

GUSTAVO ADOLFO PEREIRA TERRA

**ANÁLISE DA DISCREPÂNCIA DIMENSIONAL DE MEDIDAS DE
RESTAURAÇÕES E IMAGENS DE TCFC EM DENTES RESTAURADOS COM
DIFERENTES MATERIAIS DENTÁRIOS**

**CAMPO GRANDE
2016**

GUSTAVO ADOLFO PEREIRA TERRA

**ANÁLISE DA DISCREPÂNCIA DIMENSIONAL DE MEDIDAS DE
RESTAURAÇÕES E IMAGENS DE TCFC EM DENTES RESTAURADOS COM
DIFERENTES MATERIAIS DENTÁRIOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Anísio Lima da Silva

**CAMPO GRANDE
2016**

FOLHA DE APROVAÇÃO

GUSTAVO ADOLFO PEREIRA TERRA

ANÁLISE DA DISCREPÂNCIA DIMENSIONAL DE MEDIDAS DE RESTAURAÇÕES REAIS E IMAGENS DE TCFC EM DENTES RESTAURADOS COM DIFERENTES MATERIAIS DENTÁRIOS

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste, da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para a obtenção do título de Doutor.

Aprovada em ____ de _____ de ____, pela Comissão Examinadora.

Prof. Dr. Anísio Lima da Silva

Instituição: FAODO-UFMS

Prof. Dr.

Instituição:

Prof. Dr.

Instituição:

Prof. Dr.

Instituição:

Prof. Dr.

Instituição:

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais, Antônio João da Silveira Terra e Dalva Pereira Terra, pelos princípios de vida e suporte que me deram durante todos esses anos. O exemplo de retidão, profissionalismo e amor a docência incentivou gerações de cirurgiões dentistas a realizar um trabalho digno e correto. Difícil encontrar palavras para expressar o amor e admiração que sinto por vocês, e que este trabalho seja um singelo reconhecimento a tudo que vivi ao lado de pessoas tão marcantes.

AGRADECIMENTOS

Meus agradecimentos primeiramente a Deus, por permitir viver em um ambiente familiar e profissional que me garantiu o ensejo e confiança para realizar esse trabalho.

Agradeço imensamente ao Prof. Dr. Anísio Lima da Silva, como professor e orientador me forneceu as bases necessárias para elaboração e conclusão deste projeto.

Por último, porém não menos importante gostaria de agradecer a minha esposa Tatiana Quintanilha Nogueira Terra por todo o companheirismo empreendido durante todo o tempo que estamos juntos.

*"Estudar exige disciplina. Estudar não é fácil porque pressupõe criar,
recriar e não apenas repetir o que os outros dizem."*

(Paulo Freire)

RESUMO

TERRA, GAP. **Análise da discrepância dimensional de medidas de restaurações e imagens de TCFC em dentes restaurados com diferentes materiais dentários.** Campo Grande; 2016. [Tese de Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento na Região Centro Oeste da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul].

Estruturas altamente radiopacas tendem a provocar alterações dimensionais nas imagens de Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC). Deste modo, o presente trabalho teve como objetivo avaliar alterações dimensionais de imagens de TCFC de dentes restaurados com diferentes tipos de materiais dentários restauradores. Foram selecionados 25 molares inferiores permanentes humanos extraídos. Os dentes foram divididos em cinco grupos ($n=5$), de acordo com o material dentário restaurador: AMA (amálgama), CIV (cimento ionômero de vidro), CIVR (cimento ionômero de vidro modificado por resina), RCM (resina composta microhíbrida) e RCN (resina composta nanohíbrida). Cavidades oclusais padronizadas com a ponta diamantada #3131 foram confeccionadas e estes foram restaurados de acordo com o grupo ao qual pertenciam. Exames tomográficos foram adquiridos com o sistema de imagens 3D i-CAT, antes e após as restaurações serem feitas. Para determinar a discrepância entre os valores dimensionais das cavidades dentes restaurados e não restaurados, medições foram feitas nas mesmas regiões das tomografias por dois especialistas em radiologia. Os dados foram submetidos à análise estatística por meio do teste T-pareado para comparação intra-grupo da condição antes e após restauração e pelos testes ANOVA e Tukey, para avaliação das porcentagens de discrepância dimensional entre os grupos, com nível de significância em 5%. Para cortes coronais, um aumento significativo ($p<0,05$) foi observado nas medidas obtidas nas imagens de TCFC dos dentes restaurados; a única exceção foi para o grupo RCM que não apresentou diferença significativa entre as medidas das cavidades não restauradas e restauradas. Para os cortes sagitais, o mesmo aumento estatisticamente significativo ($p<0,05$) foi observado nas medições realizadas nas imagens de TCFC dos dentes restaurados em relação aos dentes não restaurados; a única exceção foi o grupo CIV. Para o grupo AMA a discrepância dimensional foi de 120,69% (coronal) e 18,87% (sagital), e esta foi considerada estatisticamente superior as discrepâncias dos demais materiais restauradores. Assim, pode-se concluir que imagens de TCFC de restaurações com diferentes materiais restauradores geram maiores medidas do que as medidas das restaurações reais. Materiais com maior densidade, como o amálgama dentário, promovem maior discrepância dimensional.

Palavras-chave: Materiais restauradores; Discrepância de dimensão; Tomografia computadorizada.

ABSTRACT

TERRA, GAP. **Analysis of the dimensional discrepancy of restoration measures and CBCT images of teeth with different dental materials.** Campo Grande; 2015. [Doctorate thesis submitted to the Graduate Program in Health and Development in the Midwest Region of the Federal University of the Mato Grosso do Sul].

Radiopaque structures tend to cause dimensional changes in CBCT images. The aim of this study was to evaluate dimensional changes of CBCT images of teeth restored with different types of dental restorative materials. A total of 25 extracted human molars were selected. The teeth were divided into five groups (n=5), according to the restorative dental material: AMA (amalgam), GI (glass ionomer), RMGI (resin modified glass ionomer), MRC (microhybrid composite resin) and NRC (nanohybrid composite resin). Standardized occlusal cavities were prepared with #3131 burs and these were restored according to the group to which they belonged. CBCT scans were acquired with the 3D i-CAT system before and after restorative procedures. To determine the discrepancy between the dimensional values of the restored and non-restored teeth cavities, measurements were taken in the same regions of the scans by two specialists in radiology. Data were statistically analyzed by paired T-test for the conditions non-restored and restored, and by ANOVA and Tukey test for the comparison between groups, with 5% significance level. For coronal slices, a significant increase ($p < 0,05$) was observed in the measurements obtained in the CBCT images of restored teeth; the unique exception was for the MRC group that showed no significant difference between the measures of non-restored and restored cavities. For sagittal slice, the same statistically significant increase was observed in measurements taken from CBCT images of restored teeth; the unique exception was the GI group. For AMA group the dimensional discrepancy was 120.69% (coronal) and 18.87 (sagittal), and it was considered statistically superior to other restorative materials. Thus, it can be concluded that CBCT images of restorations with different restorative materials, in general, promotes higher measures of original cavities restorations. Materials with higher density, such as dental amalgam, promote greater dimensional discrepancy.

Keywords: Restorative materials; Dimensional discrepancy; Computerized cone beam; Tomography.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos experimentais, materiais restauradores, lote e composição.	34
Tabela 2 - Média e desvio padrão das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores, nos cortes coronais. Comparações estatísticas pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).....	42
Tabela 3 - Média e desvio padrão das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores, nos cortes sagitais. Comparações estatísticas pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).....	43
Tabela 4 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores.....	43

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores no corte coronal.....	44
GRÁFICO 2 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores no corte sagital.....	44
GRÁFICO 3 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores nos cortes coronal e sagital.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Formato da ponta diamantada nº 3131 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil).....	37
Figura 2 - Preparos cavitários oclusais padronizados com 6° de conicidade da parede pulpar, 4 mm de profundidade istmo oclusal, ângulos internos arredondados, de acordo com formato da ponta diamantada nº 3131 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil).....	37
Figura 3 - Imagens tomográficas dos planos nos quais os dentes não restaurados foram medidos. A: Plano axial, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual para padronizar o ponto de medição dos eixos coronal e sagital. B: Plano coronal, medidas foram realizadas no sentido méso-distal. C: Plano sagital, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual.....	40
Figura 4 - Imagens tomográficas dos planos nos quais os dentes restaurados foram medidos. A: Plano axial, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual para padronizar o ponto de medição dos eixos coronal e sagital. B: Plano coronal, medidas foram realizadas no sentido méso-distal. C: Plano sagital, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual.....	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

TCFC	- Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCMS	- Tomografia Computadorizada Multislice
TC	- Tomografia Convencional
TAC	- Tomografia Axial Computadorizada
FOV	- Field of View
VOXEL	- Volume Elements
AMA	- Amálgama
CIV	- Cimento de Ionômero de Vidro
CIVR	- Cimento de Ionômero de Vidro Modificado Por Resina
RCM	- Resina Composta Microhíbrida
RCN	- Resina Composta Nanohíbrida
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

LISTA DE SÍMBOLOS

%	- porcentagem
cm	- centímetro
°	- graus
°C	- graus celsius
mm	- milímetro
s	- segundos
mW/cm ²	- Mili-watts por cm ²
kVp	- Quilovoltagem Pico
mA	- Miliamperagem
microSv	- MicroSievert
2D	- bidimensional
3D	- tridimensional

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 Histórico do diagnóstico por imagem.....	18
2.2 Tomografia computadorizada feixe cônico (TCFC).....	19
2.3 Vantagens da TCFC.....	21
2.4 Dose de radiação em TCFC.....	25
2.5 Artefatos de imagem em TCFC.....	27
2.6 Discrepâncias dimensionais em imagens de materiais odontológicos em TCFC.....	31
3 OBJETIVOS.....	33
3.1 Objetivo geral.....	33
3.2 Objetivo específicos.....	33
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	34
4.1 Aspectos éticos.....	35
4.2 Seleção e preparo dos dentes.....	36
4.3 Aquisição das imagens.....	38
4.4 Medição das amostras e cortes de TCFC.....	39
4.5 Análise dos dados.....	41
5 RESULTADOS.....	42
6 DISCUSSÃO.....	46
7 CONCLUSÃO.....	54
REFERENCIAS.....	55
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	62
ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética.....	65

1 INTRODUÇÃO

Diversas são as dificuldades encontradas com a evolução da Odontologia. Em virtude do avanço das técnicas operatórias, equipamentos e exames para diagnóstico, um leque de opções se abre no que se refere a opções de tratamento. Com uma exigência cada vez maior para o quesito sucesso das reabilitações orais, o cirurgião dentista deve estar preparado para lidar com os distintos materiais restauradores explorando ao máximo as suas propriedades. Associada a esta grande evolução existe a necessidade de conhecimento do comportamento dos mesmos para uma correta longevidade e prevenção de problemas futuros.

E, através das possibilidades diagnósticas, as tomografias computadorizadas mostram-se cada vez mais necessárias na prática diária. Para tanto, devemos ainda entender sobre como interpretar as imagens em razão das diferentes situações encontradas para cada reabilitação. O diagnóstico precoce é fundamental para se evitar a destruição grave de tecido dental e para melhorar o prognóstico para um tratamento bem sucedido (OKIDA et al., 2008).

Entretanto, devido à alta densidade de alguns componentes restauradores quando comparados com a estrutura dental, especialmente o esmalte, as restaurações podem produzir artefatos não homogêneos quando observados através de exames radiográficos e tomográficos (BARRETT; KEAT, 2004; KATSUMATA et al., 2006). Em consequência disso, as avaliações de dentes restaurados tornam-se complexas, existindo a exigência de profundo conhecimento para a interpretação dos dados obtidos, uma vez que a radiopacidade dos materiais restauradores pode interferir no diagnóstico de lesões nas superfícies vestibular e lingual (KANDEMIR, 1997).

A utilização de técnicas radiográficas associadas ao exame clínico em Odontologia Restauradora constitui o método mais utilizado para diagnosticar lesões cariosas recorrentes adjacentes a restaurações. Imagens radiográficas convencionais fornecem imagens bidimensional (2D) de uma estrutura tridimensional (3D), o que pode resultar em erros de interpretação (ESTRELA et al., 2011), sendo que seu valor de diagnóstico é dependente da angulação do feixe de raios-X e sobreposição de estruturas anatômicas (FARMAN, AG; FARMAN, TT, 2005; KAMBUROGLU et al., 2009).

Com a introdução da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) permitiu-se a visualização dos dentes em reconstruções axial, coronal e sagital, em um processo relativamente mais simples do que as tomografias computadorizadas multislice, ampliando assim as possibilidades de diagnose na Odontologia (MOZZO et al., 1998).

Em 2006, Jian e Hongnian descobriram que as imagens da TCFC podem ser afetadas gerando alterações. De acordo com os autores quando o feixe de raios-X encontra um objeto de densidade elevada, como o esmalte dentário ou restaurações metálicas, fótons de energia mais baixa são absorvidos pela estrutura em detrimento dos fótons de maior energia, provocando um aumento da energia média do feixe de raios-X. Este fenômeno produz dois tipos de artefatos: a distorção das estruturas metálicas, e o aparecimento de estrias e faixas escuras entre duas estruturas densas. Este evento é chamado de endurecimento do feixe. Ainda, Katsumata et al. (2006 e 2007) relataram que os artefatos causados por mancha ou saturação é advinda da diminuição do valor do sensor de imagem de tomografia computadorizada no lado vestibular dos maxilares.

Os chamados artefatos de imagem podem ser definidos como elementos da imagem que não traduzem a realidade anatômica, e variam de acordo com o método de aquisição de imagem, técnica de obtenção destas imagens, e fatores inerentes a cada dispositivo utilizado, podendo afetar a qualidade da análise, reduzindo o contraste, dificultando a diferenciação entre estruturas, e prejudicando a detecção de áreas de interesse, fazendo com que o diagnóstico se torne difícil e demorado (BARRETT; KEAT, 2004). Erros de determinação têm motivado os autores a estudar alternativas para corrigir estes efeitos causados pelo endurecimento do feixe de raios-X durante a aquisição das tomografias (KATSUMATA et al., 2006; JIAN; HONGNIAN, 2006; KATSUMATA et al., 2007).

Em virtude da grande aceitação da TCFC e o aumento considerável das indicações, diversos estudos estão sendo realizados para determinar as reais potencialidades advindas desta tecnologia e seu verdadeiro benefício nas distintas áreas de atuação em Odontologia.

Especificamente em função deste trabalho podemos citar que, imagens de TCFC costumam mostrar os dentes restaurados com projeção de imagens fantasmas sobre as áreas que o rodeiam, e conseqüentemente, mascarar as estruturas dentais reais, aumentando assim o risco de erros de diagnóstico clínico (KANDEMIR, 1997). Além de prejudicarem a qualidade da imagem através da geração de imagens fantasmas pode ocorrer o endurecimento e dispersão do feixe de raios-X. É citado apenas que imagens de TCFC de materiais odontológicos promovem maiores valores dimensionais quando comparado aos valores dimensionais reais, porém quantificações em virtude do tipo, densidade e volume não são mencionados ou esclarecidos.

Considerando a ocorrência de alterações dimensionais de estruturas vizinhas e a presença de artefatos de imagem oriundas de dentes com materiais restauradores em tomografia computadorizada (TCFC), é clinicamente útil quantificar as alterações dimensionais de imagens de TCFC de restauração com diferentes materiais restauradores utilizados na prática clínica. Espera-se que as imagens tomográficas das restaurações gerem medidas maiores que as das cavidades originais. Além disso, espera-se que materiais metálicos apresentem maiores discrepâncias.

Desta forma este estudo é pioneiro a fim de determinar e quantificar as alterações dimensionais de materiais restauradores em virtude de sua composição e volume.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Histórico do diagnóstico por imagem

A obtenção de imagens de tomografia foi possível em 1972, através da Tomografia Axial Computadorizada (TAC). Este tipo de tomografia consiste em uma imagem que representa uma secção do corpo obtida através do processamento em computador de informações recolhidas após a exposição aos raios-X. De acordo com o autor, após a absorção dos raios-X, os tecidos mais densos absorvem mais radiação do que os tecidos menos densos (HOUNSFIELD, 1973).

Em 28 de dezembro de 1895, Wilhelm Conrad Röntgen entregou seu relatório preliminar sobre a sua descoberta, os raios-X, ao presidente da Sociedade de Física Médica de Wurzburg, acompanhado de radiografias experimentais, entre elas a da imagem da mão de sua esposa. Em 1895, Otto Walkhoff realizou a primeira radiografia intrabucal. Em 1898, chegou ao Brasil, mais precisamente em Minas Gerais, o primeiro equipamento radiográfico enviado por Röntgen ao médico José Carlos Ferreira Pires. Outro protagonista nessa história foi Edmund Kells, conhecido como o Mártir da Odontologia, que em 1899 publicou um artigo sobre a importância de usar ângulos corretos e posicionadores padronizados para filmes radiográficos (FREITAS et al., 1998).

Os primeiros relatos literários sobre a tomografia computadorizada de feixe cônico para uso na Odontologia ocorreram muito recentemente, ao final da década de noventa. O pioneirismo desta nova tecnologia cabe aos italianos Mozzo et al. (1998), da Universidade de Verona, que em 1998 apresentaram os resultados preliminares de um “novo aparelho de tomografia computadorizada volumétrica para

imagens odontológicas baseados na técnica do feixe em forma de cone (cone-beam technique)". O equipamento descrito pelos autores é o *NewTom 9000* (Quantitative Radiology, Verona, Itália) que usa um feixe de raios-x em forma de cone centrado numa área que detecta os raios-X (MOZZO et al., 1998).

Segundo Scarfe et al. (2006) as tomografias computadorizadas podem ser classificadas em dois tipos: tomografia convencional e tomografia computadorizada. Esta última pode ser classificada de acordo com o feixe de raios-X utilizado: tomografia computadorizada de feixe em leque (Multislice) e tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone Beam), que variam de acordo com o formato da emissão da radiação.

A ascensão da tomografia computadorizada de feixe cônico representou o desenvolvimento de um tomógrafo relativamente pequeno, de menor custo e especialmente indicado para a região dentomaxilofacial (SCARFE et al., 2006). Foi reportada a alta precisão das imagens assim como uma dose de radiação equivalente a 1/6 da liberada pela tomografia computadorizada tradicional. Desde as primeiras descobertas, houve uma crescente tendência ao uso da imagem como ferramenta para o diagnóstico odontológico (ACCORSI; VELASCO, 2011).

2.2 Tomografia computadorizada feixe cônico (TCFC)

Fornecendo imagens nítidas, de estruturas altamente contrastantes, é extremamente útil para a avaliação dos tecidos ósseos. Embora atualmente não existam limitações na utilização desta tecnologia para avaliação dos tecidos moles, os esforços estão dirigidos para o desenvolvimento de técnicas e de algoritmos de software para melhorar a relação sinal-ruído e aumentar o contraste melhorando a

visualização de estruturas de diferentes densidades (ZIEGLER et al., 2002; SUKOVIC, 2003).

Atualmente diversos equipamentos de TCFC estão disponíveis no mercado. O primeiro sistema *NewTom 9000* (Quantitative Radiology, Verona, Itália) começou a ser comercializado nos Estados Unidos a partir de 2001. A tecnologia se expandiu na América, e outros sistemas como o *CB MercuRey* (Hitachi Medical Corp, Chiba-Ken, Japão), *3D Accuiotomo-XYZ Slice View Tomograph* (J. Morita Manufacturing, Kyoto, Japão), e *i-CAT* (Xoran Technologies, Ann Arbo, Michigan/Imagin Sciences Interntional, Hatfield, Pa) começaram a ser comercializados (YAMAMOTO et al., 2003).

A TCFC é uma tomografia volumétrica que se utiliza de uma matriz digital 2D combinado com um feixe de raios-X 3D. Em determinados intervalos de tempo, imagens de projeção simples conhecidas como imagens "base" são adquiridas. O número de projeções varia entre 250 a 600 adquiridas dentro da rotação escolhida, sendo semelhantes às de imagens radiográficas cefalométricas laterais. Esta série gera um conjunto de dados 3D volumétricos incorporando algoritmos sofisticados através de programas de software. Esse conjunto de dados em 3D pode ser utilizado para obter imagens de reconstrução em três planos ortogonais (axial, sagital e coronal) (SCARFE et al., 2006).

Ainda de acordo com Scarfe et al. (2006), os aparelhos de tomografia computadorizada de feixe cônico possuem características próprias e diferem quanto ao tipo de sensor, tamanho do campo de visão (*field of view* – FOV), resolução e software. Podem ser classificados quanto ao tamanho do campo de imagem: aparelhos de pequeno volume que possuem um FOV de até 8x8 cm (apresentam a vantagem de avaliar apenas as regiões de interesse, em alta resolução, sem expor o

paciente em áreas sem interesse de forma desnecessária) e aparelhos de grande volume que possuem FOV maior que 8x8 cm, podendo chegar até 18x22cm (possuem maior dose de radiação e qualidade de imagem inferior, podem gerar reconstruções multiplanares com visões bidimensionais e tridimensionais).

A captura da imagem é realizada de uma única vez, por meio da transformação da imagem algorítmica volumétrica em três planos X, Y, e Z, o que permite a visualização da imagem em reconstruções axiais, sagitais, coronais e oblíquas, com excelente nitidez. Essa tecnologia utiliza um conjunto composto por um feixe de radiação com formato cônico e um receptor de imagens bidimensional que gira de 180° a 360°, uma única vez, ao redor da cabeça do paciente (PATEL et al., 2010).

O exame é realizado com o paciente na posição sentada, e em um *gantry* aberto, o que facilita seu uso na Odontologia, sendo adequado para geração de imagens da área crânio facial (DEEPAK et al., 2012).

2.3 Vantagens da TCFC

Em 2002, Nakagawa et al. mostraram a aplicação pré-operatória da TCFC em cirurgia oral menor. Trinta imagens foram observadas em casos de lesões na maxila e na mandíbula, sendo que a reabsorção óssea foi melhor visualizada em tomografias do que em radiografias convencionais. Devido à alta resolução e baixa dose de radiação a TCFC foi proveitosa para avaliação pré-operatória em cirurgia oral menor.

Nos casos de terceiros molares inclusos as imagens de tomografia facilitam o diagnóstico e planejamento da cirurgia. Danforth et al. (2003) utilizaram dois casos

clínicos para comparar o padrão de imagens obtidas em TCFC com radiografias convencionais e as imagens 3D se mostraram mais eficientes.

Hatcher et al. (2003) destacaram a importância da TCFC para avaliação pré-cirúrgica de locais de implantes, descrevendo como vantagens a melhor visualização dos tecidos, possibilidade de observação tridimensional do tecido ósseo e a mensuração milimétrica das estruturas de interesse.

Em relação ao exame da articulação temporo-mandibular, Tsiklakis et al. (2004) descreveram uma técnica de reconstrução para o exame radiográfico da ATM utilizando a TCFC. A técnica proporcionou uma investigação radiográfica completa dos componentes ósseos da ATM com imagens de alta qualidade diagnóstica, tempo de análise mais curto e menor exposição à radiação do paciente quando comparada à tomografia computadorizada convencional (TSIKLAKIS et al., 2004).

Em 2005, Walker et al. descreveram a relação espacial de caninos impactados pelo uso de imagens de TCFC. Vinte e sete casos foram avaliados em imagens realizadas pelo *NewTom QR-DVT 9000* (QR, Verona, Itália) onde foi possível verificar a relação com estruturas adjacentes. Concluíram que as imagens em 3D são vantajosas para a conduta nesta situação específica.

Liu et al. (2007) introduziram o uso da TCFC para a avaliação de dentes supranumerários. O grupo do estudo contou com 487 pacientes totalizando 626 dentes supranumerários. Concluíram que as imagens de TCFC são precisas para visualização em 3 dimensões se mostrando úteis para o planejamento do tratamento em questão .

Em 2007, Closmann e Schmidt mostraram a importância da TCFC para a avaliação e plano de tratamento para tumores malignos de mandíbula já que

proporciona menor custo e menor dose de radiação ao paciente em relação à TC convencional.

O estudo de Low et al. (2008) comparou o uso da radiografia periapical e da TCFC para diagnóstico pré-operatório em dentes superiores posteriores de possíveis pacientes de cirurgia pararendodôntica. As imagens de TCFC mostraram significativamente mais lesões do que as radiografias periapicais. Foi destacado o uso da TCFC para planejamento do tratamento em dentes superiores posteriores com lesão periapical.

Diante de todas as características expostas a TCFC é indicada nas diversas especialidades odontológicas: como na implantodontia, ortodontia, periodontia, cirurgia e traumatologia buco maxilo faciais, endodontia, exames da articulação temporomandibular, odontopediatria, prótese dentária e clínica geral (TYNDALL; RATHORE, 2008).

Merret et al. (2009) destacaram o uso da TCFC para diagnóstico e plano de tratamento ortodôntico. Os autores descreveram cinco casos ilustrando a melhor capacidade de diagnóstico da TCFC frente à radiografia convencional. A TCFC permite uma visualização de imagem em 3D da posição dos dentes e áreas de interesse, o que facilita o planejamento.

Em 2009, Kamburoglu et al. verificaram a precisão e a reprodutibilidade das medidas de TCFC de distância específicas ao redor do canal mandibular, comparando com medições diretas feitas com paquímetro digital. As medições intra e inter observadores para todas as distâncias mostraram alta concordância. Os autores concluíram que as medições realizadas e TCFC foram precisas e comparáveis às medidas reais.

De Paula-Silva et al. (2009) compararam a precisão de radiografias periapicais e TCFC para detectar periodontite apical utilizando achados histopatológicos. A periodontite apical foi diagnosticada histologicamente em 93% das raízes, as TCFC diagnosticaram 84% e as radiografias periapicais 71%. As TCFC foram mais sensíveis para detecção de periodontite apical quando comparadas as radiografias periapicais.

Rodrigues et al. (2010) citaram as principais vantagens da aquisição da imagem tomográfica pela tecnologia de feixe cônico: reconstrução direta dos pontos irradiados por planos axiais, coronais e sagitais sem reformatação; sofisticação tecnológica (a velocidade da totalidade do corte é controlada através de um programa eletrônico e não, por velocidade do tubo de raios-X); mesmas condições de tempo de escaneamento (através de uma simples aquisição, diminuindo a dose de radiação e dispensando o mecanismo de cortes); limitação do feixe de radiação para a área de interesse do complexo dentomaxilofacial; boa precisão da imagem, (pela característica de possuir voxel isotrópico, produzindo assim uma reprodução submilimétrica). A TCFC em planos de secção transversal permite a observação de regiões em profundidade, eliminando sobreposições, contornando assim a grande limitação das radiografias periapicais, que é a ausência de profundidade.

Em 2011, Edlund et al. realizaram um estudo clínico para determinar a precisão da TCFC para diagnóstico de fraturas radiculares verticais em dentes tratados endodonticamente. Vinte e nove pacientes com suspeita de fratura radicular foram submetidos à TCFC e cirurgia exploratória. Os testes estatísticos revelaram sensibilidade de 88% e especificidade de 75%, o que confirmou que a TCFC como um método de diagnóstico preciso para a detecção de fraturas radiculares.

Na prática endodôntica, a TCFC mostra-se muito útil no diagnóstico diferencial entre patologias de origem endodôntica e não-endodôntica, avaliações de fraturas alveolares e radiculares, avaliação da morfologia do canal radicular, análises de reabsorções interna e externa, planejamento endodôntico pré-cirúrgico, visualização da anatomia radicular, avaliação do preparo radicular, visualização de perfurações radiculares, obturação, retratamento endodôntico, detecção de lesões ósseas e pesquisas endodônticas (TETRADIS et al., 2010; ALAMRI et al., 2012).

Hodges et al. (2013) realizaram um estudo para avaliar o impacto da TCFC no diagnóstico e plano de tratamento ortodôntico. Os ortodontistas forneceram o diagnóstico e plano de tratamento de seis pacientes e posteriormente avaliaram a TCFC para acrescentarem melhorias ou mudanças. As alterações de diagnóstico e plano de tratamento com maiores mudanças ocorreram em pacientes com dentes inclusos, reabsorção radicular e discrepâncias esqueléticas graves. As maiorias dos ortodontistas relatam que o uso da TCFC facilita e promove maior segurança ao diagnóstico e plano de tratamento ortodôntico.

Brooks e Kleinman (2013) elucidaram a importância da TCFC para facilitar o diagnóstico endodôntico em casos de sobre obturação dentro do seio maxilar. As imagens tridimensionais permitem a localização do material obturador facilitando o tratamento e resultado final da intervenção.

2.4 Dose de radiação em TCFC

Silva et al. (2008) compararam a dose de radiação de radiografias panorâmicas, radiografias cefalométricas, TCFC e TCMS (multi-slice) na prática ortodôntica. Destacando que a radiografia panorâmica e cefalometria lateral

apresentaram as menores doses de radiação (10,4 microSv), seguidas pela TCFC (61,1 e 56,2 microSv), e a TCMS apresentou as maiores doses de radiação (429,7 microSv).

Em 2009, Loubele et al. compararam a dose de radiação efetiva da TCFC e da TCMS (multi-slice) na região bucomaxilofacial. Os três aparelhos de TCFC foram *Accuotomo* 3D (J. Morita Manufacturing, Kyoto, Japão), *i-Cat* (Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan/Imagin Sciences International, Hatfield, Pa) e *NewTom* 3G (Quantitative Radiology, Verona, Itália). As doses efetivas de radiação específica da TCFC variaram entre 13 e 82 microSV, e da TCMS entre 474 e 1600.

Através de estudo realizado por Roberts et al. (2009), no qual calcularam a dose efetiva de radiação para pacientes submetidos a exames de TCFC em odontologia, utilizando o equipamento utilizado *i-Cat* (Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan/Imagin Sciences International, Hatfield, Pa) e calculando as doses a partir dos fatores de ponderação dos tecidos recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, em 1990 e em 2007. Observou-se que as doses da TCFC foram baixas comparadas a TC (convencional), porém foram significativamente altas em relação às técnicas radiográficas convencionais como a Radiografia Panorâmica e a Cefalométrica.

De acordo com Ozer (2011), não existe consenso sobre a dose de radiação utilizada na TCFC. O autor cita que fatores como miliamperagem, tamanho do campo de visão (FOV - *Field of View*), tamanho do voxel (*volume elements*), tipo de detector empregado para aquisição de imagem, projeto do aparelho e a estabilidade do paciente, podem influenciar na qualidade da TCFC, e com isso conduzir a diferentes resoluções de imagens.

Pauwels et al. (2014) quantificaram o efeito da variação do campo de visão (FOV) e do ângulo de rotação na dose de radiação efetiva da TCFC. Foram utilizados 148 dosímetros de transluminescência para verificar as doses em um espectro antropomórfico. Os exames foram realizados no 3D *Accuiotomo 170* (J. Morita, Kyoto, Japão) utilizando seis campos de visão (FOV) e ângulos de rotação de 180° e 360°. O uso da rotação em 180° resultou em uma diminuição da dose em 45% comparada a rotação em 360°. Uma redução significativa da dose de radiação foi observada quando houve diminuição na altura do FOV. Os autores concluíram que em alguns casos pode ser preferível um ângulo de rotação de 180° e pode ser realizada uma diminuição da altura do FOV para reduzir a dose de radiação ao qual o paciente é exposto.

2.5 Artefatos de imagem em TCFC

Barrett e Keat (2004) elucidaram diferentes fontes que podem originar artefatos de imagem. Segundo os autores os podem ser de origem física quando resultam dos processos físicos envolvidos na aquisição de dados da tomografia. Os autores citam que podem ser originados pelo próprio paciente (quando são causadas por fatores tais como o movimento do paciente ou a presença de materiais metálicos), também são causados por imperfeições na função do scanner, e ainda, oriundos da técnica helicoidal e de multiseção quando são produzidos pelo processo de reconstrução de imagem. Portanto, o posicionamento cuidadoso do paciente e melhor seleção de parâmetros de análise são os fatores mais importantes para evitar artefatos em TCFC.

As imagens obtidas através da irradiação de raios-X, são formadas a partir da alteração do espectro do feixe que atravessa os diversos tecidos. As estruturas respondem de maneira diferentes em função de sua densidade e composição química (WEBBER et al., 2006).

Artefatos metálicos detectados por TCFC influenciam a qualidade da imagem, reduzindo o contraste, obscurecendo estruturas e prejudicando a detecção de áreas de interesse (VANDE BERG et al., 2006).

Materiais a base de metal são conhecidos por causar artefatos de imagem que interferem na qualidade do diagnóstico na tomografia convencional ou de feixe cônico. A radiação de corpos de metal resulta na presença de fortes alterações devido ao endurecimento e da dispersão do feixe de raios-X, promovendo imagens inadequadas para fins de diagnóstico (DRAENERT et al., 2007).

Na TCFC podemos obter imagens fantasmas na forma de ventosas, estrias, faixas escuras ou alargamento, estando associadas com a absorção de fótons de baixa energia. Entretanto não só materiais metálicos podem gerar imagens fantasmas e interferir na qualidade das imagens de TCFC, materiais dentários que apresentem alta densidade podem produzir tais alterações, que pode limitar a interpretação e induzir erros de diagnóstico (KATSUMATA et al., 2007).

Haristoy et al. (2009) demonstraram que estruturas como o tecido ósseo humano pode promover artefatos de imagem, uma vez que a densidade do osso pode alterar o espectro de energia dos feixes de raios-X. Essa alteração gera artefatos espectrais de natureza não linear que é mostrado nas imagens como faixas fantasmas.

Novas propostas foram introduzidas para alcançar um aperfeiçoamento do exame de TCFC para reduzir os efeitos provocados por materiais de diferentes

densidades, como discutido por Zhang et al. (2007). Os autores desenvolveram uma técnica de processamento off-line para minimizar os efeitos causados por artefatos de metal, implementando um efetivo método para redução de artefatos de metal e aumento da qualidade de imagem em TCFC.

Em 2011, Cremonini et al. avaliaram a influência de alterações provocadas pelo metal em sítios de implantes dentários utilizando a TCMS e TCFC. Dez mandíbulas humanas com e sem artefatos foram analisadas. Na TCFC os artefatos produziram um aumento de 6% da espessura do osso e redução de 0,68% na altura. Apesar de não alterar significativamente as medições lineares, os artefatos metálicos dificultaram a localização da crista do osso alveolar.

De acordo com Bechara et al. (2012) muito se tem pesquisado para melhorar o desempenho da TCFC. Dentre as propostas, pode-se citar o efeito do aumento da dose de radiação (através do aumento de miliamperes e kilovoltagem) e modificações de técnicas de pós-processamento. Promovendo assim, uma diminuição da variação de tons de cinza, sugerindo uma imagem com melhor aparência quando os métodos para redução dos efeitos negativos produzido por artefatos em TCFC foram utilizados. Além disso, melhor endurecimento e dispersão do feixe de raios-X causado por estrutura metálicas foi observado. Entretanto, a total resolução dos efeitos não pôde provar se as mesmas imagens poderiam ser melhoradas mesmo se um artefato não metálico fosse utilizado no interior do volume a ser irradiado.

Pauwels et al. (2013) realizaram um estudo para quantificar distúrbios na imagem em uma ampla variedade de dispositivos de TCFC com diferentes protocolos de exposição, para comparar sua tolerância a metais de diferentes densidades. Foram analisadas imagens obtidas em regiões que continham titânio e

chumbo, submetidos ao protocolo de exposição de doses altas e baixas de radiação. As regiões ao redor componentes de metal foram moderadamente ou gravemente afetadas principalmente pelo chumbo. Em relação à dose de exposição, alguns dispositivos mostraram redução de ruídos quando submetidos a altas doses. Torna-se necessário, portanto, que os pesquisadores e fabricantes combinem os fatores de exposição ideais com a implementação de algoritmos para a aprimoramento dos resultados na TCFC.

Vasconcelos et al. (2014) avaliaram em um estudo laboratorial, o padrão do visualização produzido pela aquisição de TCFC em raízes de dentes tratados endodonticamente obturados com guta-percha. Os equipamentos utilizados foram 3D *Accuio* 170 (J. Morita, Kyoto, Japão), *WhiteFox* (Acteon Group, Milão, Itália), *Cranex 3D* (Soredex, Tuusula, Finlândia), e *Scanora 3D* (Soredex). Alterações em forma de faixas escurecidas foram os mais encontrados, seguidos por halo hipodenso e estrias. A variação da expressão de artefatos submetidos à TCFC em dentes obturados foi significativa. Ressaltaram que esforços contínuos são necessários para melhorar algoritmos de reconstrução para melhorar a qualidade de imagem e reduzir efeitos indesejáveis, principalmente quando há presença de materiais densos como a guta-percha.

Em 2014, Gamba et al. realizaram um estudo para comparar a medição de arcadas dentárias para fins ortodônticos em modelos de gesso e imagens de TCFC, e investigar se artefatos de imagem podem comprometer a confiabilidade de tais medidas. Vinte pacientes foram divididos em grupos baseando-se na presença ou ausência de restaurações metálicas. Nos pacientes com restaurações metálicas houve diferença estatística entre as medidas de arcada do modelo de gesso e da TCFC. Concluíram que as medições dos modelos de gesso e da TCFC foram

semelhantes, porém os artefatos de imagem prejudicaram significativamente as medições nas tomografias.

Nabha et al. (2014) avaliaram alterações induzidas por restaurações metálicas em modelos tridimensionais de superfície dental obtidos por TCFC. Quinze amostras com quatro pré-molares humanos extraídos foram submetidos à TCFC antes e após a confecção de restaurações de amálgama. Após o registro, cada modelo restaurado foi comparado com um modelo sem restauração, quanto à discrepância linear máxima, área e intensidade dos artefatos. Concluíram que as restaurações metálicas induziram consideravelmente a presença de distúrbios de imagem em modelos 3D de TCFC, e ressaltaram que a redução destas alterações deve ser levada em consideração para um bom diagnóstico e plano de tratamento.

2.6 Discrepâncias dimensionais em imagens de materiais odontológicos em TCFC

Estrela et al. (2011) avaliaram o efeito causado por retentores intra-radulares (metálicos e de fibra de vidro e carbono) nas dimensões de imagens de TCFC de dentes com tratamento endodôntico. As dimensões das imagens tomográficas dos pinos intra-radulares a base de liga de ouro e prata são maiores do que as dimensões das amostras originais. Os pinos de fibra de carbono e de vidro geraram menores discrepâncias dimensionais quando comparado aos metálicos, mas houve um aumento das imagens quando comparado as medidas reais.

Decurcio et al. (2012) avaliaram a discrepância dimensional de imagens de TCFC de canais radiculares preenchidos com diferentes materiais para obturação

endodôntica. Foi observado maiores valores dimensionais nas imagens de TCFC quando comparado aos valores dimensionais reais dos dentes, sendo que essa discrepância variou de 9% a 100%. Os maiores valores foram encontrados quando apenas o cimento endodôntico foi utilizado.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

- Avaliar alterações dimensionais de imagens de TCFC de dentes restaurados com diferentes tipos de materiais dentários restauradores.

3.2 Objetivos específicos

- Quantificar as discrepâncias dimensionais obtidas das imagens tomográficas de dentes restaurados com amálgama dentário, cimento ionômero de vidro, cimento ionômero de vidro modificado por resina, resina composta microhíbrida e resina composta nanohíbrida;

- Comparar as discrepâncias dimensionais obtidas das imagens tomográficas entre os tipos de materiais restauradores utilizados nas reconstruções sagitais e coronais.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Este trabalho, caracterizado como um estudo laboratorial “*in vitro*”, no qual cinco grupos experimentais (N=5) foram criados tendo como fator em estudo o tipo de material restaurador (Tabela 1) em cinco níveis, amálgama (AMA), cimento de ionômero de vidro (CIV), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVR), resina composta microhíbrida (RCM), resina composta nanohíbrida (RCN).

Tabela 1 - Grupos experimentais, materiais restauradores, lote e composição.

Grupos	Sigla	Materiais Restauradores	Lote	Composição (de acordo com o fabricante)
Amálgama	AMA	DFL Alloy; DFL, Rio de Janeiro , RJ, Brasil.	09101101	Liga: Prata (Ag) 45%, Estanho (Sn) 31% and Cobre (Cu) 24%. Líquido: mercúrio.
Cimento de Ionômero de Vidro	CIV	Vitro Molar; DFL, Rio de Janeiro , RJ, Brasil.	08121578	Pó: Bário e silicato de alumínio, FeO, ácido poliacrílico desidratado Líquido: ácido poliacrílico, ácido tartárico, água destilada
Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina	CIVR	Vitro Fil LC; DFL,Rio de Janeiro, RJ Brasil.	09020153	Pó: Estrôncio e silicato de alumínio, excipientes, ativadores, FeO Líquido: HEMA, ácido poliacrílico e ácido tartárico, peróxido de benzoíla, canforoquinona
Resina composta microhíbrida	RCM	Glacier; SDI, Sidney, Australia.	080218	62 vol.% de partículas de carga híbridas (0,7 µm) vidro de estrôncio e sílica amorfa, 18.0–40.0% monômero acrílico
Resina composta nanohíbrida	RCN	Evolux; Dentsply, Petrópolis, RJ,Brasil.	217447B	Componentes orgânicos (23-25%): bis-GMA, TEGDMA, conforoquinona, dicetona, etil-4dimetilaminobenzoato Partículas de carga (75-77%): vidro borosilicato de bário (0,02-3µm), vidro borosilicato de flúor alumínio e bário (0,02-2,5 mm) e de nanopartículas de sílica (4-10nm).

4.1 Aspectos éticos

Após ter sido aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (processo #41479115.2.0000.5083), foram selecionados para esse estudo “*in vitro*” 25 terceiros molares inferiores humanos hígidos extraídos por indicação ortodôntica ou periodontal, de pacientes maiores de 18 anos nas clínicas de extensão de cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. O recrutamento da amostra ocorreu após a extração dentária durante atendimento nas clínicas de extensão de cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, por necessidades ligadas a sua saúde bucal, totalmente independentes da participação do sujeito neste trabalho. A participação do sujeito foi iniciada pela apresentação da pesquisa (objetivos e metodologia adotada no estudo), por meio de uma exposição verbal realizada pelo pesquisador envolvido no estudo, após a qual o pesquisador respondeu a todas as dúvidas e prestou os esclarecimentos pertinentes. Caso o paciente tivesse interesse em participar do estudo, este recebeu o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A). O TCLE foi entregue em duas vias, onde uma via ficou com o sujeito e a outra foi arquivada com o pesquisador responsável. Após leitura de forma individual, o sujeito pode sanar quaisquer dúvidas remanescentes sobre sua participação. Os voluntários que concordaram em participar do estudo de livre e espontânea vontade assinaram o TCLE.

Em caso de recusa, o sujeito não foi penalizado de forma alguma e não houve prejuízo na continuidade do seu tratamento junto à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. O dente doado foi guardado e, em nenhum momento o sujeito foi identificado durante a pesquisa mesmo quando os resultados

forem divulgados. Além disso, o participante esteve livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento, sendo a esta voluntária e a sua recusa em participar não acarretaria qualquer perda de benefícios.

A participação no estudo também não ofereceu custos para o participante. Não houve nenhuma recompensa financeira. O dente foi adequadamente guardado até o final desta pesquisa e, posteriormente o descarte foi realizado em local destinado para o mesmo na Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, não sendo utilizado em nenhum outro estudo, uma vez que foram inutilizados. Após a extração dentária, o tratamento do participante foi continuado nas clínicas de reabilitação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, ou, este foi encaminhado para os serviços de atenção básica do sistema público de saúde.

4.2 Seleção e preparo dos dentes

Os dentes extraídos foram armazenados em frasco contendo Timol 0,5% (Farmácia Reativa, Goiânia, BR) a 4°C, durante uma semana para desinfecção. Decorrido este período, os dentes foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra-pomes e água a fim de se remover o tecido periodontal de inserção. Em seguida, foram armazenados em água destilada a 37°C, com substituição periódica, até serem preparados.

Os dentes foram divididos em cinco grupos (n=5), de acordo com o material dentário restaurador (Tabela 1). Foram realizados preparos cavitários oclusais padronizados com 6° de conicidade da parede pulpar, 4 mm de profundidade istmo

oclusal, ângulos internos arredondados, de acordo com a forma da ponta diamantada nº 3131 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil), conforme ilustra as Figuras 1 e 2. Os preparos foram realizados em alta velocidade, sob refrigeração e estes foram restaurados de acordo com o grupo ao qual pertenciam.



Figura 1 - Formato da ponta diamantada nº3131 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil).
Fonte: www.institutosaopaulo.com.br



Figura 2 - Preparos cavitários oclusais padronizados com 6° de conicidade da parede pulpar, 4 mm de profundidade istmo oclusal, ângulos internos arredondados, de acordo com formato da ponta diamantada nº 3131 (KG Sorensen, São Paulo, Brasil).

Um operador treinado foi responsável por fazer todos os procedimentos restauradores de acordo com as instruções do fabricante dos materiais utilizados. Os materiais de presa química foram inseridos durante o período recomendado. Já os materiais fotopolimerizáveis foram fotoativados por 40 segundos com fotopolimerizador XL3000 (3M ESPE, St. Paul, EUA) em 850 mW/cm^2 . Para as restaurações em resina composta, foi realizado o condicionamento ácido por 15s (Alpha Etch, DFL, Brasil) e aplicação do sistema adesivo (Adper Single Bond 2, 3M ESPE, EUA; 2 camadas, fotoativação por 20s). As resinas compostas foram inseridas em incrementos de 2 mm, sendo cada incremento fotoativado por 40s.

4.3 Aquisição das imagens

Exames tomográficos foram adquiridos para se obter imagens em 3D, antes e após os procedimentos restauradores descritos acima. Os dentes foram colocados sobre uma plataforma de plástico posicionada no centro de um recipiente cheio com água, a fim de simular os tecidos moles, de acordo com um modelo descrito em estudos prévios (NOUJEIM et al., 2009). Imagens tomográficas foram capturadas com o sistema de imagens 3D i-CAT (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA), sendo os volumes reconstruídos com voxels isométricos de 0,2 milímetros, tensão de 120 kVp e a corrente de 3,8 mA (tempo de exposição - 40s). As imagens foram analisadas com o software do scanner (Xoran versão 3.1.62; Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, EUA), em uma estação de trabalho com Microsoft Windows XP Professional SP-2 (Microsoft Corp, Redmond, WA, EUA), processador Intel ® Core™ 2 Duo-6300 1.86 Ghz de processador (Intel Corporation, EUA), NVIDIA GeForce 6200 turbo cache de placa de vídeo (NVIDIA Corporation, EUA) e

um EIZO - Monitor Flexscan S2000 em 1600x1200 pixels de resolução (Eizo Nanao Corporação Hakusan, Japão).

4.4 Medição das amostras e cortes de TCFC

As medidas nos exames tomográficos de restaurações dentárias foram realizadas nos planos axiais, sagitais e coronais. Para os cortes axiais foram feitas no sentido vestibulo-lingual; em cortes coronais, no sentido mesiodistal; e em cortes, sagitais no sentido vestibulo-lingual. As medidas realizadas nos cortes axiais foram realizadas apenas com o objetivo de padronizar o local onde seriam realizadas as medidas nos cortes sagital e coronal através da introdução de pontos de avaliação transferidos para os demais planos.

Para determinar a discrepância entre as medidas originais das cavidades e das imagens de TCFC das restaurações, todas as medições foram feitas nas TCFCs dos dentes não restaurados (Figura 3), logo após finalizados os preparos cavitários, e nas TCFCs dos dentes restaurados (Figura 4). As avaliações foram realizadas nos mesmos planos para os cortes sagital e coronal. Para isso as aferições das distâncias foram realizadas no sentido vestibulo-lingual do eixo axial para padronizar o ponto de aferição dos eixos coronal e sagital. Todas as medidas de TCFC foram adquiridas por dois avaliadores, utilizando a ferramenta de medição do software TCFC (Xoran versão 3.1.62; Xoran Technologies, Ann Arbor, MI, USA). Dimensões TCFC foram reformatados usando espessuras de corte de 0,2; 0,6; 1,0; 3,0 e 5,0 mm.



Figura 3- Imagens tomográficas dos planos nos quais os dentes não restaurados foram medidos. A: Plano axial, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual para padronizar o ponto de medição dos eixos coronal e sagital. B: Plano coronal, medidas foram realizadas no sentido méso-distal. C: Plano sagital, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual.

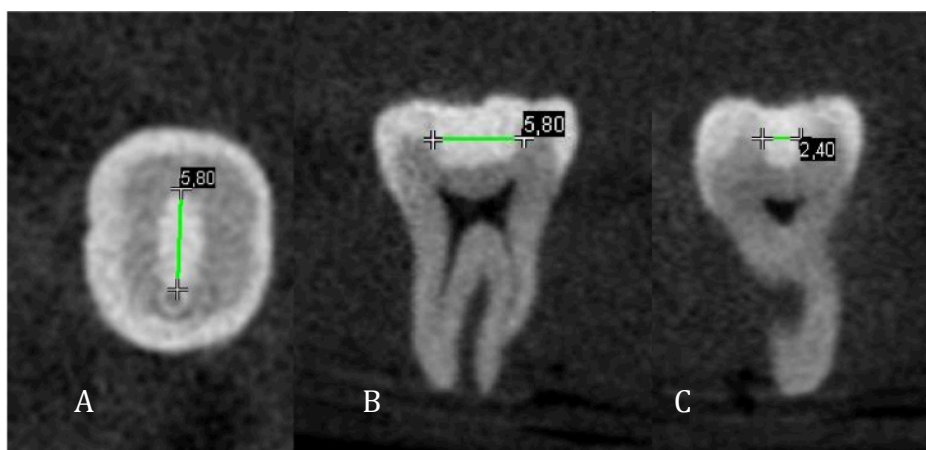


Figura 4- Imagens tomográficas dos planos nos quais os dentes restaurados foram medidos. A: Plano axial, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual para padronizar o ponto de medição dos eixos coronal e sagital. B: Plano coronal, medidas foram realizadas no sentido méso-distal. C: Plano sagital, medidas foram realizadas no sentido vestibulo-lingual.

Os dois examinadores treinados mediram todas as amostras e imagens de TCFC e avaliaram as dimensões das restaurações dentárias nas direções descritas anteriormente.

4.5 Análise dos dados

Os dados foram avaliados quanto à normalidade de distribuição por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Posteriormente, os dados foram analisados quanto a discrepância das medidas dos dentes reais e medidas das imagens de TCFC de um mesmo material restaurador, utilizando-se o teste T-pareado, e quanto a discrepância dimensional entre os diferentes materiais restauradores utilizados por meio dos testes ANOVA e Tukey. Todos os testes foram executados com nível de significância em 5%. Os dados foram analisados no programa para estatística SPSS versão 20.0 para Windows (IBM, New York, EUA).

5 RESULTADOS

Os dados das medidas das imagens de TCFC dos dentes restaurados e não restaurados estão dispostos Tabela 2 e Tabela 3. Para cortes coronais, um aumento significativo foi observado nas medidas obtidas nas imagens de TCFC dos dentes restaurados, a única exceção foi para o grupo RCM que não apresentou diferença significativa entre as medidas das cavidades não restauradas e as medidas dos dentes restaurados nas imagens de TCFC. Para os cortes sagitais, o mesmo aumento estatisticamente significativo foi observado nas medições realizadas nas imagens de TCFC dos dentes restaurados em relação as dentes não restaurados, a única exceção foi o grupo CIV que não apresentou diferença significativa entre as medidas em ambas as imagens de TCFC .

Tabela 2 - Média e desvio padrão das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores, nos cortes coronais. Comparações estatística pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).

Grupos	Medidas		
	Coronal/Dente não restaurado	Coronal/ Dente restaurado	<i>P</i>
AMA	2,60 $\pm$ 0,13 ^A	5,72 $\pm$ 1,09 ^B	0,039
CIV	2,46 $\pm$ 0,29 ^A	2,72 $\pm$ 0,17 ^B	0,030
CIVR	2,56 $\pm$ 0,36 ^A	2,80 $\pm$ 0,38 ^B	0,004
RCM	2,60 $\pm$ 0,20 ^B	2,68 $\pm$ 0,10 ^B	0,178
RCN	2,44 $\pm$ 0,22 ^A	3,20 $\pm$ 0,14 ^B	0,001

* Letras maiúsculas diferentes demonstram diferença estatisticamente significante somente na horizontal $p<0,05$.

Tabela 3 - Média e desvio padrão das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores, nos cortes sagitais. Comparações estatística pelos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=0,05$).

Grupos	Medidas		
	Sagital/ Dente não restaurado	Sagital/ Dente não restaurado	<i>P</i>
AMA	5,63 $\pm$ 0,49 ^a	6,68 $\pm$ 0,41 ^b	0,004
CIV	6,00 $\pm$ 0,38 ^b	6,30 $\pm$ 0,65 ^b	0,001
CIVR	5,82 $\pm$ 0,22 ^a	6,33 $\pm$ 0,35 ^b	0,010
RCM	5,60 $\pm$ 0,41 ^a	5,96 $\pm$ 0,32 ^b	0,032
RCN	5,80 $\pm$ 0,37 ^a	6,36 $\pm$ 0,35 ^b	0,038

* Letras minúsculas diferentes demonstram diferença estatisticamente significante somente na horizontal com $p<0,05$.

As porcentagens das discrepâncias dimensionais estão expostas na Tabela 4.

Para o material restaurador amálgama dentário (grupo AMA) a discrepância dimensional para o corte coronal foi de 120,69% e para o corte sagital foi de 18,87%, e está foi considerada estatisticamente superior as discrepâncias dos demais materiais restauradores. Não foi encontrada diferença estatística entre os demais materiais restauradores analisados no corte coronal.

Tabela 4 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores.

Grupos	Discrepância dimensional (%)	
	Coronal	Sagital
AMA	120,69% ^A	18,87% ^A
CIV	11,62% ^B	4,73% ^B
CIVR	9,59% ^B	9,01% ^B
RCM	3,33% ^B	6,63% ^B
RCN	31,86% ^B	9,67% ^B

*Letras maiúsculas diferentes demonstram diferença estatisticamente significante somente na vertical $p<0,05$.

As discrepâncias dimensionais (%) foram maiores nos cortes coronais quando comparadas com as observadas nos cortes sagitais para os materiais AMA, CIV, CIVR E RCN, a exceção foi observada para o material RCM de acordo as demonstrações apresentadas nos Gráficos 1, 2 e 3.

GRÁFICO 1 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores no corte coronal.

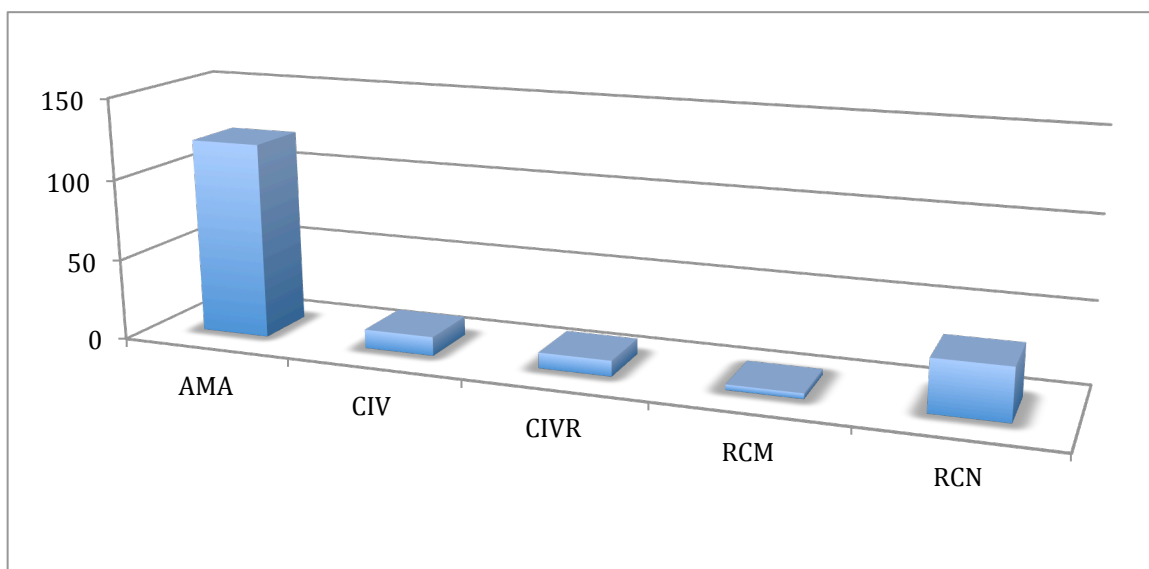


GRÁFICO 2 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores no corte sagital.

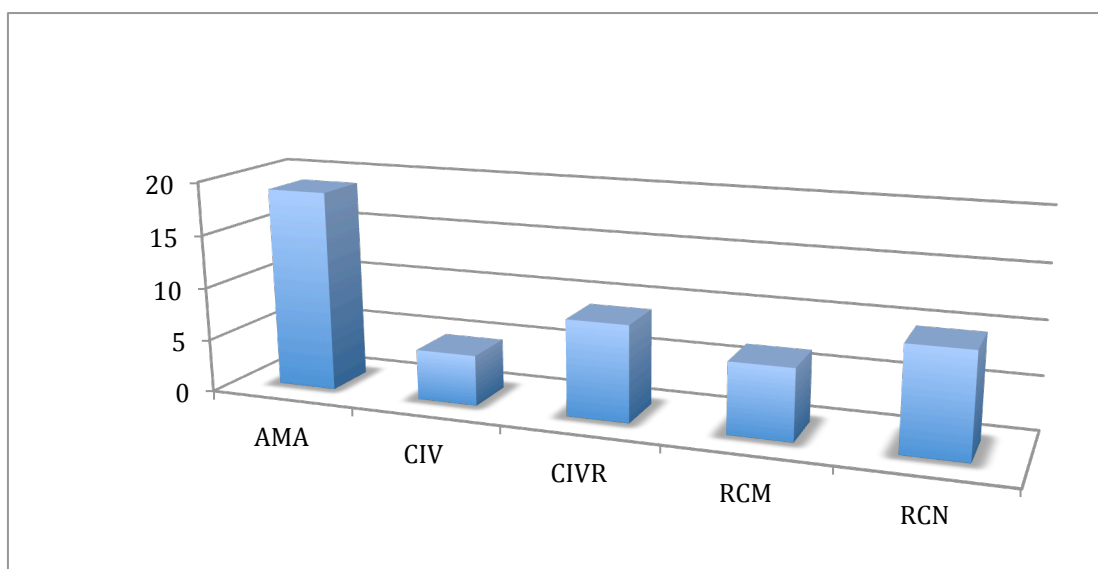
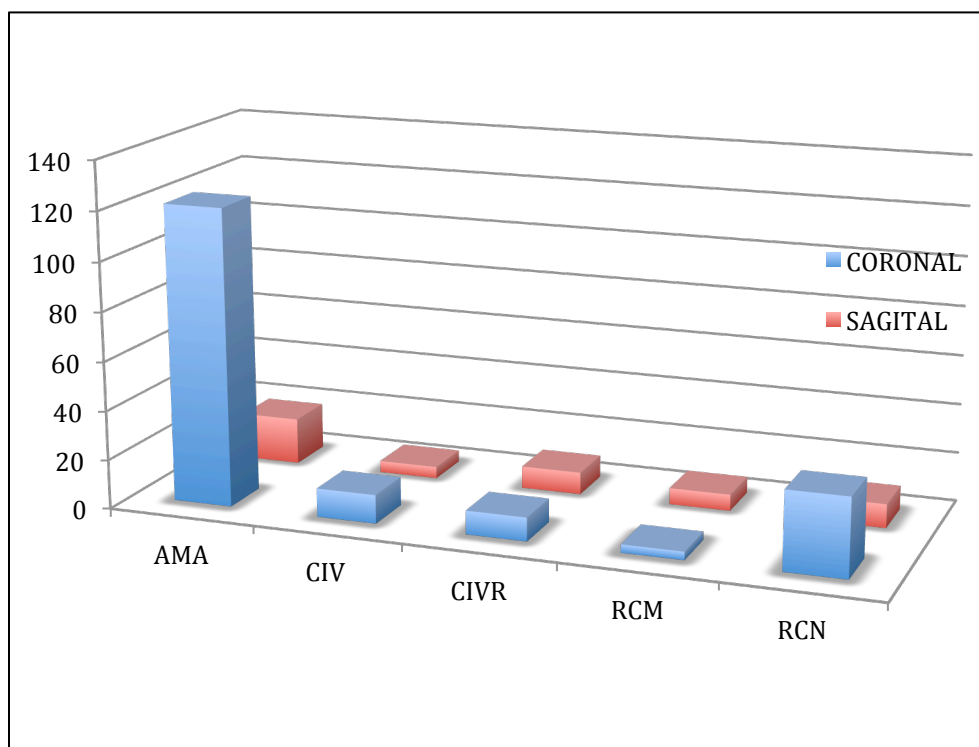


GRÁFICO 3 - Discrepância dimensional (%) das medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados para todos os materiais restauradores nos cortes coronal e sagital.



6 DISCUSSÃO

Desde a descoberta realizada por Wilhen Conrad Röntgen, em 1895, da interação dos feixes de raios-X com os tecidos para produção de exames chamados de radiografias (FREITAS et al., 1998), e com a introdução da Tomografia Axial Computadorizada (HOUNSFIELD, 1973), a prática clínica sofreu um amplo desenvolvimento melhorando o diagnóstico de patologias e fatores de risco, e por consequência promovendo um acréscimo para prevenção e o tratamento reabilitador na área da Saúde.

Com o aprimoramento e entendimento contínuo, novos conceitos de exames foram inseridos, e atualmente a utilização das Tomografias Computadorizadas de feixe em Leque e Tomografias Computadorizadas de Feixe Cônico (SCARFE et al., 2006) constituem um recurso fundamental para o diagnóstico em Odontologia.

Para a Odontologia a introdução da TCFC por Mozzo et al. (1998), tornou-se o principal mecanismo de avaliação das estruturas em 3D, pois apresenta algumas vantagens específicas em relação as Tomografia Multislice como menor custo, aparelho relativamente pequeno apresentando um gantry aberto o que possibilita realizar o exame com o paciente na posição sentada, FOV variável, com imagens nítidas de estruturas altamente contrastantes (ZIEGLER et al., 2002; SUKOVIC, 2003; SCARFE et al., 2006; PATEL et al., 2010; DEEPAK et al., 2012). Corroborando com estes dados podemos ainda citar que a TCFC permite a observação de regiões em profundidade, eliminando sobreposições, contornando assim a grande limitação das radiografias periapicais (RODRIGUES et al., 2010).

Consideração deve ser feita em relação à dose de radiação a qual os pacientes são expostos durante a realização da TCFC, pois não existe um consenso sobre a mesma para produzir uma imagem de qualidade (OZER, 2011), e que seja segura o suficiente para sua indicação. É variável em função dos aparelhos existentes no mercado, porém de acordo com diversos autores (SILVA et al., 2008; LOUBELE et al., 2009; PAUWELS, et al., 2014) variou de 13 a 82 microSv, sendo assim mais segura do que a TCMS. Em comparação com as radiografias, Panorâmica e Cefalométrica apresenta índices mais altos de radiação, porém quando existe a necessidade de visualização das estruturas do complexo maxilo mandibular nos planos axial, coronal e sagital a TCFC deve ser preferida em relação as radiografias citadas.

Inicialmente, pelas características citadas anteriormente a principal indicação para o uso da TCFC na Odontologia deu-se para a avaliação dos tecidos ósseos, para avaliação pré e pós-operatória de procedimentos cirúrgicos (NAKAGAWA et al., 2002; DANFORTH et al., 2003; HATCHER et al., 2003; CLOSMANN; SCHMIDT, 2007), entretanto com o aprimoramento da captura e interpretação das imagens através de técnicas de processamento off-line e a inserção de algoritmos específicos para os softwares (PAUWELS et al., 2003; ZHANG et al., 2007), possibilitou aumentar o seu campo de trabalho fornecendo dados mais detalhados de estruturas com densidades diferentes. Com isso, houve acréscimo significativo em relação as indicações e quantidade de exames de TCFC realizados na Odontologia.

Em virtude desta capacidade de reprodutibilidade em 3D das estruturas, a TCFC é utilizada nas diversas especialidades odontológicas como: implantodontia, ortodontia, periodontia, cirurgia e traumatologia buco-maxilo-faciais, endodontia,

odontopediatria, prótese dentária e clínica geral, confirmando esta afirmação diversos autores publicaram seus trabalhos mostrando as aplicações e limitações da técnica (TSIKLAKIS et al., 2004; LIU et al., 2007; LOW et al., 2008; TYNDALL; RATHORE, 2008; MERRET et al., 2009; DE PAULA-SILVA et al., 2009; TETRADIS et al., 2010; EDLUND et al. 2011; ALAMRI et al., 2012; HODGES et al., 2013; BROOKS; KLEINMAN, 2013).

É bem estabelecido pela Literatura pertinente (HATCHER et al., 2003; KAMBUROGLU et al., 2009) que outro ponto fundamental é que a TCFC consegue reproduzir as imagens com dimensões muito próximas das estruturas mineralizadas examinadas como tecido ósseo, dentes. Porém quando existem estruturas com densidades diferentes podem ocorrer alterações que podem interferir diretamente na imagem projetada como é o caso de tecidos moles (baixa densidade) e materiais restauradores utilizados (baixa e alta densidade).

É prioritário definir os chamados artefatos de imagem como elementos da imagem que não traduzem a realidade anatômica, e variam de acordo com o método de aquisição de imagem, técnica de obtenção destas imagens, e fatores inerentes a cada dispositivo utilizado. Podendo afetar a qualidade da análise, reduzindo o contraste, dificultando a diferenciação entre estruturas, e prejudicando a detecção de áreas de interesse, fazendo com que o diagnóstico se torne difícil e demorado (BARRETT; KEAT, 2004). Devido à alta densidade de alguns materiais restauradores quando comparados a estrutura dental, especialmente o esmalte, as restaurações podem produzir artefatos não homogêneos podendo afetar a qualidade da imagem (KANDEMIR, 1997; CREMONINI et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2014; GAMBA et al., 2014; NABHA et al., 2014).

O presente estudo avaliou as discrepâncias dimensionais de imagens de TCFC de dentes restaurados com diferentes tipos de materiais dentários restauradores. Foi inicialmente hipotetizado que as imagens tomográficas das restaurações gerariam medidas maiores que o tamanho real da restauração. Os resultados do presente estudo demonstraram que, de maneira geral, as medidas realizadas em TCFC de restaurações com diferentes materiais restauradores sofreram um aumento em relação as medidas reais das cavidades. Entretanto, a resina composta micro-híbrida no corte coronal e o cimento de ionômero de vidro convencional no corte sagital não sofreram aumento dimensional significativo quando comparadas as medidas nas imagens de TCFC nos dentes restaurados e não restaurados, portanto não podendo ser confirmada tal hipótese. Foi também hipotetizado que materiais metálicos apresentariam maiores discrepâncias dimensionais, e os resultados demonstraram que o amálgama apresentou a maior porcentagem de discrepância dimensional quando comparado aos demais materiais restauradores, confirmando está hipótese. A densidade dos materiais restauradores podem ser as razões para estes resultados como já encontrado em outros estudos (ESTRELA et al., 2011; DECURCIO et al., 2012; VASCONCELOS et al., 2014).

Diversos autores relataram várias questões relativas à confiabilidade limitada decorrente da densidade e/ou volume em imagens de TCFC (KATSUMATA et al., 2007). Numa aquisição tomográfica de um objeto, a quantidade total de saída de dados de projeção do detector deve ser invariável durante todo o exame. No entanto, em TCFC, estruturas de tecido duro podem provocar uma descontinuidade dos dados de projeção. Os efeitos resultantes podem afetar a fidelidade de imagem e podem ser caracterizadas como áreas de variabilidade da densidade. Apesar das limitações das TCFC, nenhum estudo avaliou a discrepância dimensional de

materiais restauradores. Sendo assim este estudo caracteriza-se como pioneiro na tentativa de quantificar a discrepância dimensional de determinados materiais (AMA, CIV, CIVR, RCM e RCN) submetidos a TCFC.

Materiais restauradores apresentam variabilidade em sua densidade dependendo de sua composição; e quando comparados a estrutura dental, especialmente o esmalte, as restaurações podem produzir artefatos não homogêneos. Podendo influenciar a qualidade da imagem, reduzindo o contraste, obscurecendo estruturas e prejudicando a detecção de áreas de interesse, o que torna o diagnóstico difícil e demorado (KANDEMIR, 1997; BARRETT; KEAT, 2004; VANDE BERG et al., 2006; CREMONINI et al., 2011; VASCONCELOS et al., 2014; GAMBA et al., 2014; NABHA et al., 2014). A radiação de corpos de metal resulta na presença de fortes artefatos resultantes do endurecimento e da dispersão do feixe de raios-X, promovendo imagens inadequadas para fins de diagnóstico. Os tecidos através dos quais os raios-X atravessam para formar imagens dentárias altera o espectro de energia do feixe; objetos metálicos são conhecidos por alterar essa energia ainda mais (WEBBER et al., 1989).

Estrela et al. (2011) avaliaram o efeito causado por retentores intra-radulares (metálicos e de fibra de vidro e carbono) nas dimensões de imagens de TCFC de dentes com tratamento endodôntico. As dimensões das imagens tomográficas dos pinos intra-radulares a base de liga de ouro e prata se mostraram maiores do que as dimensões das amostras originais. No presente trabalho, o material restaurador amálgama também apresentou uma discrepância dimensional significativamente superior que os demais materiais restauradores avaliados, corroborando a evidência que materiais metálicos promovem maiores alterações dimensionais. Além disso, segundo o mesmo autor, efeitos do endurecimento do

feixe de raios-X pode ser visto, especialmente nos pinos intra-radiculares metálicos. Estes resultados têm implicações clínicas importantes, uma vez que esses artefatos podem mascarar patologias e interferir no diagnóstico correto.

No entanto, no presente estudo, houve uma grande discrepância dimensional do material metálico observada no grupo AMA sendo superior no corte coronal (120,69%) quando comparada a obtida no corte sagital (18,87%). Com a exceção da Resina Composta Microhíbrida (RCM), os demais materiais também apresentaram o mesmo comportamento. Portanto, sugere-se que não apenas a densidade dos materiais restauradores influencie no aumento de dimensões das imagens de TCFC dos dentes restaurados, mas também o volume de material presente no interior da cavidade no qual os feixes de raios-X devem atravessar.

Apesar dos materiais metálicos apresentarem maior discrepância dimensional, de maneira geral, outros materiais odontológicos sofrem um aumento de suas dimensões nas imagens de TCFC. No mesmo estudo de Estrela et al. (2011), os pinos de fibra de carbono e de vidro geraram menores discrepâncias dimensionais quando comparado aos metálicos, mas houve um aumento da imagens de TCFC quando comparado as medidas reais. O mesmo foi observado por Decurcio et al. (2012) onde a discrepância dimensional de canais radiculares preenchidos com diferentes materiais para obturação endodôntica foi avaliada, foi observado maiores valores dimensionais nas imagens de TCFC quando comparado aos valores dimensionais reais dos dentes, essa discrepância variou de 35,48% a 50,89%. Os maiores valores foram encontrados quando apenas o cimento endodôntico foi utilizado. Vasconcelos et al. (2014) avaliaram o padrão de artefatos produzidos em raízes de dentes tratados endodonticamente obturados com guta-percha quando submetidos à TCFC, artefatos em forma de faixa escurecidas foram os mais

encontrados, seguidos por halo hipodenso e estrias. Estes trabalhos estão em concordância com o observado, no qual os materiais restauradores de origem não metálica também apresentaram aumento dimensional nas imagens dos dentes restaurados.

No presente estudos todos os materiais apresentaram uma discrepância dimensional, podendo dizer que foi em parte dependente da composição do material e variou de 120,69% a 3,33%. Com isso pode-se sugerir que as discrepâncias dimensionais observadas nas imagens de TCFC de dentes restaurados com materiais restauradores podem mascarar as estruturas dentais reais, e consequentemente, aumentar o risco de erros de avaliação. Portanto, a interpretação de TCFC de dentes com restaurações deve ser feita cuidadosamente, o que justifica o uso de radiografias periapicais e interproximais como referência para o diagnóstico. O exame clínico deve sempre ser usado como um suporte para o diagnóstico por imagens (KATSUMATA et al., 2007).

Vários métodos têm sido propostos para redução dos efeitos negativos produzido por artefatos em TCFC. Novos algoritmos foram propostos e utilizados para melhorar a qualidade de imagem alcançada na reconstrução da imagem (LIU et al., 2007). Em outros estudos, o efeito do aumento da dose de radiação foi avaliado através do aumento de miliampères e kilovoltagem (ROBERTSON et al., 1988; MAHNKEN et al., 2003; VANDE BERG et al., 2006). Muitas técnicas de pós-processamentos para redução dos efeitos negativos produzido por artefatos em TCFC também foram propostos, sendo esses benefícios avaliados apenas visualmente (ROBERTSON et al., 1988; MAHNKEN et al., 2003; VANDE BERG et al., 2006; BECHARA et al., 2012). Técnicas simples como reduzir o campo de visão, mudar a posição da cabeça do paciente ou arcadas dentárias separadas tem se

mostrado eficazes em evitar áreas mais sensíveis ao feixe de endurecimento (ZHANG et al., 2007). Todos os estudos mostraram uma diminuição da variação de tons de cinza, sugerindo uma imagem com melhor aparência quando os métodos para redução dos efeitos negativos produzido por artefatos em TCFC foram utilizados. Além disso, melhor endurecimento e dispersão do feixe de raios-X causado por estrutura metálicas foi observado. Entretanto, a total resolução dos efeitos não pôde provar se as mesmas imagens poderiam ser melhoradas mesmo se um artefato não metálico fosse utilizado no interior do volume a ser irradiado (BECHARA et al., 2012).

Com este estudo, podemos observar que ainda carecemos de muitas respostas em virtude da complexidade de situações que encontramos. Inicialmente deve-se estabelecer um padrão de aumento dimensional em virtude do material utilizado para que sejam desenvolvidas ferramentas a fim de corrigir ou até mesmo compensar as discrepâncias observadas nas imagens. A partir deste conceito devemos entender das dificuldades e inúmeras possibilidades de interpretação devido ao fato que podemos ter dentes restaurados em camadas com diversos materiais.

Outro ponto que deve ser elucidado se dá em relação ao volume do material restaurador, pois como vimos neste estudo a área do material influencia diretamente na discrepância dimensional. Estudos devem ser realizados pra determinar a relação composição química/ volume e a sua influencia na TCFC.

Em virtude deste trabalho ser o pioneiro na avaliação dimensional de materiais restauradores, um novo campo de pesquisa deve determinar os reais benefícios e limitações da TCFC.

7 CONCLUSÃO

Restrito à metodologia empregada no presente estudo pode-se concluir que:

- Imagens de TCFC de restaurações com diferentes materiais restauradores, de maneira geral, geram maiores medidas dos que as medidas das restaurações reais;

- Materiais com maior densidade, como o amálgama dentário, promovem maior discrepância dimensional.

- Comparando as discrepâncias dimensionais obtidas das imagens tomográficas entre os tipos de materiais restauradores utilizados, podemos concluir que nas reconstruções coronais em ordem decrescente de ampliação dimensional foram: AMA, RCN, CIV, CIVR, RCM.

- Comparando as discrepâncias dimensionais obtidas das imagens tomográficas entre os tipos de materiais restauradores utilizados, podemos concluir que nas reconstruções sagitais em ordem decrescente de ampliação dimensional foram: AMA, RCN, CIVR, RCM, CIV.

- Os cortes coronais apresentaram maior ampliação da imagem, com exceção do material RCM.

REFERÊNCIAS*

Accorsi M, Velasco L. Diagnóstico 3D em Ortodontia: a tomografia cone-beam aplicada. Nova Odessa: Napoleão, 2011. Nova Odessa: Napoleão; 2011.

Alamri HM, Sadrameli M, Alshalhoob MA, Sadrameli M, Alshehri MA. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. General Dentistry. 2012;60(5):390-400; quiz 1-2.

Barret JF, Keat N. Artefacts em CT : recognition and voidance. Radiographics. 2004;24(6):1679-91.

Bechara BB, Moore WS, McMahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol. 2012;41(3):248-53.

Brooks JK, Kleinman JW. Retrieval of extensive gutta-percha extruded into the maxillary sinus: use of 3-dimensional cone-beam computed tomography. J Endod. 2013;39(9):1189-93.

Closmann JJ, Schmidt BL. The use of cone beam computed tomography as an aid in evaluating and treatment planning for mandibular cancer. J Oral Maxillofac Surg. 2007;65(4):766-71.

Cremonini CC, Dumas M, Pannuti CM, Neto JB, Cavalcanti MG, Lima LA. Assessment of linear measurements of bone for implant sites in the presence of metallic artefacts using cone beam computed tomography and multislice computed tomography. Int J Oral Maxillofac Surg. 2011;40(8):845-50.

*De acordo com International Comittee of Medfical Journal Editors, 1979 (Estilo Vancouver). Abreviaturas de periódicos de acordo com Base de Dados MEDLINE.

Danforth RA, Peck J, Hall P. Cone beam volume tomography: an imaging option for diagnosis of complex mandibular third molar anatomical relationships. J Calif Dent Assoc. 2003;31(11):847-52.

Decurcio DA, Bueno MR, Alencar AHG, Porto OCL, Azevedo BC, Estrela C. Effect of root canal filling materials on dimensions of cone-beam computed tomography images. J Appl Oral Sci. 2012;20(2):260-7.

Deepak BS, Subash TS, Narmatha VJ, Anamika T, Snehil TK, Nandini DB. Imaging techniques in endodontics: an overview. J Clin Imaging Sci. 2012;2:13.

De Paula-Silva FW, Wu MK, Leonardo MR, da Silva LA, Wesselink PR. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. J Endod. 2009;35(7):1009-12.

Draenert, F.G. et al. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTomw cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. Dentomaxillofacial Radiology 2007; 36:198-203.

Edlund M, Nair MK, Nair UP. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. J Endod. 2011;37(6):768-72.

Estrela C, Bueno MR, Silva JA, Porto OCL, Leles CR, Azevedo BC. Effect of intracanal posts on dimensions of cone beam computed tomography images of endodontically treated teeth. . Dental Press Endod. 2011;1:28-36.

Farman AG, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005;99(4):485-9.

Freitas A, Rosa JE, Souza IF. Radiologia Odontológica. 4ed. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

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. *The Angle Orthodontist*. 2014;84(2):274-8.

Haristoy RA, Valiyaparambil JV, Mallya SM. Correlation of CBCT gray scale values with bone densities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(4):28.

Hatcher DC, Dial C, Mayorga C. Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc*. 2003;31(11):825-33.

Hodges RJ, Atchison KA, White SC. Impact of cone-beam computed tomography on orthodontic diagnosis and treatment planning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(5):665-74.

Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016-22.

Jian F, Hongnian L. Beam-hardening correction method based on original sinogram for X-CT. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect A Accel Spectrom Detect Assoc Equip*. 2006;556(1):379-85.

Kamburoglu K, Ilker Cebeci AR, Grondahl HG. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. *Dent Traumatol*. 2009;25(3):256-61.

Kamburoglu K, Kilic C, Ozen T, Yuksel SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107(2):e34-42.

Kandemir S. The radiographic investigation of the visibility of secondary caries adjacent to the gingiva in Class II amalgam restorations. *Quintessence Int*. 1997;28(6):387-92.

Katsumata, A. et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101: 625-7.

Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, et al. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104(6):829-36.

Liu DG, Zhang WL, Zhang ZY, Wu YT, Ma XC. Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam computed tomography for 487 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;103(3):403-11.

Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol*. 2009;71(3):461-8.

Low KM, Dula K, Burgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod*. 2008;34(5):557-62.

Merrett SJ, Drage NA, Durning P. Cone beam computed tomography: a useful tool in orthodontic diagnosis and treatment planning. *Journal of orthodontics*. 2009;36(3):202-10.

Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur J Radiol*. 1998;8(9):1558-64.

Nabha W, Hong YM, Cho JH, Hwang HS. Assessment of metal artifacts in three-dimensional dental surface models derived by cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod*. 2014;44(5):229-35.

Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31(3):322-6.

Noujeim M, Prihoda T, Langlais R, Nummikoski P. Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009;38(3):156-62.

Okida RC, Mandarino F, Sundfeld RH, de Alexandre RS, Sundfeld ML. In vitro-evaluation of secondary caries formation around restoration. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2008;49(3):121-8.

Ozer SY. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *J Endod.* 2011;37(1):75-9.

Patel S, Kanagasingam S, Mannocci F. Cone beam computed tomography (CBCT) in endodontics. *Dent Update.* 2010;37(6):373-9.

Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24 Suppl A100:94-9.

Pauwels R, Zhang G, Theodorakou C, Walker A, Bosmans H, Jacobs R, et al. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *Br J Radiol.* 2014;87(1042):20130654.

Roberts JA, Drage NA, Davies J, Thomas DW. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *Br J Radiol.* 2009;82(973):35-40.

Rodrigues MGS, Alarcón OMV, Carraro E, Rocha JF, Capelloza ALA. Cone-beam computed tomography: formation of the image, indications and selection criteria. *Odontol Clin Cient (online).* 2010;9(2):115-8.

Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, Magid D, Walker PS. Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. *J Comput Assist Tomogr.* 1988;12(2):236-41.

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

Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, Hirsch E. Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(5):640 e1-5.

Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82.

Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S. Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J Calif Dent Assoc.* 2010;38(1):27-32.

Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33(3):196-201.

Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4):825-41.

Vande Berg B, Malghem J, Maldague B, Lecouvet F. Multi-detector CT imaging in the postoperative orthopedic patient with metal hardware. *Eur J Radiol.* 2006;60(3):470-9.

Vasconcelos KF, Nicolielo LF, Nascimento MC, Haiter-Neto F, Boscolo FN, Van Dessel J, et al.. Artefact expression associated with several cone-beam computed tomographic machines when imaging root filled teeth. *Int Endod J.* 2014.

Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(4):418-23.

Webber RL, Tzukert A, Ruttimann U. The effects of beam hardening on digital subtraction radiography. *Journal of periodontal research*. 1989;24(1):53-8.

Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D. Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. *Orthod Craniofac Res*. 2003;6 Suppl 1:160-2.

Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2007;67(3):924-32.

Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002;31(2):126-30.

APÊNDICE A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS - FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário(a), de uma pesquisa. Meu nome é Gustavo Adolfo Pereira Terra, sou o pesquisador responsável e minha área de atuação é a Reabilitação Oral. Após receber os esclarecimentos e as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável. Em caso de recusa, você não será penalizado(a) de forma alguma e não haverá prejuízo na continuidade do seu tratamento junto à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

Em caso de dúvida sobre a pesquisa, você poderá entrar em contato a pesquisadora responsável Gustavo Adolfo Pereira Terra no telefone (67) 3341-5679 (inclusive a cobrar). Em caso de dúvidas sobre seus direitos como participante nesta pesquisa, você poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa Universidade Federal de Goiás pelo telefone 3521-1075 ou 3521-1076.

Título da pesquisa: Análise da discrepância dimensional de medidas de restaurações reais e imagens de CBCT em dentes restaurados com diferentes materiais dentários

Você participará dessa pesquisa pela doação do dente que será extraído de acordo com o tratamento que foi indicado no tratamento estabelecido para melhorar

a saúde de sua boca. O dente cedido será utilizado numa pesquisa para avaliar alterações tamanho de imagens de tomografia de dentes restaurados com diferentes tipos de materiais dentários restauradores. A cirurgia para extração será realizada na Clínica de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, seu dente será guardado e em nenhum momento você será identificado durante a pesquisa (será mantido o sigilo da sua identidade), mesmo quando os resultados da pesquisa forem divulgados. Se houver dor, inchaço ou qualquer desconforto decorrente da cirurgia, o senhor(a) poderá entrar em contato por telefone (inclusive à cobrar) com o pesquisador responsável.

Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer momento que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer perda de benefícios.

A sua participação no estudo não acarretará custos para você uma vez que seu tratamento será realizado para tratar seus problemas dentários já existentes. Não haverá nenhuma recompensação financeira. Seu dente será adequadamente guardado até o final desta pesquisa e, posteriormente o descarte será realizado em local destinado para o descarte da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, não sendo utilizado em nenhum outro estudo, uma vez que serão inutilizados.

Você não terá nenhum benefício direto ao participar desta pesquisa, no entanto, os resultados serão publicados com o objetivo de esclarecer alterações em exames de imagens oferecidos a população. Após a extração do seu dente, seu tratamento será continuado nas clínicas de reabilitação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás ou você será encaminhado para os

serviços de atenção básica do serviço público de saúde. Qualquer tipo de dano sofrido por você em função da participação nesta pesquisa será devidamente indenizado com valor proporcional ao dano sofrido estipulado por uma autoridade competente.

CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO DA PESQUISA

Eu, _____, RG _____, CPF _____, prontuário no _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo Análise da discrepância dimensional de medidas de restaurações reais e imagens de CBCT em dentes restaurados com diferentes materiais dentários, como sujeito. Fui devidamente informado(a) e esclarecido(a) pela pesquisadora Gustavo Adolfo Pereira Terra sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade (ou interrupção de meu tratamento).

Local e data:

Nome e Assinatura do sujeito:

ANEXO 1**APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA**