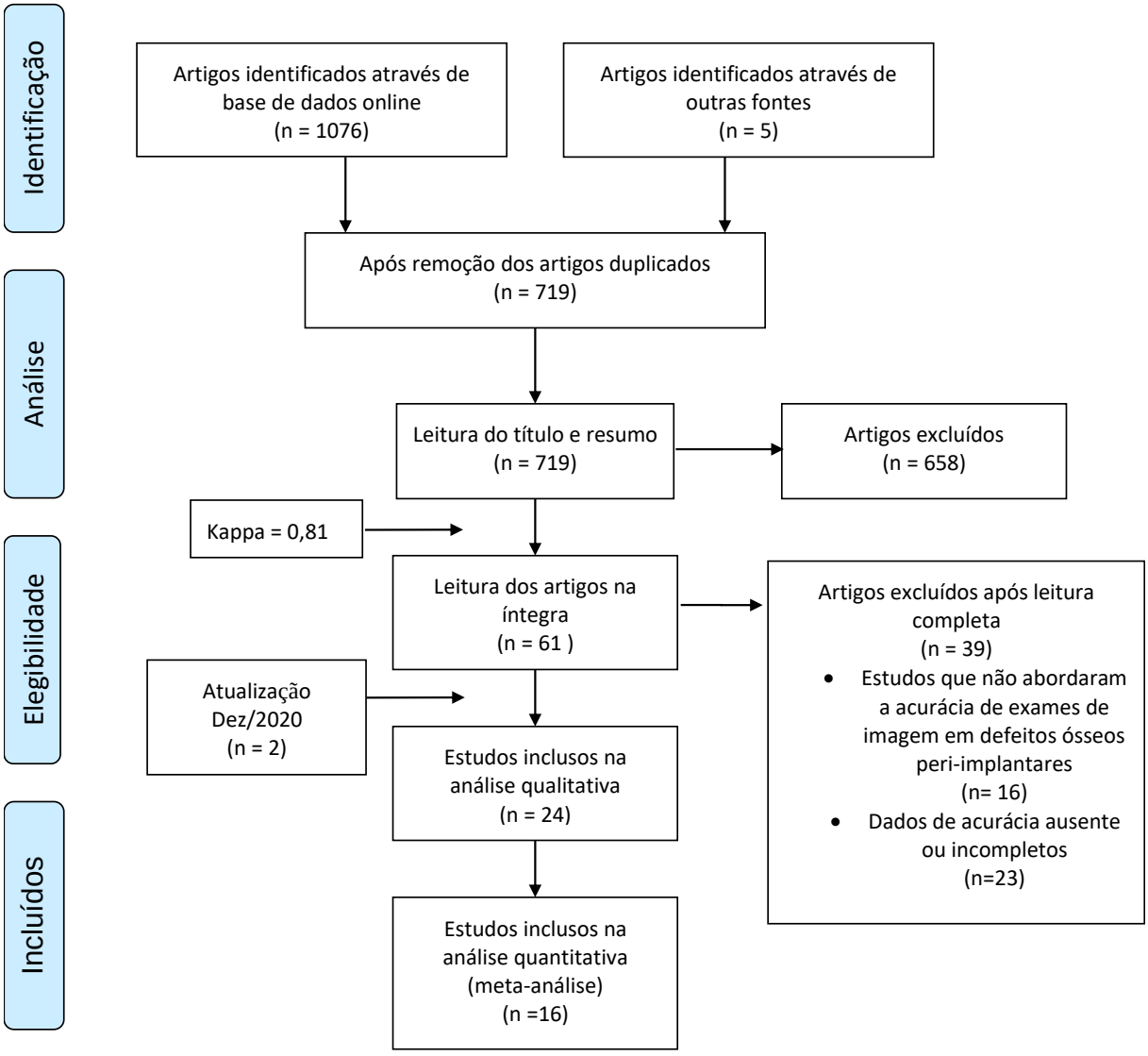
Esta RS foi conduzida de acordo com os itens do PRISMA-dta (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Network Meta-Analyses-extension for diagnostic test accuracy) (21) (ANEXO C). Um protocolo de revisão foi registrado no PROSPERO (International Prospective Review Registry Systematics), número do protocolo: CRD42020149678.

4 RESULTADOS

4.1 SELEÇÃO DOS ESTUDOS

As estratégias de busca (ANEXO A) renderam 1.076 estudos. Após a remoção das duplicatas, 719 artigos foram incluídos para a leitura do título e do resumo. Nessa fase, 61 artigos foram selecionados para leitura na íntegra e 658 foram excluídos. Após a leitura dos estudos na íntegra, os revisores excluíram 39 artigos. Uma busca atualizada foi realizada em dezembro de 2020 e dois novos artigos foram incluídos, computando 24 artigos finais incluídos na RS. Um resumo dos resultados da busca sistematizada está ilustrado na figura 4.1.

Figura 4.1 - Diagrama da busca sistematizada dos artigos

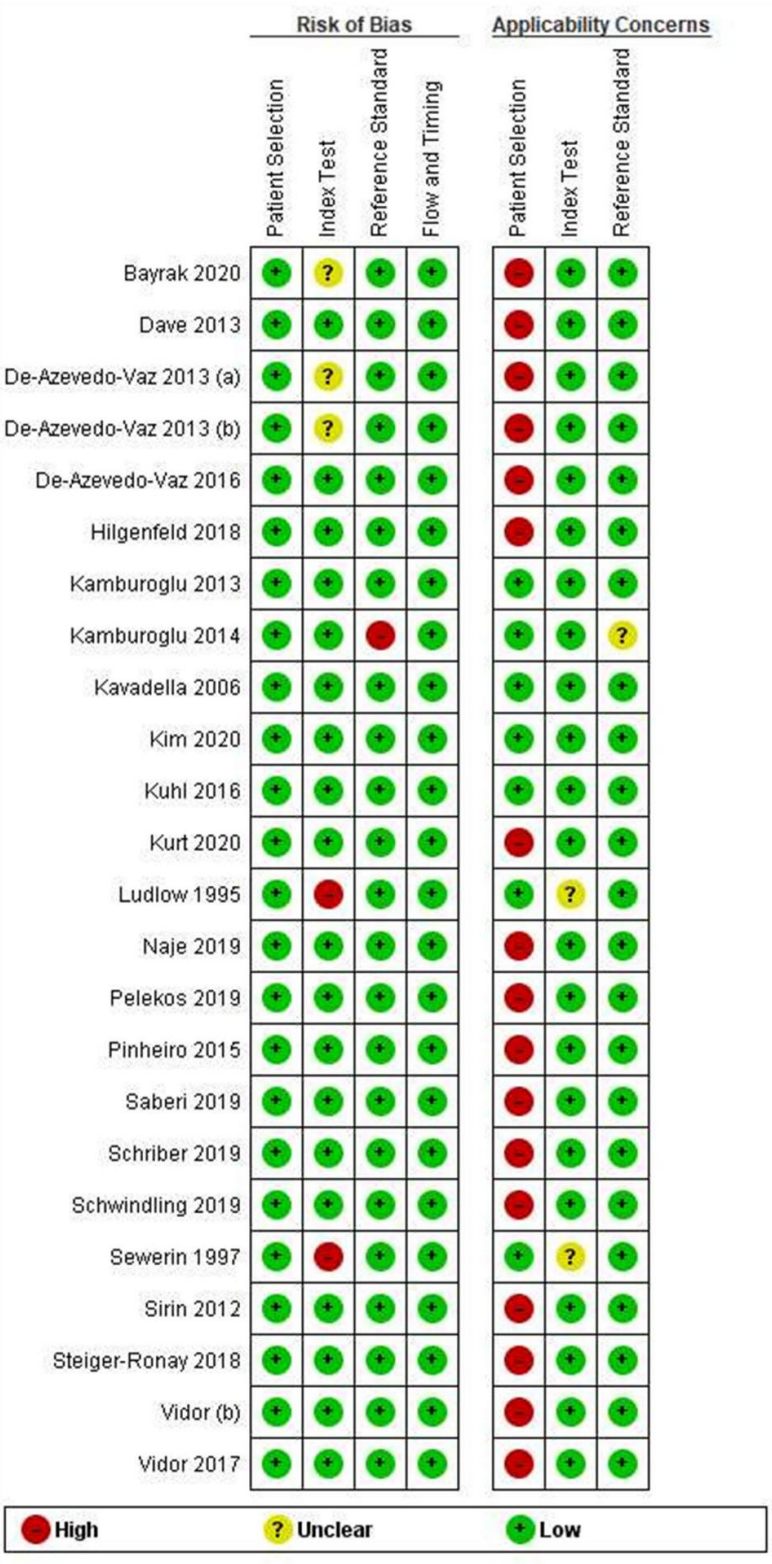


Fonte: A autora.

4.2 ANÁLISE DO RISCO DE VIÉS E APLICABILIDADE DE ESTUDOS INCLUÍDOS

A análise QUADAS-2 (22) dos 24 estudos está resumida na figura 4.2. Em relação à aplicabilidade, na ‘seleção dos pacientes”, 17 estudos foram considerados de alto risco, uma vez que os modelos in vitro utilizados eram de origem animal (costela bovina, mandíbula/maxila de ovelha e mandíbula suína) ou de material artificial (gesso). Para o risco de viés, dois estudos (23,24) foram considerados de alto risco para o “teste índice”, visto que os resultados foram interpretados com certo conhecimento dos resultados do padrão de referência, para os outros estudos classificados como ‘risco incerto’, essa informação não pôde ser afirmada (25–27). Para o item ‘padrão de referência’ em relação à aplicabilidade apenas um estudo (28) foi classificado como ‘risco incerto’ pois utilizou como padrão a técnica de ‘deslocamento do volume de água’. Em exceção às condições citadas, a maioria dos estudos apresentou baixo risco de viés em todas as categorias. A avaliação QUADAS-2 está ilustrada na figura 4.2.

Figura 4.2 – Sumário do risco de viés e aplicabilidade de cada domínio para os estudos incluídos



Fonte: A autora.

4.3 DESCRIÇÃO DOS ESTUDOS INCLUÍDOS NA RS

Todos os estudos incluídos usaram o design in vitro, simulando experimentalmente defeitos ósseos peri-implantares. Os defeitos artificiais foram criados mecanicamente, quimicamente ou utilizando ambos os métodos na mesma amostra. A morfologia do defeito incluiu defeitos 4-parades, deiscência, fenestração e o formato criado através das substâncias químicas. A maioria dos estudos utilizou a TCFC para análise da performance, sendo que o iCAT e 3D Accuitomo foram os mais frequentes aparelhos selecionados, e para aferir a acurácia diagnóstica, usaram a escala de 5 pontos de Likert.

Os estudos utilizaram a RP, PAN, IRM, TC e TCFC, em implantes de Ti e ZrO_2. As características descritivas dos estudos estão na tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Características descritivas dos estudos incluídos

Referência	Amostra/ Defeito	Implante	Aparelho	Padrão de referência	Objetivo	Achados e Conclusões
Bayrak et al. (2020) (25)	Mandíbula de ovelha / criado mecanicamente	Ti Ti- ZrO_2 ZrO_2	TCFC (Planmeca Promax 3-D Max)	Visualização direta da amostra	Analisar aplicação de filtro e MAR	A eficácia diagnóstica (Az values) foi maior nos implantes de Ti e não houve diferença entre implantes de ZrO_2 e Ti- ZrO_2. MAR/AINO podem melhorar a identificação de defeitos ósseos peri-implantares
Dave et al. (2012) (29)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	TCFC (3D Accuitomo 80 e i-CAT Next Generation, Hatfield, PA, USA) PR (Heliodent DS; Dentsply Sirona, York, USA)	Com e sem defeito	Comparar a acurácia entre TCFC e RP	RP teve melhor desempenho que TCFC com defeito de 0,35mm, quando defeito aumenta 0,675mm não há mais diferença significativa
de-Azevedo-Vaz et al. (2013a) (26)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	TCFC (i-CAT Next Generation, Hatfield, PA, USA)	Com e sem defeito	Aquisição com 2 tipos de voxel em amostra com deiscência e fenestração	O tamanho do voxel não afetou a avaliação nos dois tipos de defeitos ósseo

de-Azevedo-Vaz et al. (2013b) (27)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	TCFC (i-CAT Next Generation, Hatfield, PA, USA)	Visualização direta da costela	Aplicação de filtro em amostra com deiscência	Filtros 'Sharpen 3X3' e 'Angio Sharpen 5X5' melhoraram o diagnóstico comparado às imagens originais. Já os filtros 'Shadows' devem ser evitados
de-Azevedo-Vaz et al. (2016) (30)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	TCFC (Picasso Trio E-WOO, Giheung, Korea)	Visualização direta da costela	Analisar aplicação de MAR em dois tamanhos de voxel em amostra com deiscência e fenestração	MAR não melhorou o diagnóstico em deiscência e nem em fenestração nos dois tamanhos de voxel
Hilgenfeld et al. (2018)(31)	Costela bovina / criado mecanicamente e quimicamente	ZrO_2	RP (Heliodent DS; Dentsply Sirona, York, USA) TCFC (3D Accuitomo 170, J Morita; Kyoto, Japan) IRM (Magnetom Tim Trio; Siemens Healthcar, Erlangen, Germany)	Com e sem defeito	Testar o valor diagnóstico da RP, IRM e TCFC em 2 tamanhos de defeitos	RP é indicada para avaliação inicial de implantes de ZrO_2. A TCFC e IRM apresentaram maior acurácia em identificar a morfologia nos grandes defeitos
Kamburoglu et al. (2013) (32)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	TCFC (Planmeca Promax 3-D Max)	Com e sem defeito	Analisar aplicação de MAR	Nenhuma diferença foi encontrada nas imagens com e sem aplicação do MAR
Kamburoglu et al. (2014) (28)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	TCFC (3D Accuitomo 170, J Morita; Kyoto, Japan)	Medidas dimensionais	Aquisição com diferentes FOV	Os diferentes FOV's tiveram desempenho semelhante na acurácia diagnóstica

Kavadella et al. (2006) (33)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	RP (Oralix, Gendex Dental Systems, Italy)	Com e sem defeito	RP (convencional e digital e imagem inversa)	O defeito peri-implantar deve ter um certo tamanho para ser detectado
Kim et al. (2020) (34)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	TCFC (Orthopantomograph-OP300, Intrumentarium, Tuusula, Finland e i-CAT NextGeneration, Hatfield, PA, USA)	Medidas dimensionais	2 aparelhos de TCFC com os respectivos protocolos de aquisição	O aparelho de tomografia e os protocolos de aquisição não afetaram a performance diagnóstica em detectar e mensurar perda óssea peri-implantar
Kuhl et al. (2015) (35)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	PAN (CRANEX; Soredex, Tuusula, Finland) e RP (Kodak-Speed; Carestream, Le Grand Cedex, France), TCFC (3D Accuitomo 170, J Morita; Kyoto, Japan), TC (SOMATOM; Siemens, Munich, Germany)	Com e sem defeito	Comparar a performance diagnóstica entre PAN, RP, TC e TCFC	RP mostrou o melhor desempenho em todas as modalidades. TCFC e RP demonstraram sensibilidade muito próximas

Kurt et al. (2020) (13)	Mandíbula de ovelha / criado mecanicamente	Ti e ZrO_2	TCFC (Planmeca Promax 3-D Max)	Visualização direta da amostra	Aquisição com 5 tipos de voxel em amostra com fenestração	Sensibilidade e especificidade foram similares em todos os tamanhos de voxel. Implantes de Ti tiveram maior valore de AUC que ZrO_2 em todos os tamanhos de voxel
Ludlow et al. (1995) (24)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	RP (860-DentX, New York,USA) e TC (Quint Sectograph, Anaheim,USA)	-	Avaliar a acurácia da RP e TC com defeitos de diferentes tamanhos	Imagens de TC forneceram melhores resultados comparados à PR para todos os tamanhos de defeito, quanto maior o defeito ósseo, melhor a detecção
Naje et al. (2019) (36)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	PAN e TCFC (GENDEX DP-800)	Visualização direta da costela	Avaliar a acurácia da PAN e TC com defeitos de diferentes tamanhos	Acurácia, especificidade e valor preditivo foram maiores na TCFC
Pelekos et al. (2019) (37)	Costela Suína / criado mecanicamente	Ti	RP (Kodak-2.100, New York,U.S) e TCFC (Veraview X800, J Morita Mfg. Corp.)	Medidas dimensionais	Avaliar a acurácia da RP e TCFC com defeitos de diferentes tamanhos, espessura e morfologia	TCFC teve melhor desempenho que RP. Para RP a morfologia do defeito, tempo de exposição e experiência do examinador afetaram a acurácia
Pinheiro et al. (2015) (38)	Costela bovina / criado mecanicamente e quimicamente	Ti	TCFC (i-CAT Next Generation, Hatfield, PA, USA)	Visualização direta da costela	Aquisição com diferentes FOV	Alta performance na detecção de grandes defeitos ósseos para os observadores especialistas. Não foi encontrado diferença significativa para os dois FOV's

Saberi et al. (2019) (39)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	RP (Minray-Soredex, Tuusula, Finland) e TCFC (Pax-i 3D, Vatech, Yongin, Korea)	Com e sem defeito	Avaliar a acurácia da RP com 2 projeções e TCFC	RP (projeção oblíqua) detectou defeitos angulares, mas falhou em identificar defeitos de fenestração e deiscência em ambas as projeções, a sensibilidade foi semelhante à TCFC. Alta sensibilidade da TCFC para todos os tipos de defeitos
Schriber et al. (2019) (40)	Mandíbula suína/ criado mecanicamente	Ti Ti - ZrO_2 ZrO_2	TCFC (Veraview X800, J Morita Mfg. Corp. E Planmeca Promax 3-D Max)	Com e sem defeito	Avaliar a acurácia da TCFC em implantes de Ti e ZrO_2.	Implantes de ZrO_2 apresentaram menor acurácia (0,78) em relação ao Ti (0,91), a TCFC é confiável para detecção de doenças peri-implantares, é indicado protocolo de baixa aquisição se implantes de ZrO_2 estiverem presentes
Schwindling et al. (2019) (41)	Costela bovina / criado mecanicamente e quimicamente	Ti	RP (Heliodent DS; Dentsply Sirona, York, USA) TCFC (Orthophos SL,Dentsply Sirona, York, U.S)	Com e sem defeito	Avaliar a acurácia da TCFC em baixa-dose na detecção, classificação e mensuração	HD-TCFC teve acurácia ligeiramente maior, porém não significativo, LD-TCFC identifica melhor a morfologia dos defeitos ósseos. Acurácia da RP e TCFC foram similares
Sewerin et al., (1997) (42)	Mandíbula humana / criado mecanicamente	Ti	RP (Orthoralix, Phillips/Gendex)	Com e sem defeito	Avaliar a acurácia RP em duas angulações e tamanhos de defeito	RP é um método não confiável para identificar espaços peri-implantares. A precisão diagnóstica foi para maior defeito ósseo (0,175mm)
Sirin et al. (2012) (43)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	RP (Velopex, Intra-X Medivance Instruments, London, United	Com e sem defeito	Comparar o potencial diagnóstico da RP (convencional e digital),	RP digital e convencional e TCFC foram precisos na detecção dos defeitos ósseos acima de 0,5mm. E PAN e TC devem ser usados em defeitos a partir de 1,5mm

			Kingdom) RP (Planmeca OY, Helsinki, Finland) TC (Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan) TCFC (NewTom 3G, Verona, Italy)		PAN, TCFC, MSCT	
Steiger-Ronay et al. (2018) (14)	Modelo artificial	Ti e ZrO_2	RP (Trophy Iris CCX; Trophy Radiologie, Kehl, Germany) e TCFC (KaVo 3D; KaVo Dental, Biberach, Germany)	Medidas dimensionais	Avaliar a acurácia de medidas peri-implantares em RP e TCFC em implantes de Ti e ZrO_2	Maior acurácia nas mensurações em RP comparado à TCFC e nos implantes de Ti comparados aos de ZrO_2. Para implantes de Ti, o erro de medição, entre RP e TCFC, variou de −0,09 a -0,28 mm. Para implantes de ZrO_2, o parâmetro correspondente variou de −0,45 a −1,02 mm
Vidor et al. (2017) (44)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	RP (Spectre 70X, Dabi Atlante, Ribeirão Preto/São Paulo- Brazil)	Com e sem defeito	Analisar a acurácia da RP (convencional, placa de fósforo e digital) com aplicação de filtro	RP convencional apresentou maior acurácia, seguido do uso do filtro ‘Caries2’ e ‘Endo’. Filtros podem melhorar o diagnóstico da interface osso-implante Tipos diferentes de radiografia (digital e convencional) influenciam no diagnóstico da área peri-implantar

Vidor et al. (2017) (45)	Costela bovina / criado mecanicamente	Ti	RP (Spectre 70X, Dabi Atlante, Ribeirão Preto/São Paulo- Brazil) TCFC (i-CAT Next Generation, Hatfield, PA, USA e Kodak 9000 3-D unit (KODAK Dental Systems; Carestream Health, Rochester, NY).	Com e sem defeito	Avaliar a acurácia da TCFC em diferentes aparelhos (voxel)	RP convencional obteve a maior acurácia, imagens do iCAT demonstraram acurácia similar e as imagens do Kodak apresentaram mais falso-negativos. O tamanho do voxel não alterou a performance

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Apenas estudos de TCFC apresentaram informações suficientes para a análise quantitativa. A metanálise e análise de fontes de heterogeneidade foram realizadas considerando o grupo de implantes de Ti e ZrO_2, os subgrupos foram: defeito de fenestração, defeito de 4-paredes e deiscência, esta última apenas para o grupo Ti. Os resultados da metanálise estão ilustrados na tabela 4.2. As curvas sROC (figura 4.3 - 4.5) foram realizadas considerando os mesmos subgrupos.

Tabela 4.2 - Valores de sensibilidade, especificidade, DOR e heterogeneidade gerados através da metanálise

Subgrupos	Sensibilidade 95%CI	Inconsistência (I-square)[a]	Q-Cochran valor de p[b]	Especificidade 95%CI	Inconsistência (I-square)[a]	Q-Cochran valor de p[b]	DOR 95%CI	Inconsistência (I-square)[a]	Q-Cochran valor de p[b]	AUC
Global (Titânio)	0.64 (0.62 - 0.66)	86.60%	<0.001	0.85 (0.83 - 0.86)	92.50%	<0.001	9.65 (6.44 - 14.47)	81.60%	<0.001	0.79
Defeito 4-paredes (Titânio)	0.65 (0.59 - 0.70)	89.00%	<0.001	0.94 (0.92 - 0.95)	94.00%	<0.001	19.03 (6.55 - 55.33)	75.10%	<0.001	0.80
Defeito Fenestração (Titânio)	0.65 (0.62 - 0.69)	85.40%	<0.001	0.86 (0.83 - 0.88)	67.00%	<0.001	16.31 (8.42 - 31.58)	82.20%	<0.001	0.87*
Defeito Deiscência (Titânio)	0.62 (0.59 - 0.65)	88.90%	<0.001	0.72 (0.69 - 0.75)	90.40%	<0.001	4.21 (2.53 - 7.03)	78.50%	<0.001	0.73*
Global (Zircônia)	0.68 (0.68 - 0.72)	22.60%	0.25	0.89 (0.86 - 0.91)	76.00%	<0.001	19.02 (13.17 - 27.46)	0.00%	0.59	0.69
Defeito 4-paredes (Zircônia)	0.79 (0.58 - 0.93)	58.40%	0.12	0.97 (0.90 - 1.00)	64.70%	0.09	99.09 (6.77 - 1451.0)	53.60%	0.14	0.95
Defeito Fenestração (Zircônia)	0.66 (0.61 - 0.71)	0.00%	0.99	0.90 (0.87 - 0.93)	0.00%	0.91	17.60 (12.03 - 25.75)	0.00%	0.93	0.68

DOR, razão de probabilidade de diagnóstico; CI, intervalo de confiança; AUC, área sob a curva
[a] Nível de inconsistência; [b] teste para heterogeneidade
* Resultado estatístico significante (p<0.05) para teste de razão de probabilidade comparando sROC

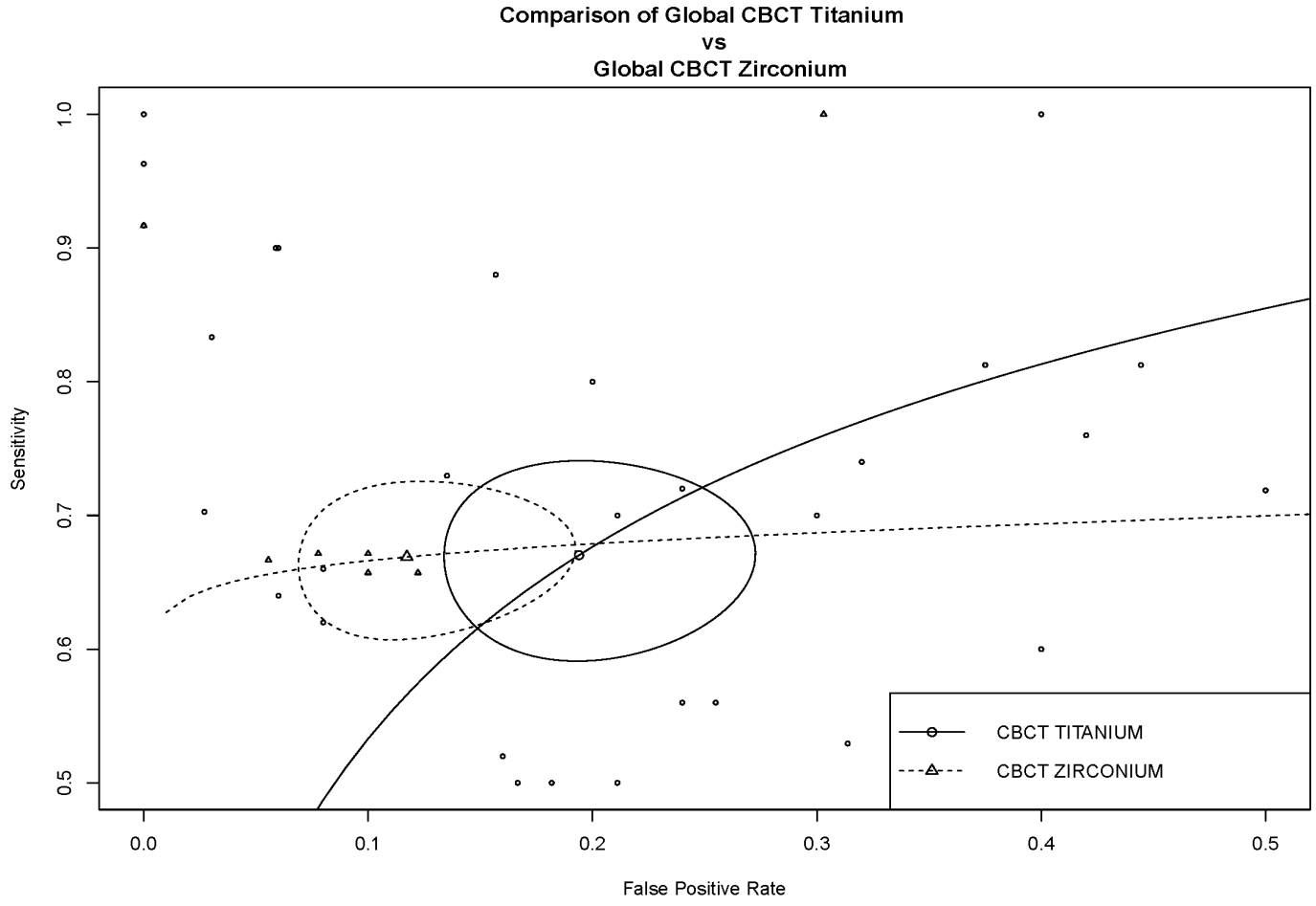
A análise global dos implantes de Ti, sensibilidade, especificidade e DOR foram menores em comparação com o global dos implantes de ZrO_2. Os níveis de inconsistência foram maiores no primeiro grupo.

Os valores de sensibilidade do Ti na identificação de defeitos de 4-paredes, fenestração e deiscência foram semelhantes, sendo os dois últimos subgrupos os únicos estatisticamente significantes, apresentando, segundo os critérios de Higgins et al. (46), um nível elevado de inconsistência.

Os valores de especificidade para ZrO_2 na identificação de defeitos de 4-paredes e fenestração foram valores próximos (0,97 e 0,90 respectivamente) e maiores que o grupo de implantes de Ti, sem valores significativos. A inconsistência foi considerada moderada e menor em relação ao grupo Ti.

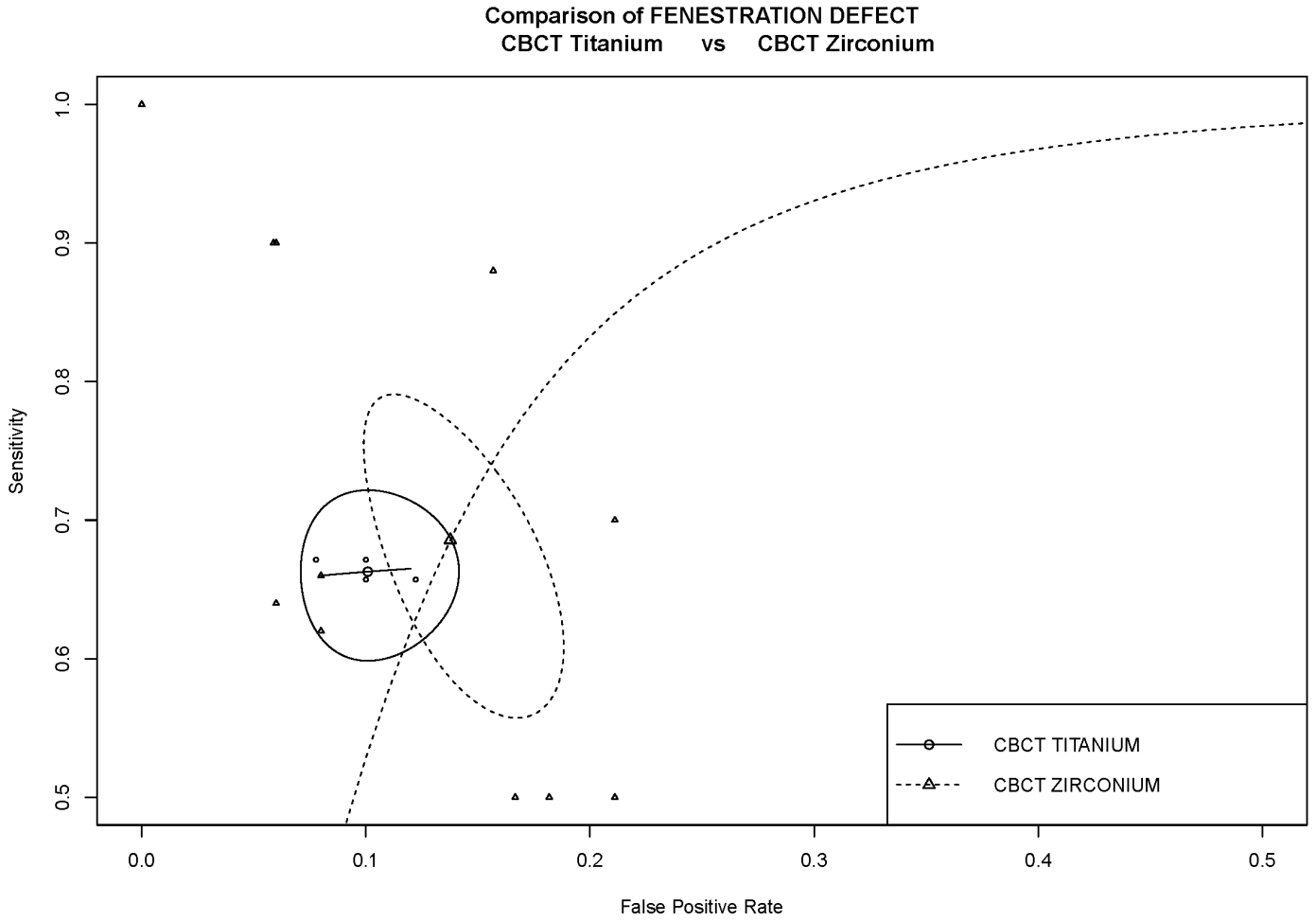
A comparação entre as curvas sROC dos implantes de Ti e ZrO_2 e seus subgrupos é demonstrada nas figuras 4.3 – 4.5. A área sob a curva (AUC) foi maior para o grupo Ti global (AUC = 0,79) em comparação com o ZrO_2 global (AUC = 0,69), da mesma forma para a comparação para o defeito de fenestração (Ti AUC = 0,87 e ZrO_2 AUC = 0,68), mas sem diferença estatisticamente significativa entre as AUCs. Apenas as comparações entre as curvas de defeitos de deiscência e fenestração em implantes de Ti apresentaram diferença estatisticamente significativa (AUC de deiscência de Ti = 0,73 e AUC de fenestração de Ti = 0,87).

Figura 4.3 - Comparação das curvas sROC global dos implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC



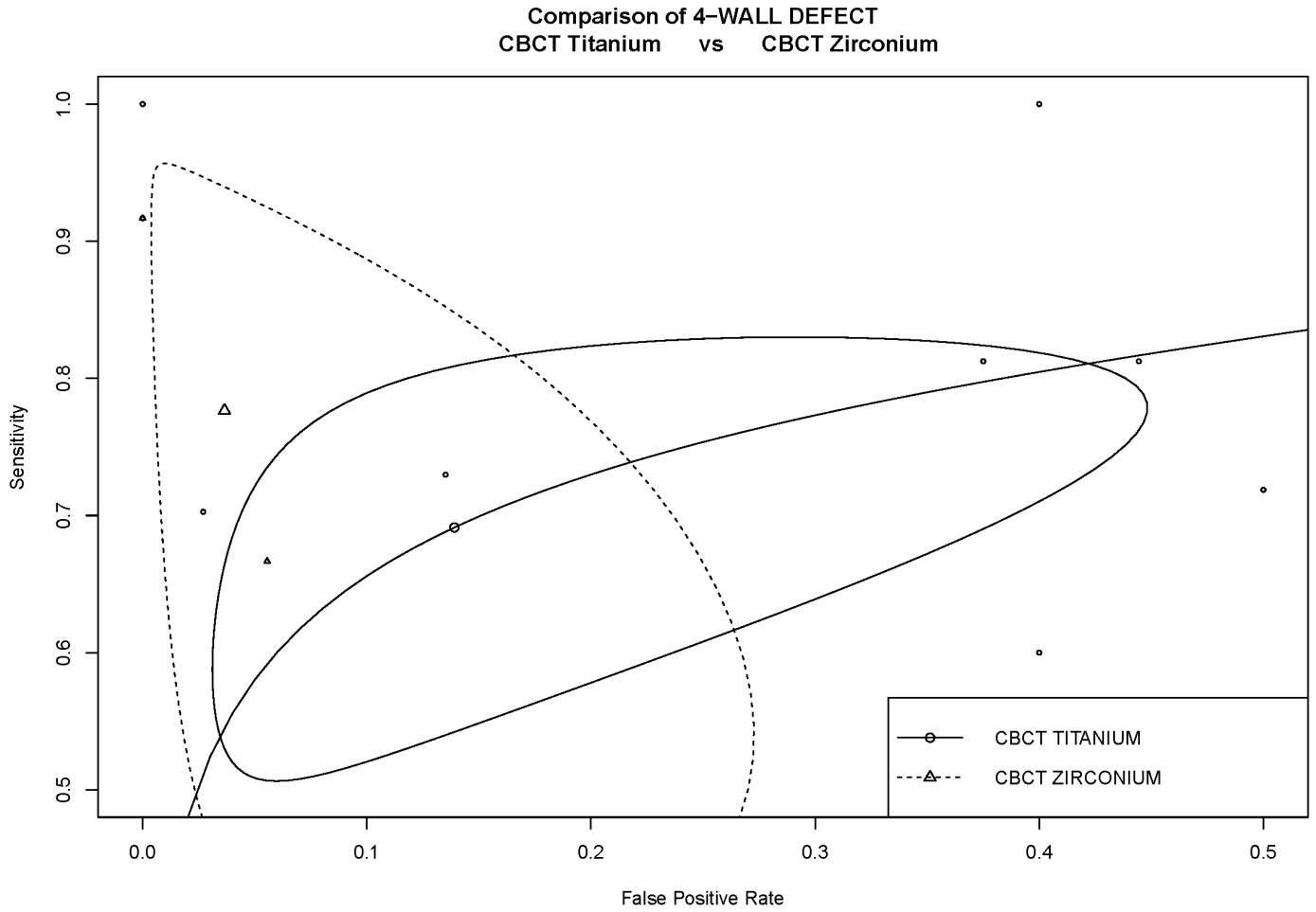
Fonte: A autora.

Figura 4.4 - Comparação das curvas sROC para detecção de fenestração peri-implantar em implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC



Fonte: A autora.

Figura 4.5 - Comparação das curvas sROC para detecção de defeito peri-implantar de 4-paredes em implantes de Ti e ZrO_2 em imagens de TCFC



Fonte: A autora.

5 DISCUSSÃO

O uso de implantes dentários é uma opção de tratamento previsível em pacientes total ou parcialmente edêntulos. Doenças peri-implantes são as complicações biológicas de longo prazo mais frequentes, podendo causar recessão gengival, perda óssea e falha total na osseointegração do implante.(2,4) A escolha correta de um exame de imagem é essencial para o cirurgião-dentista identificar precocemente a doença e planejar a intervenção; a falta de tratamento leva à progressão da destruição óssea (7). Estudos (4,47,48) identificaram a presença frequente de defeitos intraósseos de 4-paredes (circunferencial), seguido de defeitos de deiscência e fenestração na vertente bucal em pacientes que desenvolveram a peri-implantite.

A necessidade deste estudo, se deu pela atual popularidade do uso de implantes de ZrO_2, principalmente por demanda estética em dentição anterior. Sua coloração semelhante aos dentes, acúmulo de placa reduzido quando comparado aos implantes de Ti, e resultados promissores em relação à osseointegração (49,50), torna atrativo o uso deste material. Estudos recentes (15–18) mostraram que os implantes de ZrO_2 geraram mais artefato metálico do que os implantes de Ti em algumas modalidades de imagem, e relataram o impacto do material na qualidade da imagem e do diagnóstico (13,25,51).

A maior formação de artefatos metálicos se dá pelo maior número atômico (Z) da zircônia (Z=40) comparado ao titânio (Z =22). Quanto maior o Z desses elementos, maior a expressão dos artefatos, alterando os tons de cinza que afetam o contraste da imagem, e diminuem a visibilidade das estruturas (18). O feixe de raio-x passa através das regiões adjacentes a esses materiais de alto Z, com pouca absorção, gerando artefato metálico, que são erroneamente considerados como áreas hipodensas. Como os defeitos ósseos peri-implantares aparecem hipodensos nas imagens radiográficas, podem causar confusão e erro ao serem interpretados (11,12).

Sancho-Puchades et al. (18) analisaram a maior formação de artefato metálico próximo à implantes de ZrO_2, comparado ao Ti e Ti-Zr em TCFC, podendo explicar o maior número de diagnósticos falso positivos e debilidade na

acurácia (25,40). Essa deterioração da imagem também estava presente nas mensurações de comprimento e largura dos defeitos ósseos ao redor desses implantes como no estudo de Steiger-Ronay et al. (14). As medições indicaram imprecisões, principalmente na TCFC, na qual a superestimação do defeito foi de 1,1mm e subestimação de -1,28mm (40). As imprecisões foram atribuídas à influência dos artefatos metálicos na imagem em implantes de ZrO_2. Conclui-se com os estudos, que os cirurgiões-dentistas devem estar atentos ao avaliar as regiões peri-implantares na presença de implantes de ZrO_2 em imagens de TCFC.

Nesta RS e metanálise de estudos diagnósticos, diversos critérios metodológicos foram identificados nos estudos incluídos, e se referem à diferenças de delineamento, formas de avaliação dos exames; essas variabilidades são comuns nesse tipo de estudo (52), e resulta em fontes potenciais de heterogeneidade. Quantificar a heterogeneidade é importante para selecionar o método estatístico mais adequado, e o seu grau de inconsistência pode ser observado a partir dos gráficos sumários da curva ROC (sROC), que sumarizam sensibilidade e especificidade dos estudos incluídos na metanálise.

Na tabela 4.2, a heterogeneidade foi avaliada pelo teste Q proposto por Cochrane (1954) e os níveis de inconsistência foram quantificados por meio da estatística I^2 (46). Os valores obtidos foram considerados altos para o grupo Ti e baixos / moderados para o grupo ZrO_2.

A partir dos dados coletados, uma metanálise de efeitos aleatórios foi realizada. Os dados extraídos permitiram o estabelecimento dos seguintes subgrupos: defeitos de 4-paredes e de fenestração, para ambos os tipos de implantes. A subdivisão dos tipos de defeitos ósseos foi importante para determinar a acurácia em diferentes situações que podem ocorrer em situações clínicas.

As curvas sROC (figuras 4.3 – 4.5) reuniram os dados compilados de vários estudos. O agrupamento de dados por meio de média ponderada combinada simples pode produzir interpretações imprecisas, pois os dados variam segundo os critérios metodológicos de cada estudo. Duas revisões sistemáticas anteriores (53,54) analisaram a acurácia dos métodos de imagem na detecção de defeitos ósseos apenas em imagens com implantes de Ti: Bohner et

al. (53) utilizou o referido agrupamento simples de dados, não explorando as fontes potenciais de heterogeneidade, enquanto Pelekos et al. (54) realizou a análise de efeitos aleatórios, estudando apenas implantes de Ti.

No presente estudo, os valores de sensibilidade e especificidade foram maiores para a detecção do defeito de 4-paredes em comparação com os demais subgrupos de ambos os implantes. Os valores de AUC (ZrO_2: 0,95 e Ti: 0,80) também foram elevados, porém sem significância estatística. Hilgenfeld et al. (31) avaliaram o desempenho do diagnóstico em TCFC, RP e IRM na detecção de defeitos ósseos, quimicamente induzidos na interface osso-implante em implantes de ZrO_2. Estes autores concluíram que a TCFC e IRM obtiveram melhor desempenho, principalmente em grandes defeitos de 4-paredes, como foi encontrada em TCFC na metanálise desta RS. O emprego de substâncias químicas para criação dos defeitos ósseos, que foi utilizado por outros autores (38,41,55), objetivou criar um formato mais semelhante ao encontrado em situações clínicas.

O defeito ósseo de 4-paredes é um dos defeitos mais frequentemente observados em situações clínicas (4). Embora ainda não haja consenso na literatura de que a morfologia do defeito influencia o prognóstico, muitos autores (56,57) acreditam que sim, enfatizando a importância de se subdividir os grupos no presente estudo. Foi demonstrado que alguns fatores relacionados à localização do implante, paciente e hábitos podem estar associados às características morfológicas do defeito ósseo, associando essas características à gravidade da doença. É importante utilizar o método de imagem que melhor identifique a morfologia para melhor planejar a abordagem do tratamento (4,8,49).

Diversas metodologias foram encontradas nos estudos sobre avaliação de diagnóstico, seja em relação ao tipo de defeito ósseo induzido artificialmente, ou aos diferentes protocolos de TCFC aplicados. Schwindling et al. (41), analisaram a precisão da RP, TCFC de baixa dose (LD-TCFC) e TCFC de alta dose (HD-TCFC) para identificação, classificação e medição de lesões ósseas peri-implantares em implantes de Ti. A precisão da RP e da TCFC foram semelhantes na identificação de defeitos, LD-TCFC identificou melhor a morfologia do defeito em comparação com RP e HD-TCFC aumentou ligeiramente o desempenho diagnóstico, porém em detrimento de uma dose 14 vezes maior. Esse estudo

citado anteriormente, foi corroborado pela pesquisa realizada por Schriber et al. (40) em implantes de ZrO_2. Infere-se então que os protocolos de baixa ou alta dose não afetaram significativamente a precisão do diagnóstico, e considerando a dose de radiação, protocolos de baixa dose devem ser priorizados caso a TCFC seja o método utilizado para a análise peri-implantar de defeitos ósseos e patologias.

Comparações entre diferentes protocolos de aquisição, como o tamanho do voxel (13,26,30,45) e variações do FOV (28,38) resultaram em desempenho diagnóstico semelhante em ambos os tipos de implantes. De Azevedo Vaz et al. (26) e Kurt et al. (13), concordam que o valor de voxel que alcançou maior concordância entre os observadores foi de 0,15 ou 0.20 mm^3 tanto nos implantes de titânio quanto zircônia. O último autor ainda relata a diminuição da concordância para os implantes do grupo zircônia, similar aos resultados de Bayrak et al. (25) que também afirmaram menores resultados de concordância no grupo dos implantes de zircônia. Como esses protocolos de aquisição influenciam diretamente na dose aplicada no paciente, os benefícios e malefícios devem ser ponderados, sempre seguindo os princípios do “as low as diagnostically acceptable” (ALADA) (55,58).

O algoritmo de redução de artefato metálico (MAR) é uma ferramenta incorporada em alguns softwares de dispositivos de imagem tomográfica, com o objetivo de reduzir a expressão de artefatos metálicos, aumentando a qualidade da imagem durante a reconstrução. Alguns pesquisadores (25,30,32) testaram a eficácia dessa ferramenta na detecção de defeitos ósseos peri-implantares e os resultados são coincidentes, não apresentando melhora para os implantes de Ti nem para os de ZrO_2. Recentemente uma nova ferramenta para aprimorar a qualidade da imagem se tornou disponível nos aparelhos Planmeca ProMax 3-dimensional (3D) (Planmeca Oy, Helsinki, Finland), o Filtro Otimizador de Ruído de Imagem Adaptável (AINO); Bayrak et al. (25) utilizaram AINO em conjunto com o MAR, e constataram melhora na concordância interobservador na detecção de deiscência, recomendando o uso em conjunto destes dois artifícios.

Uma manipulação da imagem de pós-processamento que também trouxe resultados positivos no diagnóstico realizado em implantes de Ti, é a utilização de filtros de pós-processamento (27,44). Os filtros são utilizados a fim de melhorar

aspectos da imagem não aparentes na forma original; alteram contraste, densidade e podem revelar aspectos que antes não eram visíveis. Vidor et al. (44) utilizaram filtros nas imagens de RP e De Azevedo Vaz et al. (2013) (27) em imagens de TCFC. Ambos os autores relataram melhora no diagnóstico, porém sem significância. O uso de filtros deve ser usado com cautela, dependendo da estrutura observada, principalmente metais, e do filtro escolhido, o aumento de ruídos de imagem pode prejudicar o diagnóstico. Estudos devem ser realizados utilizando implantes de ZrO_2 e filtros de pós-processamento.

O tamanho dos defeitos ósseos nas amostras, também influenciou positivamente no desempenho diagnóstico em Ti e ZrO_2. RP em implantes de Ti para Kuhl et al. (35), teve acurácia superior à TCFC, defeitos maiores (3mm) obtiveram maiores valores de sensibilidade e especificidade. E estudos analisando a TCFC (29,31,38), tanto o tamanho do defeito ósseo, quanto o aumento do número de paredes ósseas afetadas, resultaram em um melhor desempenho diagnóstico. Hilgenfeld et al. mostraram que as imagens de TCFC em ZrO_2 obtiveram desempenho maior que RP e IRM na detecção de grandes defeitos. A RP teve acurácia superior à TCFC somente em três estudos envolvendo Ti e ZrO_2 (14,29,35).

Pinheiro et al. (11) analisaram a detecção de defeitos ósseos, utilizando a TCFC, em relação à diferença entre os resultados de observadores com diferentes experiências profissionais. Comparando as observações entre dentistas especialistas em radiologia e clínicos gerais; os especialistas em analisar imagens tiveram melhor desempenho que o outro grupo. Espera-se então que os dentistas não-especialistas não tenham o mesmo padrão de análise que os especialistas e por isso, devem ser considerados como um critério metodológico importante a ser observado.

Além da grande variabilidade entre os estudos, outra limitação pode ser o desenho in vitro de todos os estudos incluídos. Em condições experimentais, existem alguns fatores que não podem ser reproduzidos, como a presença de artefato de movimento e atenuação do tecido gengival. (50) Além disso, há um número reduzido de estudos contemplando implantes de zircônia, que é um material recente empregado em implantodontia quando comparado ao titânio. Neste estudo, cinco trabalhos abordaram o material zircônia e três foram incluídos

na metanálise, apesar de poder ser considerado um fator limitante, o manual *Cochrane para Revisões Sistemáticas de Acurácia de Testes Diagnósticos* (52) afirma que a partir de dois estudos há a possibilidade de metanalisar os resultados. Todos esses fatores reunidos, representam obstáculos para a formulação de um conjunto de dados analisado sistematicamente com um nível de evidência aceitável. Não houve dados suficientes para analisar quantitativamente o desempenho dos métodos de imagem para implantes de Ti e ZrO_2 em RP, PAN, IRM e em TC. RP já foi amplamente estudada nos implantes de Ti. Porém, com o recente advento da zircônia na implantodontia, apenas um estudo (31) utilizou a RP associada a esse tipo de implante e os resultados de acurácia deste método de imagem, foram significativamente menores quando comparados à TCFC e a IRM.

Hilgenfeld et al. (31) enfatizaram o potencial da IRM, com acurácia do diagnóstico semelhante à TCFC para implantes de ZrO_2, que até superou o desempenho em pequenos defeitos. A identificação destes defeitos incipientes é um desafio na análise de imagens diagnósticas; representando um importante achado que poderia ser explorado em estudos futuros. A utilização de ferramentas avançadas de supressão de artefatos na IRM, permitiu uma melhor visualização dos defeitos ósseos, além da vantagem da radiação não ionizante. Entretanto, a IRM ainda não é amplamente utilizada na odontologia quando comparada à TCFC, e mais estudos avaliando o uso desse método de imagem são necessários.

Não foi encontrado nenhum estudo que avaliasse o diagnóstico de desempenho em implantes de ZrO_2 em PAN e em TC. Para a acurácia da PAN (36), os valores de sensibilidade e especificidade foram inferiores aos encontrados em TCFC, apresentando acurácia significativamente menor. A detecção radiográfica de defeitos ósseos em PAN e TC foi inferior a outros métodos (RP e TCFC) em implantes de Ti (35,36,43). Portanto, nos levaram a acreditar que essas modalidades de imagem (PAN e TC) não são adequadas para avaliação da peri-implantite e defeitos ósseos.

A acurácia do diagnóstico da TCFC em Ti e ZrO_2 foi avaliada aplicando diversas metodologias; o uso de filtros, MAR, AINO, tamanho de voxel, FOV, protocolos de aquisição. Considerando todas essas variáveis, esse método de imagem em geral, demonstrou ser superior a RP na maioria dos estudos, em detrimento de uma dose maior de radiação. Segundo a American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (59), seu uso deve ser sempre ponderado, uma vez que a decisão de realizar o exame de TCFC deve ser justificada clinicamente pelos sinais ou sintomas clínicos da doença do paciente.

6 CONCLUSÃO

Uma grande variabilidade de critérios metodológicos foi encontrada nos estudos de imagem relatando a detecção de defeitos ósseos em implantes de Ti e ZrO_2. O uso de imagens de TCFC na avaliação de defeitos ósseos peri-implantares em implantes de ZrO_2 pareceu prejudicar a análise e causar a diminuição da precisão, mas sem significância estatística observada. Os defeitos de fenestração em torno de implantes de Ti foi diagnosticada com maior precisão do que a deiscência. O uso de diferentes protocolos de aquisição com modificação de FOV, voxel, MAR e aplicação de filtros não alteraram significativamente o desempenho diagnóstico dos métodos de imagem em nenhum dos dois tipos de implantes. Se a TCFC for o método de imagem de escolha, protocolos de baixa dose devem ser priorizados.

Os dados coletados para analisar quantitativamente o desempenho diagnóstico de defeitos ósseos peri-implantares dos métodos de imagem RP, PAN, IRM e TC em implantes de Ti e ZrO_2 não foram suficientes.

Novos estudos devem ser realizados utilizando implantes de ZrO_2, visando analisar a acurácia do diagnóstico da TCFC na presença desse material em diferentes situações.

REFERÊNCIAS[1]

1. Del Fabbro M, Testori T, Kekovic V, Goker F, Tumedei M, Wang H-L. A Systematic Review of Survival Rates of Osseointegrated Implants in Fully and Partially Edentulous Patients Following Immediate Loading. J Clin Med. 2019 Dec 4;8(12):2142. doi: 10.3390/jcm8122142.

2. Koldsland OC, Scheie AA, Aass AM. Prevalence of peri-Implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. J Periodontol. 2010 Feb;81(2):231-8. doi: 10.1902/jop.2009.090269.

3. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008 Feb;19(2):119-30. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x.

4. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. J Clin Periodontol. 2018 Jun;45 Suppl 20:S246-S266. doi: 10.1111/jcpe.12954.

5. Mombelli A, Müller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:67-76. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02541.x.

6. Cochran D, Froum S. Academy Report: Peri-Implant Mucositis and Peri-Implantitis: A Current Understanding of Their Diagnoses and Clinical Implications. J Periodontol. 2013 Apr;84(4):436-43. doi: 10.1902/jop.2013.134001.

7. Salvi GE, Cosgarea R, Sculean A. Prevalence and Mechanisms of Peri-implant Diseases. J Dent Res. 2017 Jan;96(1):31-37. doi: 10.1177/0022034516667484.

8. Bender P, Salvi G, Buser D, Sculean A, Bornstein M. Correlation of Three-Dimensional Radiologic Data with Subsequent Treatment Approach in Patients with Peri-implantitis: A Retrospective Analysis. Int J Periodontics Restorative Dent. 2017 Jul/Aug;37(4):481-489. doi: 10.11607/prd.2844.

9. García-García M, Mir-Mari J, Benic GI, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E. Accuracy of periapical radiography in assessing bone level in implants affected by peri-implantitis: a cross-sectional study. J Clin Periodontol. 2016 Jan;43(1):85–91. doi: 10.1111/jcpe.12491.

[1] De acordo com Estilo Vancouver.

10. Rios HF, Borgnakke WS, Benavides E. The use of cone-beam computed tomography in management of patients requiring dental implants: an American Academy of Periodontology Best Evidence Review. J Periodontol. 2017 Oct;88(10):946-959. doi: 10.1902/jop.2017.160548.

11. Pinheiro LR, Scarfe WC, Augusto de Oliveira Sales M, Gaia BF, Cortes ARG, Cavalcanti MG. Effect of cone-beam computed tomography field of view and acquisition frame on the detection of chemically simulated peri-implant bone loss in vitro. J Periodontol. 2015 Oct;86(10):1159-65. doi: 10.1902/jop.2015.150223.

12. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofacial Radiol. 2011 Jul;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039.

13. 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.

14. Steiger-Ronay V, Krcmaric Z, Schmidlin PR, Sahrmann P, Wiedemeier DB, Benic GI. Assessment of peri-implant defects at titanium and zirconium dioxide implants by means of periapical radiographs and cone beam computed tomography: An in-vitro examination. Clin Oral Implants Res. 2018 Dec;29(12):1195-1201. doi: 10.1111/clr.13383.

15. Vasconcelos T, Nascimento E, Bechara B, Freitas D, Noujeim M. Influence of Cone Beam Computed Tomography Settings on Implant Artifact Production: Zirconia and Titanium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019 Sep/Oct;34(5):1114-1120. doi: 10.11607/jomi.7129.

16. Klinke T, Daboul A, Maron J, Gredes T, Puls R, Jaghsi A, et al. Artifacts in magnetic resonance imaging and computed tomography caused by dental materials. PLoS One. 2012 Feb;7(2):1–6. doi:10.1371/journal.pone.0031766

17. 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. Dentomaxillofacial Radiol. 2017 Feb;46(2):20160267. doi:10.1259/dmfr.20160267.

18. Sancho-Puchades M, Hämmerle CHF, 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.

19. Kocasarac HD, Ustaoglu G, Bayrak S, Katkar R, Geha H, Deahl II ST, et al. Evaluation of artifacts generated by titanium, zirconium, and titanium–zirconium alloy dental implants on MRI, CT, and CBCT images: A phantom study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2019 Jun;127(6):535-544. doi: 10.1016/j.oooo.2019.01.074.

20. Leeflang M, Deeks J, Gatsonis C PM. Systematic reviews of DTA. Ann Intern Med. 2008 Dec 16;149(12):889-97. doi: 10.7326/0003-4819-149-12-200812160-00008.

21. Sharifabadi AD, McInnes MDF, Bossuyt PMM. PRISMA-DTA: An extension of PRISMA for reporting of diagnostic test accuracy systematic reviews. Clin Chem. 2018 Jun;64(6):985-986. doi: 10.1373/clinchem.2018.289637.

22. Leeflang MMG. Systematic reviews and meta-analyses of diagnostic test accuracy. Clin Microbiol Infect. 2014 Feb;20(2):105–13. doi: 10.1111/1469-0691.12474.

23. Sewerin IP. Comparison of radiographic image characteristics of Brånemark and IMZ implants. Clin Oral Implants Res. 1991 Jul-Sep;2(3):151-6. doi: 10.1034/j.1600-0501.1991.020308.x.

24. Ludlow JB, Gates W, Nason RJ, Nason Jr. R. Radiographic evaluation of implant-obscured bone. Comparison of digitally subtracted tomographic and periapical techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1995 Sep;80(3):351–7. doi: 10.1016/s1079-2104(96)80159-4

25. Bayrak S, Orhan K, Kursun Çakmak ES, Görürgöz C, Odabaşı O, Yilmaz D, et al. Evaluation of a metal artifact reduction algorithm and an optimization filter in the estimation of peri-implant dehiscence defects by using cone beam computed tomography: an in-vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2020 Aug;130(2):209-216. doi: 10.1016/j.oooo.2020.02.005.

26. de-Azevedo-Vaz SL, Vasconcelos K de F, Neves FS, Melo SLS, Campos PSF, 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.

27. De-Azevedo-Vaz SL, Alencar PNB, Rovaris K, Campos PSF, Haiter-Neto F. Enhancement cone beam computed tomography filters improve in vitro periimplant dehiscence detection. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2013 Nov;116(5):633-9. doi: 10.1016/j.oooo.2013.06.029.

28. Kamburoğlu K, Murat S, Kiliç C, Yüksel S, Avsever H, Farman A, et al. Accuracy of CBCT images in the assessment of buccal marginal alveolar peri-implant defects: effect of field of view. Dentomaxillofac Radiol. 2014;43(4):209–18. doi: 10.1259/dmfr.20130332.

29. Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R. A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. Clin Oral Implants Res. 2013 Jun;24(6):671–8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02473.x.

30. de-Azevedo-Vaz SL, Peyneau PD, Ramirez-Sotelo LR, Vasconcelos K de F, Campos PSF, 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.

31. Hilgenfeld T, Juerchott A, Deisenhofer UK, Krisam J, Rammelsberg P, Heiland S, et al. Accuracy of cone-beam computed tomography, dental magnetic resonance imaging, and intraoral radiography for detecting peri-implant bone defects at single zirconia implants-An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2018 Sep;29(9):922–30. doi: 10.1111/clr.13348.

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

33. Kavadella A, Karayiannis A, Nicopoulou-Karayianni K. Detectability of experimental peri-implant cancellous bone lesions using conventional and direct digital radiography. Aust Dent J. 2006 Jun;51(2):180–6. doi: 10.1111/j.1834-7819.2006.tb00424.x.

34. Kim JH, Abdala-Júnior R, Munhoz L, Cortes ARG, Watanabe PCA, Costa C, et al. Comparison between different cone-beam computed tomography devices in the detection of mechanically simulated peri-implant bone defects. Imaging Sci Dent. 2020;50(2):133–9. doi: 10.5624/isd.2020.50.2.133

35. Kühl S, Zürcher S, Zitzmann NU, Filippi A, Payer M, Dagassan-Berndt D, et al. Detection of peri-implant bone defects with different radiographic techniques - a human cadaver study. Clin Oral Implants Res. 2016 May;27(5):529–34. doi: 10.1111/clr.12619.

36. Naje AR, F-Al Drobie B, Falah A, Naje AR, F-Al Drobie B, Falah A. A Comparison of Cone Beam Computed Tomography and Panoramic Radiography in the Detection of Mechanical Created Peri-implant Bone Defects. J Res Med Dent Sci. 2019;7(1):222–5.

37. Pelekos G, Tse JMN, Ho D, Tonetti MS, G. P, J.M.N. T, et al. Defect morphology, bone thickness, exposure settings and examiner experience affect the diagnostic accuracy of standardized digital periapical radiographic images but not of cone beam computed tomography in the detection of peri-implant osseous defects: A. J Clin Periodontol. 2019 Dec;46(12):1294–302. doi: 10.1111/jcpe.13200.

38. Pinheiro LR, Gaia BF, Oliveira De Sales MA, Umetsubo OS, Santos Junior O, Paraíso Cavalcanti MG. Effect of field of view in the detection of chemically created peri-implant bone defects in bovine ribs using cone beam computed tomography: An in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2015;120(1):69–77. doi: 10.1016/j.oooo.2015.04.006.

39. Saberi BV, Khosravifard N, Ghandari F, Hadinezhad A, Vadiati Saberi B, Khosravifard N, et al. Detection of peri-implant bone defects using cone-beam computed tomography and digital periapical radiography with parallel and oblique projection. Imaging Sci Dent. 2019 Dec;49(4):265–72. doi: 10.5624/isd.2019.49.4.265.

40. 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.

41. Schwindling FS, Hilgenfeld T, Weber D, Kosinski MA, Rammelsberg P, Tasaka A. In vitro diagnostic accuracy of low-dose CBCT for evaluation of peri-implant bone lesions. Clin Oral Implants Res. 2019 Dec;30(12):1200-1208. doi: 10.1111/clr.13533.

42. Sewerin IP, Gotfredsen K, Stoltze K. Accuracy of radiographic diagnosis of peri-implant radiolucencies--an in vitro experiment. Clin Oral Implants Res. 1997 Aug;8(4):299-304. doi: 10.1034/j.1600-0501.1997.080408.x.

43. Sirin Y, Horasan S, Yaman D, Basegmez C, Tanyel C, Aral A, et al. Detection of crestal radiolucencies around dental implants: an in vitro experimental study. J Oral Maxillofac Surg. 2012 Jul;70(7):1540–50. doi: 10.1016/j.joms.2012.02.024.

44. Vidor MM, Liedke GS, Vizzotto MB, Da Silveira HLD, Da Silveira PF, Araujo CW, et al. Imaging evaluating of the implant/bone interface-an in vitro radiographic study. Dentomaxillofac Radiol. 2017 Jul;46(5):210–7. doi: 10.1259/dmfr.20160296.

45. Vidor MM, Liedke GS, Fontana MP, da Silveira HLD, Arus NA, Lemos A, et al. Is cone beam computed tomography accurate for postoperative evaluation of implants? An in vitro study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2017 Nov;124(5):500–5. doi: 10.1016/j.oooo.2017.07.008.

46. Higgins JPT, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. Br Med J. 2003 Sep;327(7414):557-60. doi: 10.1136/bmj.327.7414.557.

47. Serino G, Turri A, Lang NP. Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss. Clin Oral Implants Res. 2013 Jan;24(1):91-5. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02470.x.

48. García-García M, Mir-Mari J, Benic GI, Figueiredo R, Valmaseda-Castellõn E. Accuracy of periapical radiography in assessing bone level in implants affected by peri-implantitis: A cross-sectional study. J Clin Periodontol. 2016 Jan;43(1):85-91. doi: 10.1111/jcpe.12491.

49. Monje A, Pons R, Insua A, Nart J, Wang H-L, Schwarz F. Morphology and severity of peri-implantitis bone defects. Clin Implant Dent Relat Res. 2019 Aug;21(4):635–43. doi: 10.1111/cid.12791.

50. Yeung AWK, Azevedo B, Scarfe WC, Bornstein MM. Patient motion image artifacts can be minimized and re-exposure avoided by selective removal of a sequence of basis images from cone beam computed tomography data sets: a case series. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2020 Feb;129(2):e212-e223. doi: 10.1016/j.oooo.2019.07.003.

51. Pieralli S, Kohal RJ, Lopez Hernandez E, Doerken S, Spies BC. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. Dent Mater. 2018 Feb;34(2):171-182. doi: 10.1016/j.dental.2017.10.008.

52. Macaskill P, Gatsonis C, Deeks JJ, Harbord RM TY. Chapter 10: Analysing and Presenting Results. Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Diagnostic Test Accuracy Version 1.0. The Cochrane Collab. Version 10 Cochrane Collab. 1975.

53. Bohner LOL, Mukai E, Oderich E, Porporatti AL, Pacheco-Pereira C, Tortamano P, et al. Comparative analysis of imaging techniques for diagnostic accuracy of peri-implant bone defects: a meta-analysis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol. 2017 Oct;124(4):432-440.e5. doi: 10.1016/j.oooo.2017.06.119.

54. Pelekos G, Acharya A, Tonetti MS, Bornstein MM. Diagnostic performance of cone beam computed tomography in assessing peri-implant bone loss: A systematic review. Clin Oral Implants Res. 2018 May;29(5):443–64. doi: 10.1111/clr.13143.

55. Pinheiro LR, Scarfe WC, de Oliveira Sales MA, Gaia BF, Rodriguez Gonzalez Cortes A, Cavalcanti MGP, et al. Effectiveness of periapical radiography versus cone beam computed tomography with different kilovoltage settings in the detection of chemically created peri-implant bone defects: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017 Jul/Aug;32(4):741-750. doi: 10.11607/jomi.5311.

56. Ding Q, Zhang L, Geraets W, Wu W, Zhou Y, Wismeijer D, et al. Association between peri-implant bone morphology and marginal bone loss: A retrospective study on implant-supported mandibular overdenture. Int J Oral Maxillofac Implant. 2017 Jan/Feb;32(1):147-155. doi: 10.11607/jomi.4922

57. 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.

58. Jaju PP, Jaju SP. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. Imaging Sci Dent 2015 Dec;45(4):263-5. doi: 10.5624/isd.2015.45.4.263.

59. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. 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.

ANEXO A - Estratégia de busca, gráfico contendo a estratégia para bancos de dados eletrônicos.

PUBMED
Search: ("accuracy"[All Fields]) OR ("sensitivity"[All Fields]) OR ("specificity"[All Fields])) OR ("physical measurement"[All Fields])) OR ("visualization"[All Fields]) AND ("peri-implantitis"[MeSH Terms]) OR ("periimplantitis"[All Fields])) OR ("periimplant"[All Fields])) OR ("bone"[All Fields]) OR ("bone defect"[All Fields])) OR ("bone loss"[All Fields]) OR ("bone-implant interface"[MeSH Terms] OR "bone-implant interface/diagnosis"[MeSH Terms] OR "bone-implant interface/diagnostic imaging"[MeSH Terms])) OR ("peri-implantitis/diagnostic imaging"[MeSH Terms] OR "peri-implantitis/chemically induced"[MeSH Terms] OR "peri-implantitis/diagnosis"[MeSH Terms] OR "peri-implantitis/classification"[MeSH Terms]) AND ("cone-beam computed tomography"[MeSH Terms]) OR ("spiral cone-beam computed tomography"[MeSH Terms])) OR ("cbct"[All Fields]) OR ("diagnostic imaging"[MeSH Terms])) OR ("dental radiography"[All Fields])) OR (dental radiography[MeSH Terms]))OR (panoramic radiography[MeSH Terms])) OR ("periapical radiography"[All Fields]) OR ("ultrasound"[All Fields])) OR ("magnetic resonance"[All Fields])) OR ("tomography"[MeSH Terms]) OR ("radiography, dental, digital"[MeSH Terms] OR "radiography, dental"[MeSH Terms]) AND ("dental implantation"[MeSH Terms]) OR ("dental implants"[MeSH Terms] OR "dental implants, single-tooth"[MeSH Terms])

EMBASE
('Dental Implants' OR Implants) AND ("Cone-Beam Computed Tomography" OR "Diagnostic Imaging" OR "Dental Radiography" OR "Panoramic Radiography" OR "Periapical radiography" OR ultrasound OR "magnetic resonance") AND ("Peri-Implantitis" OR "Bone defects" OR "Bone loss" OR Peri-implant) AND (Accuracy OR Sensitivity OR Specificity)

WEB OF SCIENCE
(Dental Implants*) AND (Cone-Beam Computed Tomography OR Spiral Cone-Beam Computed Tomography OR Diagnostic Imaging OR Dental Radiography OR Magnetic Resonance OR Ultrasound OR Panoramic Radiography OR Periapical radiography OR cbct) AND (PeriImplantitis OR Bone defects OR Bone loss OR Periimplantitis OR Bone-Implant Interface OR periimplant* OR buccal cortical OR lingual cortical) AND (Accuracy OR Sensitivity OR Specificity)
SCIENCE DIRECT
Science direct: (“Dental Implants”) AND ("Cone-Beam Computed Tomography" OR “dental radiography” OR "diagnostic imaging") AND ("Peri-Implantitis" OR “bone defect” OR "Bone loss ") AND (“Accuracy" OR “Specificity")

S**COPUS**
TITLE-ABS-KEY (dental AND implant) AND ("Cone-Beam Computed Tomography" OR "radiography" OR ultrasound OR "panoramic" OR "magnetic resonance" OR "diagnostic imaging") AND ("Periimplantitis" OR "bone defect" OR "Bone loss ") AND ("Accuracy" OR "Specificity" OR "Sensitivity")

PROQUEST
("Dental Implant") AND ("Cone-Beam Computed Tomography" OR "Spiral Cone-Beam Computed Tomography" OR "Diagnostic Imaging" OR "Panoramic Radiography" OR "Periapical radiography" OR cbct OR ultrasound OR magnetic resonance) AND ("Peri-Implantitis" OR "Bone defects" OR "Bone loss" OR Periimplantitis OR periimplant) AND (Accuracy OR Sensitivity)

ANEXO B – Tabela de extração de dados de acurácia dos estudos incluídos na metanálise.

Autor e Ano	Sensibilidade	Especificidade	VP	FP	FN	VN	PPV	NPV
Dave et al. (2013) 1 TITÂNIO	0.978	0.678	10	2	0	3	0.833	1
Dave et al. (2013) 2 TITÂNIO	0.644	0.978	6	2	4	3	0.943	0.87
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 1 TITÂNIO	0.53	0.69	27	16	24	35	0.62	0.59
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 2 TITÂNIO	0.56	0.75	28	13	22	38	0.68	0.63
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 3 TITÂNIO	0.55	0.75	28	12	22	38	0.68	0.63
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 4 TITÂNIO	0.87	0.85	44	8	6	43	0.84	0.86
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 5 TITÂNIO	0.90	0.95	45	3	5	48	0.95	0.90
de-Azevedo Vaz et. al (2013a) 6 TITÂNIO	0.89	0.94	45	3	5	47	0.93	0.89
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 1 TITÂNIO	0.52	0.84	26	8	24	42	0.76	0.63
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 2 TITÂNIO	0.76	0.58	38	21	12	29	0.64	0.71
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 3 TITÂNIO	0.8	0.46	40	27	10	23	0.60	0.70
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 4 TITÂNIO	0.72	0.76	36	12	14	38	0.75	0.73
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 5 TITÂNIO	0.74	0.68	37	16	13	34	0.70	0.72
de-Azevedo Vaz et. al (2013b) 6 TITÂNIO	0.7	0.7	37	16	13	34	0.7	0.720
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 1 TITÂNIO	0.28	0.64	14	18	36	32	0.44	0.47
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 2 TITÂNIO	0.41	0.63	21	19	30	32	0.52	0.51
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 3 TITÂNIO	0.36	0.67	18	16	32	34	0.53	0.51
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 4 TITÂNIO	0.36	0.74	18	13	32	37	0.58	0.54
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 5 TITÂNIO	0.66	0.92	33	4	17	46	0.89	0.73

de-Azevedo Vaz et. al (2016) 6 TITÂNIO	0.62	0.92	31	4	19	46	0.89	0.71
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 7 TITÂNIO	0.66	0.92	33	4	17	46	0.89	0.73
de-Azevedo Vaz et. al (2016) 8 TITÂNIO	0.64	0.93	32	3	18	47	0.91	0.72
Kamburoglu et al. (2013) TITÂNIO	0.88	0.4	77	48	11	32	0.62	0.74
Kim et al. (2020) 1 TITÂNIO	0.812	0.5625	13	4	3	5	0.76	0.62
Kim et al. (2020) 2 TITÂNIO	0.812	0.625	13	3	3	5	0.81	0.62
Kuhl et al. (2016) 1 TITÂNIO	0.68	0.25	4	9	2	3	0.30	0.60
Kuhl et al. (2016) 2 TITÂNIO	0.79	0.25	5	9	1	3	0.36	0.75
Kurt et al. (2020) 1 TITÂNIO	0.5	0.83	35	15	35	75	0.70	0.68
Kurt et al. (2020) 2 TITÂNIO	0.5	0.788	49	19	21	71	0.72	0.77
Kurt et al. (2020) 3 TITÂNIO	0.5	0.788	35	19	35	71	3.31	0.77
Kurt et al. (2020) 4 TITÂNIO	0.5	0.788	35	19	35	71	3.31	0.77
Kurt et al. (2020) 5 TITÂNIO	0.5	0.815	30	20	30	90	3.31	0.75
Naje et al. (2019) TITÂNIO	0.73	0.5	23	4	9	4	0.85	0.30
Pelekos et al. (2019) 1 TITÂNIO	0.995	0.996	27	0	0	81	0.99	1
Pelekos et al. (2019) 2 TITÂNIO	0.979	0.998	26	0	1	81	0.99	0.99
Pinheiro et al. (2015) 1 TITÂNIO	0.68	0.67	7	3	3	7	0.70	0.70
Pinheiro et al. (2015) 2 TITÂNIO	0.72	0.69	7	3	3	7	0.70	0.70
Pinheiro et al. (2015) 3 TITÂNIO	0.8	0.81	8	2	2	8	0.80	0.80
Pinheiro et al. (2015) 4 TITÂNIO	0.77	0.78	8	2	2	8	0.80	0.80
Saberi et al. (2019) 1 TITÂNIO	1	1	10	0	0	30	1	1

Saberi et al. (2019) 2 TITÂNIO	1	1	10	0	0	30	1	1
Schriber et al. (2019) TITÂNIO	0.855	0.976	5	2	1	64	0.71	0.98
Schwindling et al. (2019) 1 TITÂNIO	0.93	0.98	11	0	1	12	0.98	0.93
Schwindling et al. (2019) 2 TITÂNIO	0.96	0.99	12	0	0	12	0.99	0.96
Vidor et al. (2017b) 1 TITÂNIO	0.730	0.865	27	35	10	224	0.43	0.96
Vidor et al. (2017b) 2 TITÂNIO	0.703	0.973	26	8	11	288	0.76	0.96
Vidor et al. (2017b) 3 TITÂNIO	0.135	1	5	0	32	259	1	0.89
Vidor et al. (2017b) 4 TITÂNIO	0.270	1	10	0	27	259	1	0.90
Autor e Ano	**Sensibilidade**	**Especificidade**	**TP**	**FP**	**FN**	**TN**	**PPV**	**NPV**
Hilgenfeld et al. (2018) 1 ZIRCÔNIA	0.33	0.96	8	2	4	34	0.80	0.90
Hilgenfeld et al. (2018) 2 ZIRCÔNIA	1	1	11	0	1	36	0.97	0.98
Kurt et al. (2020) 1 ZIRCÔNIA	0.676	0.925	47	7	23	83	0.87	0.78
Kurt et al. (2020) 2 ZIRCÔNIA	0.676	0.898	47	9	23	81	0.84	0.78
Kurt et al. (2020) 3 ZIRCÔNIA	0.661	0.883	46	11	24	79	0.81	0.77
Kurt et al. (2020) 4 ZIRCÔNIA	0.661	0.898	46	9	24	81	0.84	0.77
Kurt et al. (2020) 5 ZIRCÔNIA	0.663	0.898	46	9	24	81	0.84	0.77
Schriber et al. (2019) ZIRCÔNIA	1	0.696	6	20	0	46	0.23	1

VP= verdadeiro positivo FP= falso positivo FN= falso negativo VN= verdadeiro negativo PPV= valor preditivo positivo NPV= valor preditivo negativo

ANEXO C – PRISMA-DTA Checklist

Section/topic	#	PRISMA-DTA Checklist Item
TITLE / ABSTRACT		
Title	1	Identify the report as a systematic review (+/- meta-analysis) of diagnostic test accuracy (DTA) studies.
Abstract	2	Abstract: See PRISMA-DTA for abstracts.
INTRODUCTION		
Rationale	3	Describe the rationale for the review in the context of what is already known.
Clinical role of index test	D1	State the scientific and clinical background, including the intended use and clinical role of the index test, and if applicable, the rationale for minimally acceptable test accuracy (or minimum difference in accuracy for comparative design).
Objectives	4	Provide an explicit statement of question(s) being addressed in terms of participants, index test(s), and target condition(s).
METHODS		
Protocol and registration	5	Indicate if a review protocol exists, if and where it can be accessed (e.g., Web address), and, if available, provide registration information including registration number.
Eligibility criteria	6	Specify study characteristics (participants, setting, index test(s), reference standard(s), target condition(s), and study design) and report characteristics (e.g., years considered, language, publication status) used as criteria for eligibility, giving rationale.
Information sources	7	Describe all information sources (e.g., databases with dates of coverage, contact with study authors to identify additional studies) in the search and date last searched.
Search	8	Present full search strategies for all electronic databases and other sources searched, including any limits used, such that they could be repeated.
Study selection	9	State the process for selecting studies (i.e., screening, eligibility, included in systematic review, and, if applicable, included in the meta-analysis).
Data collection process	10	Describe method of data extraction from reports (e.g., piloted forms, independently, in duplicate) and any processes for obtaining and confirming data from investigators.
Definitions for data extraction	11	Provide definitions used in data extraction and classifications of target condition(s), index test(s), reference standard(s) and other characteristics (e.g. study design, clinical setting).
Risk of bias and applicability	12	Describe methods used for assessing risk of bias in individual studies and concerns regarding the applicability to the review question.
Diagnostic accuracy measures	13	State the principal diagnostic accuracy measure(s) reported (e.g. sensitivity, specificity) and state the unit of assessment (e.g. per-patient, per-lesion).
Synthesis of results	14	Describe methods of handling data, combining results of studies and describing variability between studies. This could include, but is not limited to: a) handling of multiple definitions of target condition. b) handling of multiple thresholds of test positivity, c) handling multiple index test readers, d) handling of indeterminate test results, e) grouping and comparing tests, f) handling of different reference standards