

ANDRÉIA PERRELLA

**VALIDADE DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA MULTISLICE E
DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA
IDENTIFICAÇÃO DE LESÕES ÓSSEAS SIMULADAS EM
MANDÍBULA, COM E SEM A PRESENÇA DE ARTEFATOS
DENTÁRIOS METÁLICOS**

São Paulo

2009

Andréia Perrella

**Validade da tomografia computadorizada multislice e da tomografia
computadorizada por feixe cônico para identificação de lesões
ósseas simuladas na mandíbula, com e sem a presença de
artefatos dentários metálicos**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Área de Concentração: Clínica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Marcelo de Gusmão
Paraiso Cavalcanti

São Paulo

2009

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Perrella, Andréia

Validade da tomografia computadorizada multislice e da tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de lesões ósseas simuladas na mandíbula, com e sem a presença de artefatos dentários metálicos / Andréia Perrella; orientador Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti. -- São Paulo, 2009.

90p. : fig., tab.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Clínica Integrada) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Mandíbula – Lesões ósseas – Tomografia computadorizada 2.
Tomografia computadorizada - Diagnósticos

CDD 616.07572
BLACK D622

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADA AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Perrella A. Validade da tomografia computadorizada multislice e da tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de lesões ósseas na mandíbula, com e sem a presença de artefatos dentários metálicos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

São Paulo / /2009

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Hildeberto e Vera,
minha irmã Adriana, meu sobrinho
Guilherme e meu noivo Murilo, que
iluminam minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti**, por todo o profissionalismo e compreensão. Os ensinamentos que recebi em todos estes anos de LABI-3D certamente fizeram e fazem grande diferença em minha vida pessoal e profissional.

Aos amigos Marcelo Sales e Felipe Costa por se desdobrarem para me auxiliar na tese.

À Dra. Denise Takehana dos Santos, colega “das antigas” de LABI-3D, e AMIGA com todas as letras, agradeço por todo o apoio e reafirmo toda a minha admiração pela pessoa e profissional.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo investimento através de bolsa de doutorado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP (auxílio à pesquisa).

A todos os professores da Disciplina de Clínica Integrada da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À secretária Vilma, da Disciplina de Clínica Integrada, por toda a colaboração, dedicação e carinho, durante todo o tempo.

Aos meus colegas da Disciplina de Clínica Integrada: Anna Carolina, Irineu, Kazue, Leopoldo, Maurício e Endrigo pela amizade e apoio.

Aos amigos do LABI 3D: Patrícia, Marco, Estevam, Alexandre, Bruno, Otávio e especialmente à amiga Carla, pela convivência sempre alegre.

À bibliotecária Maria Cláudia Pestana, não apenas pela correção da tese mas pela presteza e gentileza.

Às secretárias do setor de Pós Graduação por toda a gentileza.

Ao colega Reinaldo Rosa, por permitir a realização das tomografias computadorizadas por feixe cônico em sua clínica Odonto-X.

Perrella A. Validade da tomografia computadorizada multislice e da tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de lesões ósseas na mandíbula, com e sem a presença de artefatos dentários metálicos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

RESUMO

O propósito deste estudo foi avaliar a acurácia do exame de tomografia computadorizada *multislice* (TCM) e tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) na identificação de lesões simuladas em mandíbula, em situações com e sem a presença de artefatos metálicos, em diversos protocolos de observação. Foram realizados exames de TCM e TCFC de mandíbulas secas, nas quais foram executadas perfurações simulando lesões. As imagens foram realizadas em dois momentos: na presença e na ausência de restaurações dentárias metálicas. Dois observadores, previamente calibrados, observaram as imagens avaliando-as quanto à presença ou ausência de lesão, número de lojas das lesões e a existência ou não de invasão medular. Os mesmos utilizaram programas de manipulação de imagens instalados em estações de trabalho independentes, para reconstruir as imagens nos seguintes protocolos de avaliação: axial, sagital + coronal, 3D, conjunto (axial+sagital+coronal+3D) e parassagital. A sensibilidade e especificidade (validade) da tomografia computadorizada *multislice* (64 cortes) (TCM) e da tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) para diagnóstico de lesões ósseas (simuladas) em mandíbula, utilizando estação de trabalho independente foram demonstradas à medida que os valores encontrados foram superiores a 95%

desde que com o protocolo de observação adequado. A influência de artefatos dentários metálicos foi pouco significativa na interpretação de lesões ósseas mandibulares, já que os valores de acurácia nas análises com e sem artefato foram bastante próximas. Os protocolos com aquisição por TCM sofreram mais influência dos artefatos do que os adquiridos por TCFC (valores sutilmente menores), exceto nas reconstruções em 3D, em que as originadas de aquisição por TCFC, apresentaram valores menores de acurácia. O melhor protocolo de pós processamento para interpretação de lesões ósseas simuladas foi o denominado RMP+3D. O protocolo que apresentou os piores resultados foi o que utilizou as reconstruções parassagittais.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada. Tomografia computadorizada de feixe cônico. Artefatos metálicos. Lesões ósseas mandibulares

Perrella A. Validity of multislice computed tomography and cone-beam computed tomography for the identification of bone lesions in the mandible with and without dental metal artifacts the presence of dental metallic artifacts [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the accuracy of multislice computed tomography (MSCT) and cone-beam computed tomography (CBCT) in identification of simulated mandibular lesions in situations with and without metallic artifacts in several observation protocols. MSCT and CBCT examinations were performed in dry mandibles, in which holes were performed simulating lesions. The images were taken in two stages: in the presence and absence of metal dental restorations. Two observers, previously calibrated, observed the images by evaluating the images for the presence or absence of lesion, loci number and whether there were medullary invasion. Observers used image manipulation softwares, installed on independent workstations, to reconstruct the images in the following evaluation protocols: axial, sagittal + coronal, 3D, sets (axial+ coronal + sagittal + 3 D) and parasagittal. The sensitivity and specificity of MSCT (64 slices) and CBCT for diagnosis of simulated bone lesions in the mandible, using independent workstation were demonstrated as the values obtained were greater than 95% using the appropriate observation protocol. The influence of dental metallic artifacts was negligible in the interpretation of mandibular bone lesions, since the values of accuracy in the analysis with and without artifact were quite close. The images acquired with MCT suffered more influence of artifacts than the protocols acquired by TCFC, although the values were all high and quite close. Except for 3D reconstructions, which originated from the

CBCT, showed the lowest accuracy. The best protocol for post-processing and interpretation of simulated bone lesions was called RMP +3 D. The protocol that showed the worst results was parasagittal.

Keywords: Computed tomography, Cone-beam computed tomography, Mandibular bone lesions, Metallic artifacts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1 Desenvolvimento da tomografia computadorizada	15
2.2 Utilização de estações de trabalho independentes	20
2.3 Aplicabilidade da tomografia computadorizada em lesões dos maxilares	21
2.4 Tomografia computadorizada e artefatos de objetos metálicos	25
3 PROPOSIÇÃO	32
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	33
4.1 Amostra.....	33
4.2 Obtenção do padrão ouro: preparo dos espécimes.....	33
4.3 Obtenção dos exames de tomografia computadorizada	34
4.4 Processamento e reconstrução das imagens	39
4.5 Análise dos exames de tomografia computadorizada.....	41
4.6 Análise estatística	43
5 RESULTADOS.....	45
5.1 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas	45
5.2 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas, por região avaliada (face vestibular, face lingual e base)	48
5.3 Correlação entre os protocolos estudados e o padrão ouro quanto ao número de lojas. (índice Kappa).....	53
5.4 Avaliação quanto à invasão medular	55
5.5 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas, por região avaliada (face vestibular, face lingual e base).....	57
5.6 Correlação entre os protocolos estudados e o padrão ouro quanto à invasão medular (índice Kappa).....	61

5.7 Análise inter e intra-observadores. (índice Kappa)	63
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÕES	79
REFERÊNCIAS	80
ANEXOS	89

1 INTRODUÇÃO

O estudo das afecções dos maxilares é de fundamental importância na Odontologia, uma vez que o cirurgião-dentista desempenha um papel relevante tanto no diagnóstico como no planejamento terapêutico dos casos. Embora estas alterações não representem o universo das patologias observadas, com frequência, pelos cirurgiões-dentistas, são de grande significado, pois podem pôr em risco a saúde e a longevidade do paciente. O diagnóstico precoce é decisivo na conduta terapêutica a ser seguida e na morbidade do paciente.

Os métodos de imagem permitem o estudo mais eficaz destas patologias. A associação do exame clínico a uma variedade de exames complementares por imagem, como a radiografia convencional, tomografia computadorizada (TC), ultrasonografia, imagem por ressonância magnética (RM), cintilografia e PET (*Positron Emission Tomography*) tem sido utilizada para avaliar a localização primária, extensão da afecção, e a invasão para estruturas adjacentes.

A partir da descrição da tomografia computadorizada no início dos anos 70 por Hounsfield, as técnicas para diagnóstico e planejamento cirúrgico sofreram uma profunda evolução, e de maneira contínua, novos dispositivos foram sendo desenvolvidos. Dentro deste cenário, a tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) evidencia-se como uma importante ferramenta para a Odontologia, possibilitando aos profissionais, o acesso mais amplo a imagens de excelente qualidade, contribuindo com maior acurácia e sensibilidade nos diagnósticos e procedimentos relacionados à Odontologia em comparação às radiografias

convencionais, sendo esta modalidade de aquisição objeto de extremo interesse na atualidade.

As técnicas baseadas no princípio de aquisição espirais já são reconhecidamente capazes de fornecer alta sensibilidade e especificidade no diagnóstico de lesões ósseas na mandíbula, entretanto, estudos comparando as técnicas espirais e de feixe cônico são escassos, o que indica a necessidade de estudos elucidando esta dúvida.

Ainda assim a presença de restaurações metálicas dentárias, amplamente usadas no passado e ainda presentes nos indivíduos, ou de sistemas de implantes osseointegrados, constitui um problema no tocante ao exame de TC.

Diversos trabalhos na literatura foram desenvolvidos com o objetivo de demonstrar a interferência de artefatos metálicos na interpretação da TC, dificultando a interpretação e o planejamento terapêutico e acompanhamento do tratamento, bem como a busca de maneiras de reduzi-los; porém, eles ainda permanecem um desafio quando falamos de qualidade de imagem.

Baseado no exposto é objetivo deste trabalho avaliar a validade do exame de TC *multislice* (TCM) e tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) na identificação de lesões simuladas em mandíbula, em situações com e sem a presença de artefatos metálicos, em diversos protocolos de observação, visto que, ainda existe muita divergência na literatura acerca da interferência de artefatos causados por restaurações metálicas em imagens de TCFC, bem como a influência dos protocolos de observação.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este trabalho avaliou a influência de artefatos metálicos em diferentes protocolos de observação em tomografia computadorizada *multislice* e tomografia computadorizada por feixe cônico para a detecção de lesões. Para facilitar a compreensão e a leitura, o capítulo de Revisão de Literatura foi subdividido.

2.1 Desenvolvimento da tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada é uma técnica radiográfica que consiste na aquisição volumétrica de imagens e que possibilita a interpretação tridimensional da região de interesse por meio de conjuntos de cortes (GOULD, 1994; MAHESH, 2002). Desde sua introdução por Hounsfield nos anos 70 a tecnologia da TC tem feito grandes avanços, revolucionando não só a prática da radiologia diagnóstica como também todo o campo da medicina (GOULD, 1994; HOUNSFIELD, 1980; KALENDER et al., 1990; MAHESH, 2002). A TC espiral foi inicialmente introduzida em 1990, com o objetivo de desfazer diversas limitações da TC convencional, como o grande tempo de aquisição e processamento de imagens, da exposição do paciente à radiação e diminuição da quantidade de contraste endovenoso

administrado nos exames (MILLESSE et al., 1990; SEERAM, 2001; WHITE et al., 2001).

O constante desenvolvimento tecnológico resultou em tomógrafos com múltiplos anéis detectores pareados (*multislice*), que permitem o escaneamento rápido e reconstruções de imagem de alta resolução, facilitando sobremaneira a interpretação radiográfica. A TCM foi introduzida no final do ano de 1998, e pode utilizar múltiplos detectores que variam entre 4, 8, 16, 64 e atualmente até 320, permitindo cortes de 0.1 mm com intervalo de reconstrução de 0.1 mm em apenas 0.4 segundos. Além de possibilitar imagens com estes parâmetros de aquisição, o desenvolvimento de *hardwares* cada vez mais rápidos e versáteis, possibilita que a reconstrução destas imagens ocorra em tempo real, ou seja, as reconstruções são obtidas ao mesmo tempo em que o paciente é submetido ao exame (BAUM et al., 2000; BRINK et al., 1994; HACKING; DIXON, 1992; KALENDER et al., 1990). Com isto é possível obter uma grande melhoria na qualidade da imagem nas reconstruções multiplanares (reconstruções em planos coronal e sagital), assim como na reconstrução em terceira dimensão (3D), além de reduzir sensivelmente o tempo de realização do exame, quando comparado às gerações anteriores de tomógrafos (BAUM et al., 2000; BRINK et al., 1994; HACKING; DIXON, 1992; KALENDER et al., 1990).

A aplicabilidade da TC *single* e *multislice* foi amplamente demonstrada para diversos fins, como medidas craniométricas, deformidades craniofaciais, identificação forense e para o diagnóstico e planejamento cirúrgico de fraturas, implantes e lesões maxilofaciais (LOPES et al., 2008; PAES et al., 2007). Esta técnica de aquisição de imagens tomográficas tornou-se o padrão para avaliação de

lesões ósseas dos maxilares, permitindo, adicionalmente, a diferenciação entre tecidos com diferentes coeficientes de atenuação (SALES; CAVALCANTI, 2009).

Paralelamente, a TCFC tem proporcionado aos profissionais da Odontologia uma alternativa para a obtenção de imagens volumétricas. Apesar dos princípios da TCFC serem conhecidos há mais de duas décadas e seu uso em Odontologia ter sido inicialmente descrito por Mozzo et al. (1998), apenas recentemente o desenvolvimento de novos tubos de raios-x, novos detectores e aumento do poder computacional possibilitaram a comercialização e aplicação clínica destes sistemas na prática odontológica (MILES, 2008; SCARFE; FARMAN, 2008; VANNIER, 2003; WHITE et al., 2001).

Aliado aos menores custos de aquisição dos equipamentos, a TCFC tem obtido um relevante papel na aquisição de imagens radiográficas para a odontologia atual (HASHIMOTO et al., 2006; HOLBERG et al., 2005; MILES, 2008; SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2004). Substanciais melhoramentos em relação à dose de radiação empregada foram realizados, em comparação à tomografia computadorizada espiral, resultando em menor quantidade de exposição durante os procedimentos realizados (TSIKLAKIS et al., 2005).

Com a evolução e difusão da tecnologia, o uso da TCFC tem se tornado muito mais amplo na odontologia (FARMAN; SCARFE, 2006; SCARFE; FARMAN, 2008). Por meio de aquisições em alta resolução e com voxels submilimétricos, as imagens possuem alto grau de sensibilidade e especificidade para detecção de lesões ósseas ainda em estágio incipiente (SCARFE; FARMAN, 2008; SCHULZE et al., 2006).

De acordo com Mozzo et al. (1998), a TCFC é um dos pontos chaves para o diagnóstico por imagem em odontologia, principalmente devido à ausência de

superposição radiográfica, baixa dose de radiação para os pacientes e, principalmente, maior capacidade de diagnóstico.

A precisão da TCFC em comparação com tomografias espirais está sendo testada em pesquisas em andamento (DRAENERT et al., 2007; KOBAYASHI et al., 2004; LASCALA; PANELLA; MARQUES, 2004; MARMULLA et al., 2005), porém, segundo Farman e Scarfe (2006), devemos ressaltar que devido ao princípio de aquisição das imagens (por projeção e posteriormente obtenção dos cortes) sua resolução ainda é inferior ao da TCE (o que automaticamente reflete nas reconstruções), e suas propriedades qualitativas e quantitativas ainda merecem futuros e mais conclusivos estudos.

Para Holberg et al. (2005), a tomografia computadorizada convencional é superior à TCFC para detalhar superfícies dentais e o espaço do ligamento periodontal.

De acordo com Hashimoto et al. (2006), o uso da TCFC apresenta vantagens tais como menor dose de exposição à radiação ionizante e excepcional qualidade de imagem. Na avaliação subjetiva do trabeculado ósseo, do esmalte, dentina, cavidade pulpar, espaço do ligamento periodontal e lâmina dura a TCFC se mostrou superior à tomografia computadorizada *multislice*.

Scarfe, Farman e Sukovic (2006) afirmam que a aquisição através de TCFC apresentou melhor resolução, visto que as características dos voxels obtidos e a diferença na captação das imagens (cortes mais finos) proporcionam melhores resultados que a TC. Estudos realizados por Hashimoto et al. (2006) e Jager et al. (2005) e mostraram que a identificação de determinadas estruturas dentárias produz diferenças consideráveis quando a TCFC é utilizada, sendo esta considerada

superior quando comparada a técnica multislice em relação à visualização dentária, com importante redução da dose de radiação empregada.

Pinsky et al. (2006), com o objetivo de avaliar o quanto as tomografias por feixe cônico seriam acuradas para detectar pequenos defeitos simulados, realizou pequenos defeitos intra-ósseos com broca em uma mandíbula e encontrou como resultado que o exame de TCFC pode ser confiável e reproduzível para determinar o tamanho e o volume destes defeitos.

Zhang et al. (2007) afirma que, como um detector maior em painel plano é utilizado, a radiação secundária (*scatter radiation*) pode degradar a qualidade das imagens de TCFC, assim, as imagens de TCFC geralmente vão apresentar um contraste pobre quando comparadas à tomografia computadorizada convencional.

No estudo de Loubele et al. (2007), a validade da avaliação e delimitação da largura mandibular por meio de TCFC e TCM em mandíbula seca foi comparada. Este estudo comparou também a qualidade subjetiva das imagens de TCFC e de TCM obtidas de um cadáver com seus tecidos moles fixados. Os resultados do estudo indicam que, em mandíbulas secas, medições de largura por meio de TCFC e TCM são confiáveis, mesmo que, em média, subestimem ligeiramente a largura óssea. Quanto à análise subjetiva da imagem, a TCFC ofereceu melhor visualização de detalhes das estruturas ósseas pequenas e a TCM ofereceu uma melhor visualização da cortical óssea e da gengiva.

Para Mischkowski et al. (2007), os resultados de seu estudo indicam que o aparelho de feixe cônico avaliado fornece informações satisfatórias sobre distâncias lineares e volumes. A TCM apresentou valores mais acurados para ambas as variáveis, porém a diferença pode ser considerada como não relevante para a maioria das aplicações clínicas.

Loubele et al. (2008), comparando a acurácia de medidas lineares em maxila por meio de TCFC (Accuitomo 3D, Morita, Kyoto, Japan) e TCM (4-slice Somatom VolumeZoom e 16-slice SomatomSensation16; Siemens, Erlangen Germany) encontraram que as medidas obtidas em imagens de qualquer dos três aparelhos se mostrou acurada sem diferença estatística entre elas.

Suomalainen et al. (2008), compararam medidas lineares realizadas em TCFC e TCM, encontrando resultados acurados para ambas.

Para Seet et al. (2009), na TCFC o espalhamento de fótons é maior do que em tomografias com feixe de geometria em leque (como os espirais), resultando em imagens de qualidade inferior.

Liang et al. (2009) compararam a TCFC e a TCM na visualização de 11 estruturas anatômicas e na qualidade geral da imagem, com base em avaliações subjetivas de exames de mandíbula seca, chegando à conclusão de que a TCFC é comparável e, em alguns casos, até superior à TCM. Embora haja variações entre os diversos equipamentos de TCFC em delinear estruturas delicadas.

2.2 Utilização de estações de trabalho independentes

A partir da obtenção de volumes tomográficos aliados à utilização de programas de computação gráfica é possível a obtenção de reconstruções de

diversas das estruturas craniofaciais, utilizando o que há de mais moderno e avançado em termos de visualização e manipulação de imagens, inclusive em 3D. A reconstrução em 3D via computação gráfica tem sido estudada com o aperfeiçoamento da qualidade da imagem, eficiência e versatilidade em diferentes aplicações envolvendo o complexo maxilofacial tanto em aquisições espirais quanto por TCFC (LOPES et al., 2008; PAES et al., 2007). Os programas próprios dos tomógrafos possuem algumas limitações, o que justifica o uso de programas específicos em estações de trabalho independente. Atualmente, diferentes programas de visualização estão disponíveis para o usuário. O uso de algoritmos mais avançados e maior número de ferramentas de visualização tem importante papel na determinação da invasão medular e do número de lesões ósseas em mandíbula, bem como na melhoria do processo de diagnóstico e tratamento (CAVALCANTI et al., 2000; CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; CAVALCANTI; VANNIER, 2000; HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009; HOWERTON; MORA, 2008; LEY-ZAPOROZHAM et al., 2008)

2.3 Aplicabilidade da tomografia computadorizada em lesões dos maxilares

A TC tem sido utilizada para avaliar a localização primária, extensão da afecção, e a invasão para estruturas adjacentes, principalmente com relação à infiltração da lesão para a cortical óssea mandibular, como também possibilita a avaliação do grau de infiltração do tumor nos tecidos moles e o envolvimento de

estruturas adjacentes (ex: glândulas, nervos, vasos, ossos) (BAHADUR, 1990; BROWN et al., 1994; CLOSE et al., 1986; HUNTLEY et al., 1996; MILLESI et al., 1990; SHAHA, 1991; SIGAL et al., 1996; VAN DEN BREKEL et al., 1998).

A partir do rompimento das corticais, geralmente o crescimento tumoral se faz de forma mais rápida e destrutiva, tendo a cortical óssea um papel importante no sentido de evitar a disseminação das células tumorais para o interior do tecido ósseo (SALES; CAVALCANTI, 2009; SCHULZE et al., 2006; TRIKERIOTIS et al., 2008).

Close et al. (1986) afirmaram que um fator crítico na avaliação pré-tratamento de pacientes com carcinomas intra-orais é a presença ou ausência de invasão óssea. Em estudo prospectivo com radiografias convencionais e tomografia computadorizada, encontraram uma especificidade de 92% da TC com relação à infiltração tumoral de lesões malignas de tecidos moles, em tecido ósseo da cavidade bucal.

Lehrman et al. (1991) observando tomografias computadorizadas de queratocistos odontogênicos, afirmaram que a TC de alta resolução pode determinar precisamente a extensão de lesões, pontos com rompimento de corticais, multilocularidade, assim como o envolvimento de dentes. Estas informações são essenciais para a excisão dessas lesões.

Weber (1993) descreveu que a TC demonstrou corretamente os contornos de cistos e tumores da maxila e mandíbula, sobretudo em lesões que se estendem da cortical óssea invadindo tecidos moles adjacentes ou cavidade sinusal e nasal. Secções axiais são comumente usadas para demonstrar as superfícies curvas vestibular e lingual, da sínfise, corpo e ramo ascendente da mandíbula.

Bodner, Bar-Ziv e Kaffe (1994) compararam a eficácia de imagens convencionais com tomografia computadorizada na análise da configuração

tridimensional e da estrutura de lesões císticas da mandíbula. Seus resultados demonstraram a superioridade da tomografia na delimitação das margens ósseas e da proximidade das estruturas contíguas vitais. Concluíram que a TC pode ser adequadamente aplicada no diagnóstico e plano de tratamento de lesões císticas mandibulares.

Krenmair e Lenglinger (1995) analisaram cistos mandibulares com radiografias panorâmicas, tomografia convencional e tomografia computadorizada. A TC se mostrou bastante superior na visualização da anatomia mandibular, no delineamento do canal mandibular, na detecção do envolvimento da cortical óssea e no volume cístico. Concluíram que a TC é um excelente método complementar no diagnóstico de cistos mandibulares.

Toller, Sipahier e Acikgoz (1995) concluíram que a capacidade da TC em demonstrar mudanças em tecidos ósseos e moles em diversos planos, sugere que esta técnica deve ser utilizada em lesões ósseas benignas dos maxilares.

Cavalcanti e Vannier (1998) analisaram a TC no estudo de metástases maxilo-faciais de tumores. A TC demonstrou a extensão da lesão, tamanho, contorno e relação com importantes estruturas anatômicas adjacentes (informações fundamentais no planejamento do tratamento); além de permitir uma melhor definição das áreas de invasão do tumor, sua destruição e extensão.

Em trabalho de Pereira et al. (2001) foram avaliados 48 pacientes com câncer de boca por meio da TC, com o objetivo de analisar a sensibilidade deste exame quanto à localização primária da doença, assim como a presença de destruição cortical provocada pela neoplasia. Com relação à detecção da lesão primária a sensibilidade foi de 87,5%, e com relação à detecção de destruição cortical a sensibilidade foi de 100%.

Schulze et al. (2006) estudando 13 pacientes com suspeita clínica de osteomielite em mandíbula submetidos à TCFC com o Newtom QR-DVT 9000, afirmaram que a TCFC suficientemente retrata lesões típicas com áreas osteolíticas e osteoescleróticas bem como reação periosteal, fronteiras corticais mal definidas e seqüestros ósseos.

Closman e Schmidt (2007) realizaram uma revisão retrospectiva de 3 pacientes com neoplasias mandibulares. Os pacientes possuíam radiografia panorâmica, ressonância magnética e radiografia de tórax além de exames laboratoriais. Exames de TCFC foram solicitados após a suspeita de envolvimento ósseo, e comparados com os estudos de imagem. A TCFC se mostrou acurada para avaliação e planejamento do tratamento de tumores malignos da mandíbula com menor custo e diminuição da radiação para o paciente em relação à TC convencional.

Segundo Schlueter et al. (2008), a avaliação de superfícies ósseas com osso de baixa densidade, é extremamente influenciada no caso do uso da TCFC. Nesta técnica, as imagens das reconstruções em terceira dimensão (3D) são degradadas por causa do regime de trabalho (Kv e Ma) utilizados, deixando clara, dessa maneira, a necessidade absoluta de uma correta determinação da largura e altura de janela de observação (*window width e window level*).

2.4 Tomografia computadorizada e artefatos de objetos metálicos

Quando se realiza um exame de TC que envolve a cavidade bucal e estruturas adjacentes, a presença de restaurações metálicas dentárias, amplamente usadas no passado e ainda presentes nos indivíduos ou de sistemas de implantes osseointegrados, constitui um problema no tocante ao exame de TC (BRINK et al., 1994; SEOANE et al., 2004; SVENDSEN; QUIDING; LANDHL, 1980). Isso ocorre devido ao número atômico elevado dos metais, que, portanto atenuam os raios X, muito mais que os tecidos moles e o osso. O feixe de raios X é atenuado tão fortemente que os fótons quase não chegam aos detectores. O efeito mais severo da presença de metais sobre a imagem é a perda de dados, tendo como resultado a presença de pronunciadas faixas radiopacas e brilhantes em forma de “raios”, gradientes marginais não lineares e erros nas amostras da superfície de um implante ou restauração. Adicionalmente, a forte atenuação dos coeficientes lineares dos metais, resulta em dados errados no que diz respeito aos números normais da TC. O efeito mais severo dos metais sobre a imagem é a grande dificuldade de localizar e conseqüentemente interpretar a área envolvida pelas imagens dos artefatos (BAUM et al., 2000; GOERRES et al., 2002; LINK et al., 2000; MILLER; TROUGHTON, 1997; SVENDSEN; QUIDING; LANDHL, 1980; SUOJANEM; REGAN; SPIRAL, 1995; VANDE BERG et al., 2006; WANG; FREI; VANNIER, 2000; WANG; VANNIER, 1994; ZHANG et al., 2007).

Para Scarfe e Farman (2008), “um artefato é qualquer distorção ou erro na imagem que não é relacionado com o material que está sendo estudado. Os artefatos podem ser classificados de acordo com sua causa”.

Ainda segundo Scarfe e Farman (2008) Artefatos na imagem de TC são decorrentes da própria natureza policromática do feixe de raios-X que resulta no que é conhecido como endurecimento do feixe (isto é, sua energia média aumenta porque os fótons de menor energia são absorvidos em detrimento de fótons de energia mais elevada). Este endurecimento do feixe resulta em dois tipos de artefato: (1) a distorção de estruturas metálicas devido ao diferencial de absorção, (2) bandas e estrias escuras podem aparecer entre dois objetos densos porque o feixe de raios-X da TCFC é heterocromáticos e tem menor média de energia (kVp) comparado com a TC convencional. Este artefato é mais pronunciado nas imagens de TCFC.

Os artefatos metálicos em tomografia computadorizada dependem de diversos parâmetros. Os fatores intrínsecos ao metal são sua densidade, composição, espessura e forma. Outras variáveis dizem respeito ao equipamento, como os parâmetros de aquisição e reconstrução e também quanto ao posicionamento do paciente (VANDE BERG et al., 2006).

Avaliando a presença dos artefatos metálicos na imagem, muitas técnicas foram idealizadas para minimizar este problema.

Svensen, Quiding e Landhl (1980) estudaram experimentalmente os artefatos causados por materiais restauradores dentais. Para tanto executaram cavidades em um fantoma circular de polietileno e fixaram pinos de amálgama de diferentes diâmetros em uma ou mais cavidades. Submeteram o fantoma à TC convencional com espessura de 5 mm e 10 mm de corte. Foram observados cinco

tipos de artefatos produzidos por elementos metálicos: a emissão de faixas radiopacas (*starburst*), *blackout*, artefato de colimação, artefato de conexão em linhas e o artefato em forma de bifurcação (ou garfo). No protocolo de 10 mm foi considerada impossível a observação das cavidades. No protocolo de 5 mm a interferência foi considerada significativa, porém com valores inferiores aos encontrados no protocolo de 10 mm.

Fiala, Novelline e Yaremchuk (1993) avaliaram os artefatos da TC produzidos por vários elementos metálicos usados em cirurgia crânio-maxilo-facial. Foram avaliados vários materiais e sistemas de fixação basicamente constituídos de titânio, *Vitallium* e aço inoxidável. A severidade de artefatos do tipo *starburst* foi relacionada com o tamanho da peça metálica e também com sua composição. A proximidade do material de implante à área de interesse deve ser considerada. Os implantes de titânio produzem menos artefatos do que os implantes de *Vitallium* e de aço inoxidável.

Vannier et al. (1997) utilizaram a TCE para um estudo quantitativo dos tecidos duros da cavidade bucal, na presença de restaurações metálicas. O exame de TCE foi realizado em dentes extraídos, mandíbula seca e espécimes de cadáveres. Foi usado um software de redução de artefatos metálicos (RAM). Os artefatos em forma de faixas foram causados pela atenuação do metal dentro do campo de visão. Este trabalho demonstrou que os programas de redução dos artefatos metálicos são eficazes podendo remover totalmente os artefatos da imagem.

Lakits et al. (2000) tiveram como objetivo comparar a TCE com a TC convencional na observação de corpos estranhos metálicos intra-oculares, com relação à qualidade da imagem, acurácia na localização, exposição à radiação e tempo tomográfico. Em três cabeças de cadáveres foram colocados fragmentos de

ação padronizados no interior dos olhos. A TCE mostrou melhores resultados com relação aos artefatos em forma de faixas devido aos objetos metálicos. Com relação à localização dos corpos estranhos, a TCE também mostrou melhor desempenho. Transportando a mesma situação para a prática clínica, foram incluídas cabeças de cadáveres que continham restaurações dentárias metálicas. Os artefatos provenientes de restaurações metálicas dentárias que atrapalham os detalhes da imagem são causadores de uma das deficiências da TC quando se realiza tomografia de secção coronal.

Link et al. (2000) relataram que existem várias técnicas que tentam diminuir ou eliminar a presença de artefatos em TC de regiões que contenham algum elemento metálico. Eles propuseram uma técnica de reformatação à qual denominaram “Escala Extensa de TC” (EETC) e a aplicaram realizando tomografia computadorizada em vários protocolos (com diferentes espessuras de cortes e intervalo de reconstrução - de 2 mm a 5 mm) em fêmures secos de suínos submetidos a osteotomias, e posteriores fixações externas usando placas de aço e parafusos corticais com base de cobalto (*Vitallium*). Também foram simuladas lesões artificiais. A qualidade da imagem e os artefatos foram estimados de acordo com uma escala de cinco níveis arbitrários, gerenciados por 03 observadores. A técnica da EETC provou ser significativamente melhor para avaliar imagens em TC.

Baum et al. (2000) afirmaram que em pacientes com restaurações metálicas, pode-se reduzir os artefatos e melhorar o valor diagnóstico da TC com uma incidência adicional paralela ao corpo da mandíbula, com o plano oclusal paralelo ao plano do *gantry*. As falhas que possam ocorrer na série de imagens resultantes destes artefatos podem ser compensadas por meio da aquisição de algumas seções de um modo mais apropriado, em um ângulo de incidência levemente diferente. O

autor sugere que, em pacientes com restaurações metálicas, especialmente aqueles com tumores da cavidade oral, uma nova aquisição deve ser obtida paralela ao corpo da mandíbula.

Holberg et al. (2005) elucubram que uma das vantagens principais da TCFC é a baixa frequência de artefatos metálicos nas imagens.

Para Scarfe, Farman e Sukovic (2006), com os algoritmos de supressão de artefatos introduzidos pelos fabricantes e o número aumentado de projeções, a experiência clínica demonstra que as imagens de TCFC podem apresentar um baixo nível de artefatos metálicos, principalmente em reconstruções secundárias em que se objetiva visualizar dentes e maxilares.

Zhang et al. (2007) afirmam que o impacto dos artefatos metálicos na região de tecidos moles é magnificada na TCFC porque o contraste dos tecidos moles é geralmente mais baixo.

Lee et al. (2007) ponderam que o conhecimento dos fatores que contribuem para a formação de artefatos, das teorias relacionadas, e das técnicas de redução de artefato tornou-se obrigatório para os radiologistas. Os fatores que afetam a formação dos artefatos incluem a composição do objeto metálico, a orientação do objeto metálico, os parâmetros de aquisição (pico de tensão, carga do tubo, colimação, e espessura da secção na aquisição), e de parâmetros de reconstrução (espessura da secção de reconstrução, o algoritmo de reconstrução utilizado, e se uma escala estendida de TC foi utilizada).

Na TC as ligas de titânio produzem artefatos menos graves do que objetos constituídos de aço inoxidável. O trabalho de Draenert et al. (2007), utilizando o NewTom 9000 com 85 kV demonstrou a formação de severos artefatos decorrentes da presença de implantes de titânio, quando da realização de exames de TCFC.

Neste trabalho a comparação é feita com um equipamento de tomografia computadorizada multislice de 4 canais (Philips MX 8000), e os resultados encontrados para a TCFC foram menos acurados que os de TCM, nas imagens de implantes de titânio. Ainda é possível afirmar, por seus achados, que os artefatos se tornam mais fortes quanto maior for a sua distância com relação ao centro do volume escaneado. Os próprios autores sugerem que novas investigações poderiam incluir tomografias com parâmetros de aquisição de 90 kV, para gerar maior quantidade de fótons com maior energia e, conseqüentemente, menos artefato na imagem.

Sanders et al. (2007) avaliaram os artefatos gerados por braquetes ortodônticos em imagens de TCFC. Os autores utilizaram cabeças de cadáver com dentição livre de restaurações, colocaram braquetes de 4 materiais diferentes e realizaram exames de TCFC. Como conclusão do estudo, acreditam que os resultados encontrados por ele suportam a afirmação de que braquetes ortodônticos metálicos e não metálicos podem interferir com a qualidade de diagnóstico da imagem de TCFC obtida.

Kovacs, Fejérdy e Dobó (2008) afirmam que existem apenas alguns fatores, em que as propriedades da TCFC são inferiores em relação à TC convencional. Dentre eles a degradação da qualidade da imagem por objetos de metal. Tendo este fator grande importância na TCFC da região de cabeça e pescoço. Para os autores, os artefatos causados por presença de metal podem ser evitados, em alguns casos, pelo ajuste adequado dos parâmetros de aquisição.

Para Scarfe e Farman (2008) a série completa de imagens é conhecida como “dados de projeção” (*projection data*). O número de imagens compreendido nos dados de projeção durante o escaneamento é determinado pela “taxa de quadros”.

Esse número de projeções pode ser fixo (por exemplo, Newtom 3G, Iluma, Galileos, ou Promax 3D) ou variável (por exemplo, i-CAT, PreXion 3D). Mais projeções de dados fornecem mais informações para reconstruir a imagem, permitindo maior resolução espacial e contraste e reduzindo os artefatos metálicos. Contudo, mais dados de projeção geralmente necessitam de um tempo mais longo de varredura, uma maior dose ao paciente e maior tempo de reconstrução primária.

Ainda para Scarfe e Farman (2008), na prática clínica, é aconselhável reduzir o campo de visão (*field of view* – FOV) para evitar o escaneamento de regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (por exemplo, restaurações metálicas e implantes dentários). Isto pode ser obtido por meio de colimação do feixe de raios X, modificação no posicionamento do paciente, ou a separação dos arcos dentários. Mais recentemente, os fabricantes de TCFC de uso odontológico introduziram algoritmos de redução de artefato no processo de reconstrução.

Para Seet et al. (2009) a seleção do FOV tem grande influência na qualidade de imagem da TCFC.

Ritter et al. (2009) estudaram os efeitos do índice de massa corporal, idade, implantes e restaurações dentais na qualidade de imagens de TCFC. Os autores concluem que a idade e a quantidade de restaurações dentais apresentam influência negativa na qualidade de imagens de TCFC. A identificação de estruturas anatômicas tais como o forame mental, o canal mandibular e o assoalho de fossa nasal não são afetados pela quantidade de restaurações, provavelmente pelo fato de que estas estruturas não estejam espacialmente próximas das restaurações.

3 PROPOSIÇÃO

Demonstrar a sensibilidade e especificidade (validade) da tomografia computadorizada *multislice* (64 cortes) (TCM) e da tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) para diagnóstico de lesões osteolíticas (simuladas) em mandíbulas, utilizando uma estação de trabalho independente.

Determinar a influência dos artefatos dentários metálicos, na interpretação de lesões osteolíticas mandibulares quando da utilização de TC *multislice* (64 cortes) e da TCFC.

Estabelecer o protocolo de pós-processamento de imagens por meio da TC mais adequado para a interpretação de lesões osteolíticas mandibulares, com e sem a presença de artefatos metálicos dentários.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Amostra

Com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FOUSP sob o parecer número 09/07 (continuação do projeto sob parecer numero 153/03 - Anexos A e B, respectivamente), foram utilizados, no presente estudo, um total de 15 mandíbulas maceradas do acervo da Disciplina de Morfologia da Escola Paulista de Medicina (UNIFESP). Selecionamos as peças anatômicas de adultos que apresentaram melhor estado de conservação sem distinção de gênero e etnia.

4.2 Obtenção do padrão ouro: preparo dos espécimes

Por meio de uma caneta de alta rotação e brocas cirúrgicas *carbide* de uso odontológico, tamanhos 1,3 e 6, foram confeccionadas perfurações nas mandíbulas. Estas perfurações foram realizadas aleatoriamente na cortical da superfície lingual, da vestibular ou da base da mandíbula e envolveram ou não a medular na dependência do diâmetro da broca utilizada e da espessura da cortical de cada mandíbula, visto que apenas o diâmetro da broca foi utilizado na perfuração. Cada superfície (vestibular, lingual ou base) dos lados direito e esquerdo do corpo mandibular de cada espécime estudado poderia apresentar ou não perfurações (de

zero a quatro), simulando assim lesões dos maxilares multiloculares e uniloculares, como também algumas destas com destruições provocadas na medular. Estes exemplares assim preparados constituíram o padrão ouro (Figura 4.1).

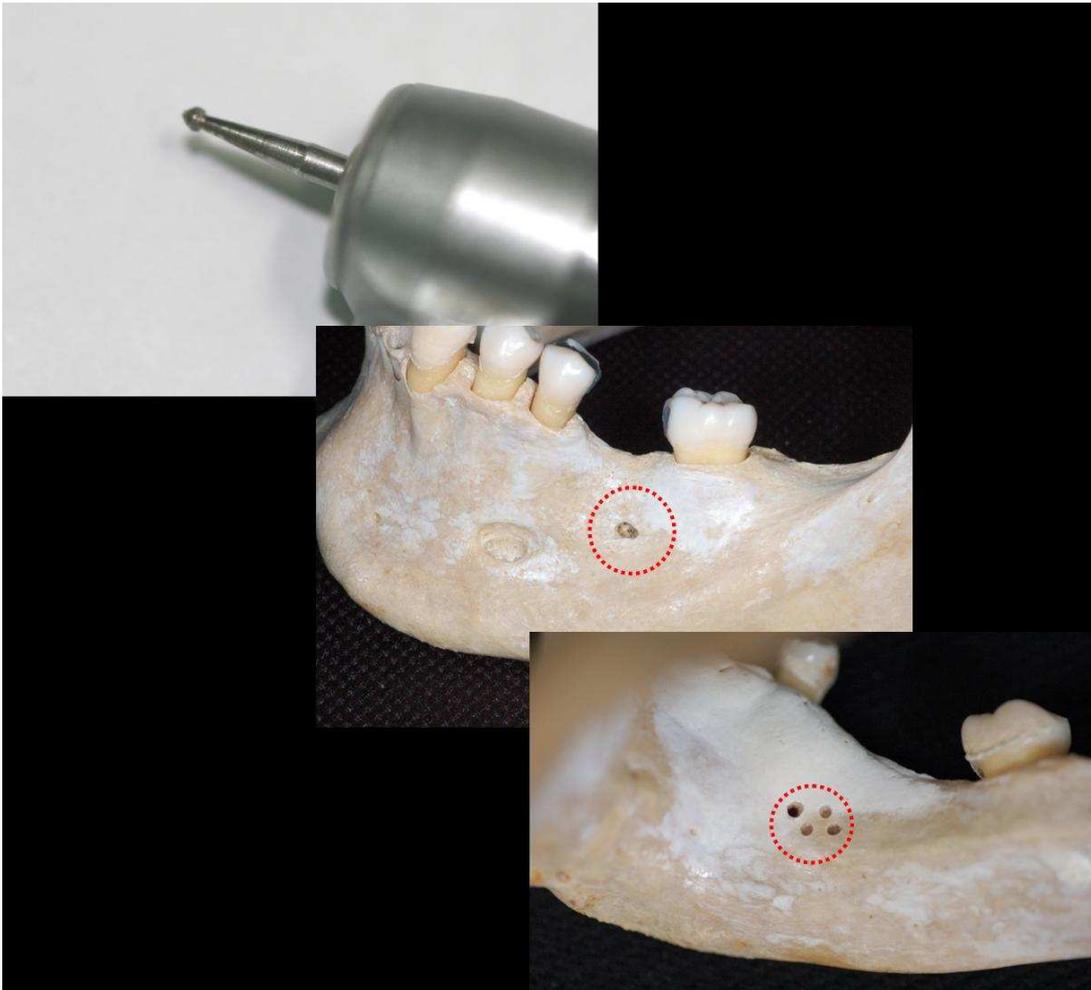


Figura 4.1 - Confeção das perfurações nas mandíbulas, utilizando caneta de alta rotação e broca, constituindo o padrão ouro

4.3 Obtenção dos exames de tomografia computadorizada

As mandíbulas foram submetidas à tomografia computadorizada espiral multislice 64 cortes e à tomografia por feixe cônico.

Com o intuito de simular a atenuação provocada pelos tecidos moles em uma situação in vivo, os espécimes foram instalados em um recipiente plástico contendo cerca de 1 litro de água, de maneira que ficassem totalmente submersos. Eles foram presos ao recipiente por meio de fita adesiva em região de colo da cabeça mandibular e sínfise, para posicioná-los adequadamente na realização do exame (Figuras 4.2 e 4.3).



Figura 4.2 - Posicionamento da mandíbula para realização do exame de TCM. Observar recipiente com água para simular a atenuação de tecidos moles



Figura 4.3 - Posicionamento da mandíbula para realização do exame de TCFC. Observar recipiente com água para simular a atenuação de tecidos moles

As tomografias computadorizadas espiral multislice 64 cortes/0,4 segundos (Aquilion, Toshiba Medical Systems, Tustin, CA, EUA) foram realizadas no Departamento de Imagem (Setor de tomografia computadorizada) do Instituto do Coração da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor-FMUSP) (Figura 4.4). As mandíbulas foram escaneadas por meio de cortes axiais, desde a sua base até a região de côndilo. Após a obtenção do escanograma, o plano de corte axial ficou posicionado paralelo à base da mandíbula até a região do côndilo mandibular. A angulação do *Gantry* variou de acordo com a angulação da base da mandíbula. Os parâmetros de aquisição das imagens originais foram:

Espessura de corte: 0.5 mm

Incremento de mesa: 0.5 mm

Intervalo de reconstrução: 0.3 mm

Tempo: 0.4 segundos

Matrix: 1024x1024

Regime de trabalho: 120 kVp e 300 mA

Campo de visualização (FOV): 18 cm



Figura 4.4 - Equipamento de TCM, *Aquillion 64 cortes*

A aquisição das imagens em TCFC se deu de maneira uniforme, realizada após obtenção do escanograma inicial, com o plano de corte em orientação axial e nivelado com a base da mandíbula, até região de cabeça da mandíbula. O plano oclusal mandibular foi mantido paralelo ao plano horizontal mimetizando a posição anatômica do paciente. O estudo volumétrico inicial (dados em formato RAW, sigla em inglês que designa formato de arquivo digital de imagens que contém a totalidade dos dados da imagem tal como foi captada pelo sensor digital. O formato RAW não é comprimido), foi obtido a partir de 360 imagens simultâneas por rotação do tubo de raios-x, sendo seqüencialmente salvo na estação de trabalho do tomógrafo para posterior processamento e emprego dos protocolos de tratamento das imagens específicos. Estas tomografias foram realizadas no aparelho i-

CAT[®] Cone Beam 3-D Dental Imaging System (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) (Figura 4.5), seguindo o protocolo de aquisição:

Espessura do voxel: 0.25 mm

Volume da aquisição: Somente da mandíbula

Tempo: 40 segundos

Regime de trabalho: 90 kVp e 7 mA

Campo de visualização (FOV): 13 cm



Figura 4.5 - Equipamento de TCFC (i-CAT)

Dando seqüência ao projeto, foram confeccionadas restaurações com amálgama de prata e trabalhos protéticos contendo metal (fixados com cera utilidade), nos elementos dentários e áreas edêntulas das mandíbulas maceradas (Figura 4.6) que foram novamente submetidas à TC multislice e à TCFC, seguindo os mesmos parâmetros previamente citados.



Figura 4.6 - Mandíbula macerada com restaurações metálicas (coroas e próteses) fixadas com cera utilidade para geração de artefatos

4.4 Processamento e reconstrução das imagens

Após aquisição das imagens, as mesmas foram enviadas nativamente em formato universal DICOM (*Digital Imaging Communication in Medicine*), através de transmissão via ambiente de rede em protocolo Gigabit Ethernet para o computador do aparelho onde as imagens foram adquiridas e estas foram armazenadas em mídia removível (CD-ROM) para posteriormente serem avaliadas em estações de trabalho independentes localizadas no Laboratório de Imagem em Terceira Dimensão (LABI-3D) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (www.fo.usp.br/labi3d). Dessa maneira os dados originais ficam armazenados em forma digital permitindo a geração de imagens para processamento, visualização, manipulação e análise a qualquer momento, possibilitando a revisão de qualquer imagem sem perda de qualidade.

As estações de trabalho independentes contêm programas que reconstróem as imagens originais em planos coronais, sagitais (RMP), parassagitais ou oblíquos e em 3D e foram as seguintes:

- Dell Precision 650 (Dell Computer Corp, Round Rock, TX, EUA) – Windows XP contendo o programa Vítrea® versão 3.8.1.1 (Vital Images Inc. Plymouth, MN, EUA) no qual foi utilizado o protocolo crânio-facial para gerar imagens nos planos coronal, sagital, e 3D (Figura 4.7).
- Dell Precision 390 (Dell Computer Corp, Round Rock, TX, EUA) - Windows XP contendo o programa Imaging Studio® (Anne Solutions, São Paulo, SP, Brasil) no qual foram obtidas as reconstruções parassagitais (Figura 4.8).

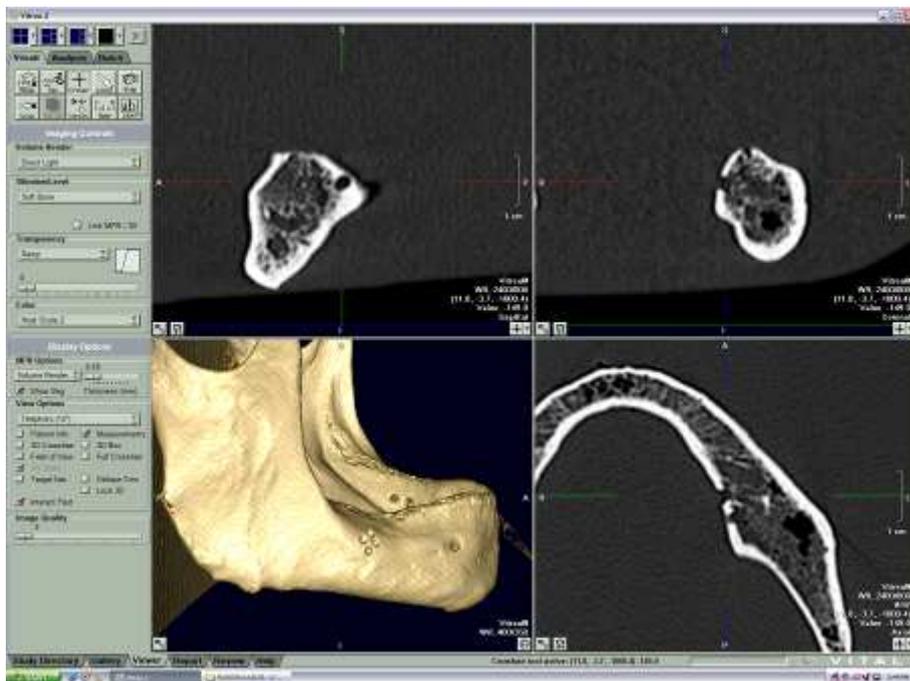


Figura 4.7 - Tela do programa Vítrea®, em que são observados os protocolos de observação sagital, coronal, 3D e axial, bem como as ferramentas do programa

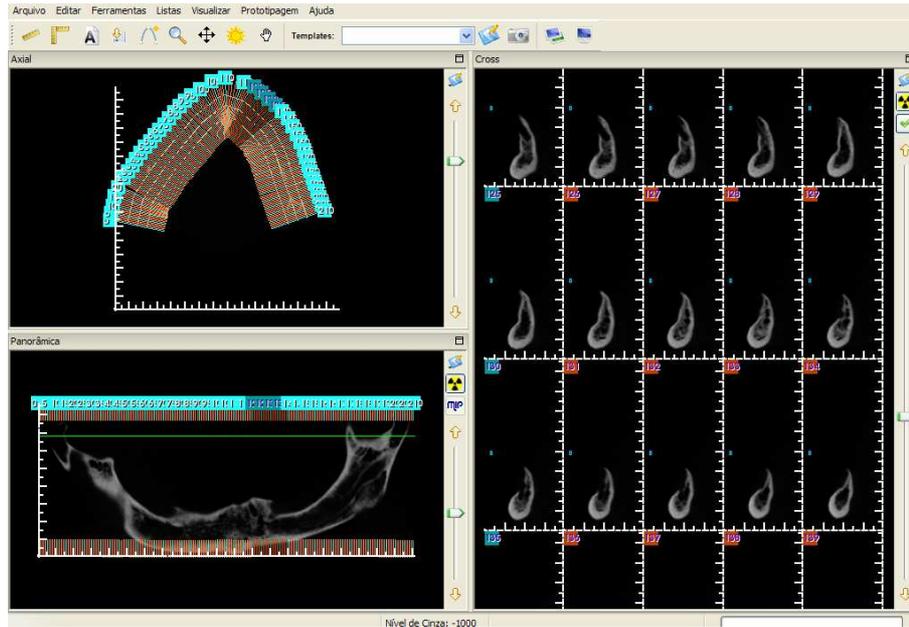


Figura 4.8 - Tela do programa Imaging Studio®, em que é observado o protocolo de observação parassagital, bem como as ferramentas do programa

As reconstruções e as imagens em terceira dimensão (3D-TC) foram processadas empregando as propriedades desses programas que conduzem a imagens de excelente qualidade, utilizando ferramentas tais como *crosshair* (observação simultânea das imagens sagitais, coronais, axiais e 3D), rotação de imagens em 3D, transparência, *zoom* (aproximação).

4.5 Análise dos exames de tomografia computadorizada

Os critérios para análise das lesões nas tomografias versus o padrão ouro (mandíbula macerada) foram:

- I. Verificar a presença e/ou ausência da lesão em cada hemi-mandíbula (lados direito e esquerdo.)
- II. Se as lesões possuem aspectos uniloculares (U) e/ou multiloculares (M)
- III. Verificar se há envolvimento da medular (M)

Em relação ao “*modus operandi*”, os examinadores interpretaram as imagens das estruturas ósseas da seguinte forma:

1. inicialmente apenas os cortes axiais foram interpretados na estação de trabalho independente;
2. em outro momento foram estudadas unicamente as RMP - coronal e sagital, ao mesmo tempo, também na mesma estação de trabalho independente;
3. terminada a interpretação destas últimas, então foram examinadas somente as imagens em 3D;
4. por conseguinte, foram avaliados os conjuntos Axial-RMP-3D, ou seja, os três tipos de imagens já interpretadas separadamente previamente (axial, coronal, sagital e 3D) e que agora associadas formam um conjunto, onde as técnicas foram analisadas ao mesmo tempo, ou seja, simultaneamente;
5. Para finalizar apenas as imagens por reconstrução parassagital.

Todas as avaliações foram realizadas de maneira individual e seqüenciada, seguindo o princípio de randomização das imagens, para cada examinador, sob luz controlada e em ambiente livre de estímulos externos, sem o conhecimento prévio de quaisquer informações sobre as lesões simuladas. Os examinadores foram calibrados por meio de imagens de arquivo.

Durante o estudo das imagens, apenas o plano de incidência em questão foi visualizado no monitor do computador, permanecendo as demais imagens ocultas através de ferramentas disponíveis nos programas utilizados, no intuito de evitar interferências na asserção de presença ou ausência de lesão óssea. Aos examinadores foi permitido ajustar a janela, brilho e contraste, de maneira a mimetizar a rotina diagnóstica em que se ajusta estes fatores para melhor visualização. A interpretação das perfurações ósseas artificiais seguiu o protocolo de interpretação e foi sempre a mesma para todas as imagens realizadas pelo mesmo examinador.

4.6 Análise estatística

Foi utilizada a estatística Kappa para verificar a reprodutibilidade dos métodos descritos, testando a variância inter- e intra-examinadores. O Índice Kappa também foi utilizado para verificar a concordância de cada protocolo de observação com o padrão ouro (mandíbulas secas). Os testes de sensibilidade (correlação dos falsos negativos) e especificidade (correlação dos falsos positivos) estabeleceram a acurácia dos protocolos de TCM e TCFC em relação ao padrão ouro, de acordo com

os programas gráficos e modalidades de visualização empregados Os testes foram executados por meio do programa SPSS versão 12.0 para *WINDOWS® (Statistical Package for Social Science, Chicago, ILL)*. Em todos os itens avaliados foi considerado o intervalo de confiança de 95% ($p < 0,5$).

5 RESULTADOS

Este trabalho apresentou um número grande de variáveis, desta maneira, para facilitar a compreensão, a apresentação dos resultados foi dividida.

5.1 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas

A tabela 5.1 apresenta os dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), em valores percentuais, nos protocolos de observação axial, sagital+coronal (RMP), 3D, conjunto (RMP + 3D) e parassagital, das imagens adquiridas por TCM, sem a presença de artefatos, com relação à detecção da presença ou ausência de lesão simulada.

Tabela 5.1 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	98,1	96,4	97,15	98,1	95,5
RMP	99,4	93,2	95,2	99,0	95,5
3D	97,3	87,9	93,8	100	93,3
RMP+3D	100,0	90,7	93,50	100,0	95,9
Parassagital	80,4	93,4	93,8	78,6	85,8

As tabelas 5.2, 5.3 e 5.4 apresentam os mesmos dados da tabela 1, com aquisição por TCFC sem a presença de artefatos, aquisição por TCM com presença de artefatos e aquisição por TCFC com a presença de artefatos, respectivamente.

Tabela 5.2 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesão (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	88,5	91,8	100,0	94,8
RMP	99,3	91,5	94,1	99,2	94,5
3D	98,6	82,9	89,00	97,5	91,8
RMP+3D	98,6	93,2	95,2	98,1	95,1
Parassagital	70,6	82,8	87,1	68,1	76,2

Tabela 5.3 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesão (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	88,4	94,2	91,2	85,0	91,1
RMP	84,9	92,7	94,4	80,6	87,7
3D	95,9	90,7	94,50	94,3	93,2
RMP+3D	89,6	86,2	90,5	84,8	88,1
Parassagital	66,05	93,3	94,2	73	81,8

Tabela 5.4 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesão (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	94,4	94,9	95,9	93,0	92,2
RMP	92,0	98,3	99,0	92,5	95,5
3D	91,75	79,1	86,60	88,45	87,7
RMP+3D	89,9	93,8	95,2	88,7	91,8
Parassagital	82,4	74,3	86,3	73,0	95,5

A tabela 5.5 apresenta os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia obtidos para aquisição por TCM e TCFC sem artefato e TCM e TCFC com artefato com relação à detecção da presença de lesões simuladas.

Tabela 5.5 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesão (%).

Aquisição	S	E	A
TCM SA	95,04	92,32	93,2
TCFC SA	93,42	87,78	90,48
TCM CA	84,97	91,42	88,38
TCFC CA	90,09	88,08	92,54

5.2 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas, por região avaliada (face vestibular, face lingual e base)

As tabelas seguintes (5.6 a 5.17), demonstram os dados de sensibilidade, especificidade, acurácia e valores preditivos, isoladas de acordo com a área observada: (face vestibular, face lingual ou base mandibular).

Tabela 5.6 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	94,5	100,0	100,0	94,5	97,8
RMP	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3D	100,0	93,9	96,8	100,0	97,7
RMP+3D	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Parassagital	84,2	100,0	100,0	79,3	89,9

Tabela 5.7 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
RMP	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
3D	100,0	96,9	98,3	100,0	98,9
RMP+3D	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Parassagital	79,0	81,8	88,2	69,2	80,0

Tabela 5.8 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	89,5	90,9	94,4	84,6	90,0
RMP	84,2	90,9	94,1	76,9	86,7
3D	94,7	100,0	100,0	92,8	96,6
RMP+3D	80,7	81,8	88,4	71,1	81,1
Parassagital	85,9	87,8	92,6	78,2	86,6

Tabela 5.9 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	93,0	100,0	100,0	91,1	95,6
RMP	85,9	100,0	100,0	94,8	97,7
3D	89,4	69,6	83,5	80,0	82,2
RMP+3D	100,0	96,9	98,3	100,0	98,9
Parassagital	84,2	78,7	87,2	74,5	82,2

Tabela 5.10 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	74,3	84,3	100,0	88,8
RMP	98,3	82,0	87,8	97,2	91,1
3D	92,1	76,9	90,5	88,8	85,5
RMP+3D	100,0	79,4	86,5	100,0	91,1
Parassagital	74,	92,3	92,7	73,5	82,2

Tabela 5.11 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	82,3	88,0	100,0	92,2
RMP	100,0	79,4	86,6	100,0	90,3
3D	96,0	61,5	76,5	92,6	81,1
RMP+3D	96,0	82,0	87,6	94,4	90,0
Parassagital	76,5	69,2	76,5	69,2	73,3

Tabela 5.12 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	88,2	74,3	82,0	82,7	82,2
RMP	83,1	89,7	91,6	77,9	84,4
3D	96,0	76,9	87,7	94,4	87,7
RMP+3D	88,2	76,9	83,3	83,3	83,3
Parassagital	52,9	92,3	90,0	60,0	70,0

Tabela 5.13 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	90,2	89,7	91,9	88,1	90,0
RMP	88,2	97,4	98,0	87,2	92,2
3D	94,1	82,0	87,5	90,9	88,9
RMP+3D	82,4	84,6	87,5	78,6	83,3
Parassagital	82,4	74,3	81,0	76,2	78,9

Tabela 5.14 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	92,8	94,3	100,0	93,3
RMP	100,0	97,6	98,0	100,0	95,5
3D	100,0	92,9	94,1	100,0	96,7
RMP+3D	100,0	92,9	94,1	100,0	96,7
Parassagital	83,	88,1	88,9	83,2	85,5

Tabela 5.15 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	83,3	87,5	100,0	92,2
RMP	97,9	95,2	95,9	97,6	93,3
3D	100,0	90,5	92,3	100,0	95,5
RMP+3D	100,0	97,6	98,0	100,0	95,5
Parassagital	56,3	97,6	96,6	66,1	75,5

Tabela 5.16 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	87,5	97,6	97,4	87,7	92,2
RMP	87,5	97,6	97,7	87,2	92,2
3D	95,8	95,2	96,0	95,8	95,5
RMP+3D	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Parassagital	79,2	100,0	100,0	80,8	88,9

Tabela 5.17 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério presença ou ausência de lesões (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
axial	100,0	95,2	96,0	100,0	91,1
RMP	95,8	97,6	97,7	95,5	96,6
3D	97,9	85,7	89,0	96,9	92,2
RMP+3D	87,5	100,0	100,0	87,5	93,3
Parassagital	62,5	92,9	90,9	68,4	76,7

5.3 Correlação entre os protocolos estudados e o padrão ouro quanto ao número de lojas. (índice Kappa)

As tabelas 5.18, 5.19 e 5.20 trazem o índice Kappa de capa uma das observações, com relação ao número de lojas, em cada protocolo, em comparação com o padrão ouro, na face vestibular, na face lingual e na base da mandíbula, respectivamente, nas amostras com artefato (CA) e sem artefato (SA). O índice Kappa, neste caso, determina a reprodutibilidade de cada método com relação ao número de lojas (o número de lojas em cada região – vestibular, lingual ou base - variou de 0 a 4 lojas).

Tabela 5.18 - Índice Kappa, avaliação do número de lojas na face vestibular em cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	kappa
AXIAL – TCM - SA	0,97
AXIAL- TCFC – SA	0,98
AXIAL – TCM CA	0,78
AXIAL – TCFC - CA	0,89
RMP – TCM - SA	1,00
RMP- TCFC – SA	0,949
RMP – TCM CA	0,71
RMP – TCFC - CA	0,87
3D – TCM - SA	0,97
3D- TCFC – SA	0,98
3D – TCM CA	0,95
3D – TCFC - CA	0,64
RMP+3D – TCM - SA	1,00
RMP+3D - TCFC – SA	1,00
RMP+3D – TCM CA	0,67
RMP+3D – TCFC - CA	0,84
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,69
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,33
PARASSAGITAL – TCM CA	0,59
PARASSAGITAL – TCFC - CA	0,53

Tabela 5.19 - Índice Kappa, avaliação do número de lojas na face lingual em cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	kappa
AXIAL – TCM - SA	0,76
AXIAL- TCFC – SA	0,89
AXIAL – TCM CA	0,69
AXIAL – TCFC - CA	0,79
RMP – TCM - SA	0,86
RMP- TCFC – SA	0,83
RMP – TCM CA	0,69
RMP – TCFC - CA	0,84
3D – TCM - SA	0,80
3D- TCFC – SA	0,73
3D – TCM CA	0,79
3D – TCFC - CA	0,77
RMP+3D – TCM - SA	0,88
RMP+3D - TCFC – SA	0,86
RMP+3D – TCM CA	0,62
RMP+3D – TCFC - CA	0,71
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,59
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,33
PARASSAGITAL – TCM CA	0,43
PARASSAGITAL – TCFC - CA	0,46

Tabela 5.20 - Índice Kappa, avaliação do número de lojas na base de cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	kappa
AXIAL – TCM - SA	0,95
AXIAL- TCFC – SA	0,90
AXIAL – TCM CA	0,86
AXIAL – TCFC - CA	0,97
RMP – TCM - SA	0,98
RMP- TCFC – SA	0,95
RMP – TCM CA	0,80
RMP – TCFC - CA	0,92
3D – TCM - SA	0,92
3D- TCFC – SA	0,92
3D – TCM CA	0,93
3D – TCFC - CA	0,82
RMP+3D – TCM - SA	0,95
RMP+3D - TCFC – SA	0,98
RMP+3D – TCM CA	1,00
RMP+3D – TCFC - CA	0,90
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,73
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,48
PARASSAGITAL – TCM CA	0,71
PARASSAGITAL – TCFC - CA	0,45

5.4 Avaliação quanto à invasão medular

A tabela 5.21 apresenta os dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), em valores percentuais, nos protocolos de observação axial, sagital+coronal, 3D, conjunto e parassagital, das imagens adquiridas por TCM, sem a presença de artefatos, com relação à detecção de invasão medular.

Tabela 5.21 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	72,7	90,2	55,9	94,4	87,8
RMP	83,8	96,6	87,9	94,9	89,3
3D	93,5	88,8	76,1	97,9	89,1
RMP + 3D	90,3	95,6	86,6	96,6	94,1
PARASSAGITAL	79,2	96,6	65,7	93,1	91,5

As tabelas 5.22, 5.23 e 5.24 apresentam os mesmos dados da tabela 5.20, com aquisição por TCFC sem a presença de artefatos, aquisição por TCM com presença de artefatos e aquisição por TCFC com a presença de artefatos, respectivamente.

Tabela 5.22 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	90,3	95,1	80,1	96,7	92,6
RMP	84,3	92,7	78,8	94,9	89,6
3D	90,7	85,97	65,4	96,7	87
RMP + 3D	83,2	91,2	78,5	97,3	91,5
PARASSAGITAL	86,1	90,2	72,4	95,1	89,3

Tabela 5.23 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	75	93,9	69,9	92,6	87,8
RMP	48,6	95,27	61,3	90,8	90,7
3D	80,6	94,3	80,9	94,2	91,1
RMP + 3D	66,7	96,9	88,9	90,7	90
PARASSAGITAL	84,7	94,6	84,2	95,7	92,6

Tabela 5.24 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	81	90,9	70,1	94,2	91,9
RMP	81,1	96,1	85,4	95	92,2
3D	85,7	95,1	87,4	95,6	92,9
RMP + 3D	88,9	88,1	84,6	87,7	89,2
PARASSAGITAL	90,3	88,2	74,2	96,2	88,9

A tabela 5.25 apresenta os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia obtidos para aquisição por TCM e TCFC sem artefato e TCM e TCFC com artefato, com relação à detecção de invasão medular.

Tabela 5.25 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%).

	S	E	A
TCM AS	83,9	93,56	90,36
TCFC AS	86,92	91,034	90
TCM –CA	71,12	94,994	90,44
TCFC CA	85,4	91,68	91,02

5.5 Avaliação quanto à presença ou ausência de lesões simuladas, por região avaliada (face vestibular, face lingual e base)

As tabelas seguintes (5.26 a 5.37), demonstram os dados de sensibilidade, especificidade, acurácia e valores preditivos, isoladas de acordo com a área observada: (face vestibular, face lingual ou base mandibular), para o critério invasão medular.

Tabela 5.26 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL					
RMP	62,5	92,4	75,3	87,2	84,5
3D	62,5	95,5	83,3	87,1	86,7
RMP + 3D	91,7	81,8	68,5	96,8	81,7
PARASSAGITAL	70,8	92,4	77,8	89,8	86,7
	54,2	92,5	73,3	85,5	82,2

Tabela 5.27 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	70,8	95,5	84,9	90	88,9
RMP	75	89,4	72,1	90,9	82,2
3D	83,3	83,3	67,8	93,9	84,5
RMP + 3D	87,5	84,8	67,9	94,9	85,6
PARASSAGITAL	75	77,3	54,6	89,5	76,7

Tabela 5.28 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	58,3	93,9	78,3	86,3	84,4
RMP	45,8	90,9	63,8	82,3	85,6
3D	75	95,5	85,7	91,3	90
RMP + 3D	50	90,9	66,7	83,3	80
PARASSAGITAL	87,5	87,9	72,6	95	87,8

Tabela 5.29 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da face vestibular

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	70,8	89,4	70,8	89,4	84,5
RMP	87,5	93,9	83	95,6	90
3D	79,2	89,4	76,6	92,3	86,7
RMP + 3D	100	72,7	87,2	71,4	81,1
PARASSAGITAL	87,5	75,7	57,1	94,3	78,9

Tabela 5.30 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	88,9	94,4	80,1	97,2	93,3
RMP	88,9	94,4	80,5	97,5	93,3
3D	88,9	84,7	59,9	97	85,6
RMP + 3D	100	94,4	82,1	100	95,6
PARASSAGITAL	83,3	97,2	90,5	95,9	94,5

Tabela 5.31 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	100	94,4	82,1	100	95,6
RMP	77,8	88,8	64,3	94	86,6
3D	88,9	79,2	55	96,3	81,1
RMP + 3D	62,2	88,9	67,6	97,1	88,9
PARASSAGITAL	83,3	94,4	79,3	95,8	92,2

Tabela 5.32 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	66,7	90,2	64,7	91,5	85,5
RMP	66,7	97,2	86,7	92,1	91,1
3D	66,7	87,5	57,1	91,3	83,3
RMP + 3D	50	100	100	88,9	90
PARASSAGITAL	66,7	95,8	80	92	90

Tabela 5.33 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da face lingual

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	72,2	97,2	86,7	93,3	92,2
RMP	55,7	94,5	73,3	89,4	86,6
3D	77,8	95,8	85,7	94,4	92,2
RMP + 3D	66,7	91,7	66,7	91,7	86,7
PARASSAGITAL	83,3	88,9	65,5	94,2	87,8

Tabela 5.34 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, sem a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	66,7	83,9	12,2	98,7	85,5
RMP	100	100	100	100	87,8
3D	100	100	100	100	100
RMP + 3D	100	100	100	100	100
PARASSAGITAL	100	100	33,3	97,8	97,8

Tabela 5.35 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, sem a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	100	95,4	73,3	100	93,3
RMP	100	100	100	100	100
3D	100	95,4	73,3	100	95,5
RMP + 3D	100	100	100	100	100
PARASSAGITAL	100	98,9	83,3	100	98,9

Tabela 5.36 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCM, com a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	100	97,7	66,7	100	93,4
RMP	33,3	97,7	33,3	97,9	95,5
3D	100	100	100	100	100
RMP + 3D	100	100	100	100	100
PARASSAGITAL	100	100	100	100	100

Tabela 5.37 - Dados de sensibilidade (S), especificidade (E), valor preditivo positivo (VPP), valor preditivo negativo (VPN) e acurácia (A), com relação ao critério invasão medular (%). Aquisição por TCFC, com a presença de artefatos. Observações da base da mandíbula

Item	S	E	VPP	VPN	A
AXIAL	100	86,2	52,7	100	98,9
RMP	100	100	100	100	100
3D	100	100	100	100	100
RMP + 3D	100	100	100	100	100
PARASSAGITAL	100	100	100	100	100

5.6 Correlação entre os protocolos estudados e o padrão ouro quanto à invasão medular (índice Kappa)

As tabelas 5.38, 5.39 e 5.40 trazem o índice Kappa de cada uma das observações, com relação à invasão medular, em cada protocolo, em comparação com o padrão ouro, na face vestibular, na face lingual e na base da mandíbula,

respectivamente. O índice Kappa, neste caso, determina a reprodutibilidade de cada método com relação à invasão medular.

Tabela 5.38 - Índice Kappa, avaliação de invasão medular na face vestibular em cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	Kappa
AXIAL – TCM – AS	0,59
AXIAL- TCFC – AS	0,69
AXIAL – TCM CA	0,56
AXIAL – TCFC – CA	0,60
RMP – TCM – AS	0,63
RMP- TCFC – AS	0,65
RMP – TCM CA	0,40
RMP – TCFC – CA	0,80
3D – TCM – AS	0,66
3D- TCFC – AS	0,62
3D – TCM CA	0,73
3D – TCFC – CA	0,68
RMP+3D – TCM - SA	0,65
RMP+3D - TCFC – SA	0,66
RMP+3D – TCM CA	0,44
RMP+3D – TCFC - CA	0,60
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,49
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,47
PARASSAGITAL – TCM CA	0,70
PARASSAGITAL – TCFC - CA	0,54

Tabela 5.39 - Índice Kappa, avaliação de invasão medular na face lingual em cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	Kappa
AXIAL – TCM – AS	0,90
AXIAL- TCFC – AS	0,87
AXIAL – TCM CA	0,56
AXIAL – TCFC – CA	0,74
RMP – TCM – AS	0,90
RMP- TCFC – AS	0,62
RMP – TCM CA	0,70
RMP – TCFC – CA	0,55
3D – TCM – AS	0,63
3D- TCFC – AS	0,55
3D – TCM CA	0,510
3D – TCFC – CA	0,76
RMP+3D – TCM - SA	0,87
RMP+3D - TCFC – SA	0,70
RMP+3D – TCM CA	0,62
RMP+3D – TCFC - CA	0,58
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,83
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,76
PARASSAGITAL – TCM CA	0,67
PARASSAGITAL – TCFC - CA	0,65

Tabela 5.40 - Índice Kappa, avaliação de invasão medular na base de cada hemi-mandíbula com relação ao padrão ouro

Item	Kappa
AXIAL – TCM – AS	0,18
AXIAL- TCFC – AS	0,77
AXIAL – TCM CA	0,73
AXIAL – TCFC – CA	0,51
RMP – TCM – AS	1,00
RMP- TCFC – AS	1,00
RMP – TCM CA	0,33
RMP – TCFC – CA	1,00
3D – TCM – AS	0,79
3D- TCFC – AS	0,76
3D – TCM CA	1,00
3D – TCFC – CA	1,00
RMP+3D – TCM - SA	1,00
RMP+3D - TCFC – SA	1,00
RMP+3D – TCM CA	1,00
RMP+3D – TCFC - CA	1,00
PARASSAGITAL – TCM - SA	0,66
PARASSAGITAL - TCFC – SA	0,88
PARASSAGITAL – TCM CA	1,00
PARASSAGITAL – TCFC - CA	1,00

5.7 Análise inter e intra-observadores. (índice Kappa)

Da tabela 5.41 a 5.53, observamos o índice Kappa com relação à reprodutibilidade inter e intra-observadores para a análise de cada superfície mandibular (vestibular, lingual ou base) para os critérios presença de lesão/número de lojas e invasão medular.

Tabela 5.41 - Índice Kappa, comparação intra - observador, para avaliação da face vestibular da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,95	1,00
AXIAL CA	1,00	1,00
RMP – AS	1,00	1,00
RMP – CA	1,00	1,00
3D – AS	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D – AS	1,00	1,00
RMP+3D - CA	0,95	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - CA	0,84	0,85

Tabela 5.42 - Índice Kappa, comparação inter - observadores, para avaliação da face vestibular da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,95	0,95
AXIAL CA	0,68	0,66
RMP – AS	1,00	1,00
RMP – CA	0,48	0,60
3D – AS	0,90	0,95
3D – CA	0,85	0,47
RMP+3D – AS	1,00	1,00
RMP+3D - CA	1,00	0,95
PARASSAGITAL - SA	0,59	1,00
PARASSAGITAL - CA	0,84	0,79

Tabela 5.43 - Índice Kappa, avaliação intra - observador, para avaliação da face lingual da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,77	0,95
AXIAL CA	1,00	0,91
RMP – AS	0,91	1,00
RMP – CA	1,00	0,86
3D – AS	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D – AS	1,00	1,00
RMP+3D – CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - CA	1,00	0,90

Tabela 5.44 - Índice Kappa, avaliação inter - observadores, para avaliação da face lingual da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,72	0,91
AXIAL CA	0,63	0,51
RMP – AS	0,91	0,73
RMP – CA	0,45	0,55
3D – AS	0,83	0,82
3D – CA	0,73	0,45
RMP+3D – AS	0,95	0,91
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	0,52	1,00
PARASSAGITAL - CA	1,00	1,00

Tabela 5.45 - Índice Kappa, avaliação intra - observador, para avaliação da base da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,95	1,00
AXIAL CA	1,00	0,95
RMP – AS	1,00	0,95
RMP – CA	1,00	0,95
3D – AS	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D – AS	1,00	1,00
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	0,93
PARASSAGITAL - CA	1,00	1,00

Tabela 5.46 - Índice Kappa, avaliação inter - observadores, para avaliação da base da mandíbula, com relação à presença ou ausência de lesão/ número de lojas

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	0,95	0,90
AXIAL CA	0,62	0,95
RMP – AS	0,95	0,90
RMP – CA	0,68	0,74
3D – AS	0,95	0,95
3D – CA	0,84	0,59
RMP+3D – AS	1,00	0,95
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	0,52	0,93
PARASSAGITAL - CA	0,94	1,00

Tabela 5.47 - Índice Kappa, avaliação intra - observador, para avaliação da face vestibular da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – AS	1,00	1,00
AXIAL CA	1,00	1,00
RMP – AS	1,00	0,73
RMP – CA	1,00	1,00
3D - SA	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D - SA	1,00	1,00
RMP+3D - CA	1,00	0,93
PARASSAGITAL - SA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - CA	0,92	0,86

Tabela 5.48 - Índice Kappa, avaliação inter - observadores, para avaliação da face vestibular da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – SA	0,70	0,90
AXIAL CA	0,71	0,32
RMP - SA	0,79	0,53
RMP – CA	0,38	0,66
3D - SA	0,55	0,53
3D – CA	1,00	0,48
RMP+3D - SA	0,82	0,78
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	0,47	1,00
PARASSAGITAL - CA	1,00	1,00

Tabela 5.49 - Índice Kappa, avaliação intra - observador, para avaliação da face lingual da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – SA	0,71	0,81
AXIAL CA	1,00	1,00
RMP - SA	1,00	1,00
RMP – CA	1,00	1,00
3D - SA	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D - SA	1,00	0,76
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - CA	1,00	0,91

Tabela 5.50 - Índice Kappa, avaliação inter - observadores, para avaliação da face lingual da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – SA	0,70	0,91
AXIAL CA	0,79	0,76
RMP - SA	0,82	0,73
RMP – CA	0,61	0,61
3D - SA	0,77	0,53
3D – CA	1,00	0,59
RMP+3D - SA	0,91	1,00
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	0,79	0,90
PARASSAGITAL - CA	1,000	1,00

Tabela 5.51 - Índice Kappa, avaliação intra - observador, para avaliação da base da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – SA	0,89	1,00
AXIAL CA	1,00	0,65
RMP - SA	1,00	1,00
RMP – CA	1,00	1,00
3D - SA	1,00	1,00
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D - SA	1,00	1,00
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	0,65
PARASSAGITAL - CA	1,000	1,000

Tabela 5.52 - Índice Kappa, avaliação inter - observadores, para avaliação da base da mandíbula, com relação à invasão medular

PROTOCOLO	TCM	TCFC
AXIAL – SA	0,04	0,29
AXIAL CA	0,65	0,19
RMP - SA	1,00	1,00
RMP – CA	0,00	1,00
3D - SA	0,37	0,29
3D – CA	1,00	1,00
RMP+3D - SA	1,00	1,00
RMP+3D - CA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - SA	1,00	1,00
PARASSAGITAL - CA	1,00	1,00

6 DISCUSSÃO

A TC é a técnica de escolha para o exame de afecções da cavidade bucal e estruturas anexas, pois permite visualização de tecidos moles e duros em um único exame sem sobreposição de imagens (BRINK et al., 1994; BROWN et al., 1994; BROWN; BROWNE, 1995; CAVALCANTI; VANNIER, 2000). Adicionalmente, de acordo com Huntley et al. (1996), Lehrman et al. (1991), van den Brekel et al. (1998), o uso de reduzidas espessuras de corte em TCMS e de voxels de tamanhos reduzidos em TCFC permitem maior sensibilidade e especificidade.

Alguns trabalhos (BAHADUR, 1990; BAUM et al., 2000; CLOSE et al., 1986; PEREIRA et al., 2001; SHAHA, 1991; SIGAL et al., 1996; TSUE et al., 1994; VAN DEN BREKEL et al., 1998; WIENER et al., 2006) têm relatado que a TC apresenta sensibilidade variando de 64 a 100% com relação à destruição óssea causada por neoplasias malignas. Sensibilidade é a habilidade de identificar corretamente aqueles indivíduos que têm resultado presente (proporção positiva verdadeira) e especificidade é a habilidade de identificar corretamente aqueles indivíduos que têm resultado ausente (proporção negativa verdadeira) (ROSNER, 1995; FLETCHER; FLETCHER; WAGNER, 2002).

Shaha (1991), por exemplo, avaliando TCs de pacientes com carcinomas epidermóides de assoalho bucal obteve especificidade e sensibilidade de 86,1% e 81,6%, respectivamente. Tsue et al. (1994) também destacaram algumas limitações da TC na detecção pré cirúrgica de invasão carcinomatosa para a mandíbula. Avaliando 64 pacientes com carcinomas epidermóides de boca e orofaringe os autores detectaram por meio do exame anatomopatológico 73% de sensibilidade e 69% de especificidade da TC. Nossos resultados encontraram, de maneira geral,

sensibilidade acima de 84% e especificidade acima de 87% (Tabela 5.5) para detecção de lesões. De acordo com o método de aquisição e o protocolo de observação utilizados esses valores chegam a atingir 100% de sensibilidade e 100% de especificidade, como pode ser observado nas tabelas de 5.1 a 5.16. Esses achados demonstram a influência dos protocolos de observação sobre a interpretação dos exames.

Van den Breckel et al. (1998), estudando 24 pacientes com carcinoma epidermóide de boca, afirmaram que a TC tem baixa sensibilidade (64%) e alta especificidade (89%). Os resultados encontrados por ele foram muito inferiores a trabalhos publicados anteriormente. Em nossos resultados, observamos valor de 66% de sensibilidade, quando utilizamos apenas o protocolo parassagital para avaliarmos exames de TCM na presença de artefatos metálicos (Tabela 5.3). Se considerarmos só a observação de lesões na face lingual, as tabelas 11 e 12 trazem valores de sensibilidade e especificidade baixos (52,9% e 69,2%, respectivamente). Ainda assim, nossos resultados concordam com Lehrman et al. (1991) que afirmaram que a TC de alta resolução pode determinar precisamente a extensão de lesões, pontos com rompimento de corticais, multilocularidade assim como o envolvimento de dentes, visto que, o menor valor de acurácia encontrado para TC e TCFC foi de 88,4% (Tabela 5.4) para detecção de lesões, sendo que acurácia, é a concordância máxima entre o valor “verdadeiro” de uma quantidade e os valores que foram obtidos pela medida dessa quantidade (REY, 1999). Quanto à multilocularidade, o índice kappa com o padrão ouro em relação ao número de lojas apresentou valores excelentes de concordância para a maioria dos protocolos estudados.

Na interpretação do índice kappa (κ), é considerado que: para $\kappa > 0,75$ a reprodutibilidade é excelente, $0,4 \leq \kappa \leq 0,75$ reprodutibilidade é boa, e $0 \leq \kappa \leq 0,4$ a reprodutibilidade é marginal (ROSNER, 1995). Assim, com relação à análise do número de lojas, observamos que o parassagital feixe cônico sem artefato apresenta reprodutibilidade marginal com o padrão ouro e as demais medidas apresentam boa ou ótima reprodutibilidade.

Quando comparada com a TCM, a TCFC se mostrou equitativa na detecção do número de lojas, presença de invasão medular e para comparação de protocolos de observação. A partir dos dados compilados, pode-se inferir a alta sensibilidade e especificidade da tomografia computadorizada de feixe cônico, o que corrobora os dados obtidos por Schulze et al. (2006). De acordo com os dados expressos nas tabelas 5.2 e 5.4, os valores percentuais de acurácia obtidos foram superiores a 87% para a detecção de lesões ósseas, exceto nos protocolos que utilizaram a reconstrução parassagital.

Cavalcanti, Ruprecht e Quest (1999) e Kalavrezos et al. (1990), afirmam que devido à forma irregular do osso mandibular e às limitações causadas por artefatos das restaurações metálicas, a determinação de infiltração óssea de tumores fica dificultada.

Sigal et al. (1996) afirmam que a TC tem a vantagem de ter uma representação bem estabelecida dos tumores da cavidade bucal e uma ótima detecção da invasão da cortical, mas podem ocorrer artefatos na imagem devido a restaurações metálicas existentes. A configuração anatômica curva da mandíbula dificulta sua observação radiográfica, além disso, a superposição de dentes e raízes pode obscurecer os tecidos circunvizinhos (ABRAHAMS, 2001). Os valores discrepantes de sensibilidade e especificidade referentes aos protocolos que utilizam

somente visualização coronal e sagital podem ser explicados por causa da conformação anatômica curva da mandíbula, o que leva a perda de visualização por mudança no plano de corte das imagens tomográficas (CAVALCANTI et al., 2004).

Ainda com relação à influência dos planos de visualização, o protocolo que utilizou as reconstruções parassagittais apresentou valores de sensibilidade e especificidade, embora altos, relativamente inferiores aos outros protocolos. É oportuno salientar que este é o protocolo mais utilizado em Odontologia, amplamente consagrado na rotina das clínicas de radiologia odontológica devido à sua aplicabilidade em Implantodontia. Para implantodontia este exame é o padrão, porém, não podemos olvidar que o exame de TC é um exame volumétrico e, portanto, devemos extrair dele toda a informação possível e necessária, sem descartar os outros planos de visualização em detrimento da observação parassagital única e exclusiva.

O uso de algoritmos mais avançados e maior número de ferramentas de visualização tem importante papel na determinação da invasão medular e do número de lesões ósseas em mandíbula, bem como na melhoria do processo de diagnóstico e tratamento (CAVALCANTI et al., 2000; CAVALCANTI; ANTUNES, 2002; CAVALCANTI; VANNIER, 2000; HASSAN; VAN DER STELT; SANDERINK, 2009; HOWERTON; MORA, 2008; LEY-ZAPOROZHAM et al., 2008), justificando assim a utilização de estações de trabalho independentes e de diferentes protocolos de observação.

Schlueter et al. (2008) fornece subsídios para a interpretação dos resultados de sensibilidade e especificidade obtidos nas tabelas 5.4 e 5.22 referente à avaliação das imagens de reconstrução em 3D com base em aquisição por TCFC. Devido às características específicas do processo de aquisição da imagem, bem

como o uso de algoritmos específicos para a técnica de reconstrução das imagens por feixe cônico, produz uma imagem com características de maior ruído, com conseqüente degradação na produção da imagem em terceira dimensão. A detecção de lesões ósseas simuladas em mandíbula foi menor no protocolo que utilizou a reconstrução em terceira dimensão baseada na aquisição por TCFC, o que indica que as reconstruções em 3D devem ser utilizadas em conjunto com a visualização das imagens nos planos axial, coronal e sagital conforme resultados de sensibilidade e especificidade obtidos, principalmente com este tipo de aquisição. A TCFC com presença de artefatos gerou um valor, embora alto (87,7%), inferior aos outros protocolos, sugerindo que os artefatos, na aquisição por feixe cônico podem prejudicar a avaliação da reconstrução da imagem em 3D.

De acordo com Perrella et al. (2007), os protocolos de observação desempenham importante papel na análise de lesões ósseas mandibulares. A junção dos planos de visualização de maneira ortogonal entre si, acrescidos das reconstruções em terceira dimensão (RMP + 3D) apresenta valores excelentes de sensibilidade, especificidade e acurácia, como podemos observar nas tabelas 5.1, 5.2, 5.21 e 5.22.

As análises foram divididas por regiões da mandíbula, assim determinado protocolo que tem bons resultados para determinada região, pode ser inferior para outras. Ao analisarmos, por exemplo, a detecção de invasão medular na base mandibular, o protocolo axial apresentou valores inferiores aos demais protocolos estudados.

Para detecção das lesões simuladas na vestibular, considerando a TCM e a TCFC sem a presença de artefatos) os melhores protocolos foram RMP e RMP+3D (com 100% de acurácia para TCM e TCFC) e o pior foi o parassagital com 89,9% de

acurácia para TCM e 80% para a TCFC. Na face lingual, ainda considerando os protocolos de aquisição sem artefato, RMP e RMP+3D foram os melhores com aquisição por TCM (91,1% de acurácia) e o axial se mostrou o melhor na aquisição por TCFC (92,2%) e o parassagital se manteve o pior com 82,2% de acurácia. Para a base mandibular os melhores foram RMP+ 3D e 3D exclusivo, com acurácia de 96,7% para TCM e 95,5% para TCFC. O parassagital apresentou os piores resultados de acurácia também para a base, sendo 85,5% para TCM e 75,5% para TCFC. Os menores índices kappa com relação à detecção do número de lojas foram encontrados para as reconstruções parassagitais em qualquer das regiões estudadas, os demais protocolos podem ser considerados bons ou excelentes, principalmente o protocolo RMP+3D, com kappa 1 para avaliação da vestibular; 0,88 e 0,86 para TCM e TCFC respectivamente, da face lingual; e 0,95 para TCM e 0,98 para TCFC na base.

Com relação à invasão medular, os melhores protocolos se mantêm os mesmos, na ausência de artefatos, e os piores valores foram encontrados para o protocolo 3D (com mínimo de 81,1% de acurácia, na observação da face lingual por meio da TCFC).

Diversos autores afirmam que os artefatos prejudicam a interpretação das imagens como (ABRAHAMS, 2001; CAVALCANTI; RUPRECHT; QUEST, 1999; FIALA; NOVELINE; YARENCHUK, 1993; KALAVREZOS et al., 1990; LAKITS et al., 2000; MILLER; TROUGHTON, 1997; VANNIER et al., 1997; WANG; FREI; VANNIER, 2000). Os valores de sensibilidade, especificidade e acurácia obtidos para aquisição por TCM com artefato metálico, apresentaram-se mais baixos que os obtidos para TCM sem artefato e para TCFC com e sem artefato, embora mantendo-se elevados (Tabelas 5.1 a 5.4). Os valores de sensibilidade especificidade e

acurácia foram, respectivamente: 95,0%, 92,3% e 93,2% para TCM sem artefato; 93,4%, 87,7% e 90,4% para TCFC sem artefato; 84,9% 91,4% e 88,3% para TCM com artefato e 90,0%, 88,0% e 92,5% para TCFC com artefato; para o critério detecção de lesão. Com relação à invasão medular os valores são: 83,9 % (S), 93,5% (E), 90,3% (A) para TCM sem artefato; 86,9 % (S), 91,0% (E) e 90,0% (A) para TCFC sem artefato; 71,1 % (S), 94,9% (E) e 90,4% (A) para TCM com artefato e 85,4 % (S), 91,6% (E) e 91,2% (A) para TCFC com artefato. Os índices kappa corroboram os valores obtidos.

Os valores obtidos concordam com Pinsky et al. (2006), Scarfe e Farman (2008) e Schulze et al. (2006) que afirmam que as imagens de TCFC possuem alto grau de sensibilidade e especificidade para detecção de lesões ósseas ainda em estágio incipiente, e discordam dos achados de Zhang et al. (2007) de que os artefatos podem degradar a qualidade das imagens de TCFC, que vão apresentar um contraste pobre quando comparadas à tomografia computadorizada convencional. Também existe discordância entre os achados de nosso estudo com os de Seet et al. (2009), que afirma que a TCFC apresenta imagens de qualidade inferior. Ainda existe muita divergência na literatura com relação à qualidade de imagem de TCFC, de suas reconstruções e, com relação à presença de artefatos, se ela é mais ou menos influenciada que a TCM. Para Goerres et al. (2002) lesões pequenas e superficiais, principalmente se estiverem próximas a implantes dentários ou restaurações metálicas, podem dificultar a interpretação, corroborando a assertiva de Ritter et al. (2009) que supõem que a identificação de estruturas anatômicas tais como o forame mental, o canal mandibular e o assoalho de fossa nasal não são afetados pela quantidade de restaurações metálicas presentes nos indivíduos, provavelmente pelo fato de que estas estruturas não estejam

especialmente próximas das restaurações. Em nosso estudo, lesões de pequeno diâmetro foram criadas e muitas em superfícies bastante próximas das restaurações metálicas e, ainda assim, valores elevados de acurácia foram encontrados.

Para Liang et al. (2009) a diferença encontrada nos estudos com TCFC pode se dar pelas variações entre os diversos equipamentos de TCFC em delinear estruturas delicadas, bem como na determinação dos parâmetros de aquisição. Para Schlueter et al. (2008), as imagens das reconstruções em terceira dimensão (3D) são degradadas por causa do regime de trabalho (Kv e Ma) utilizados, deixando clara, dessa maneira, a necessidade absoluta de uma correta determinação da largura e altura de janela de observação (*window width e window level*). Kovacs, Fejérdy e Dobó (2008) concordam afirmando que os artefatos causados por presença de metal, nas imagens de TCFC, podem ser evitados, em alguns casos, pelo ajuste adequado dos parâmetros de aquisição. O trabalho de Draenert et al. (2007), utilizando o NewTom 9000 com 85 kV demonstrou a formação de severos artefatos decorrentes da presença de implantes de titânio, quando da realização de exames de TCFC porém, os próprios autores sugerem que novas investigações poderiam incluir tomografias com parâmetros de aquisição de 90 kV, para gerar maior quantidade de fótons com maior energia e, conseqüentemente, menos artefato na imagem. Nosso estudo utilizou 90 kV nos parâmetros de aquisição

Outro fator que, segundo a literatura, influencia na qualidade da imagem é o número de projeções (*projection data*), que pode ser fixo (por exemplo, Newtom 3G, Iluma, Galileos, ou Promax 3D) ou variável (por exemplo, i-CAT, PreXion 3D). Mais projeções de dados fornecem mais informações para reconstruir a imagem, permitindo maior resolução espacial e contraste e reduzindo os artefatos metálicos (SCARFE; FARMAN, 2008), podendo ser este um argumento para a diferença de

dados obtidos em equipamentos diversos, em nosso caso foi utilizado o equipamento i-CAT que permite número variável de projeções, fator que pode ser levantado como argumento para as diferenças encontradas entre nossos achados e a literatura.

A redução do campo de visão (*field of view* – FOV) para evitar o escaneamento de regiões suscetíveis ao endurecimento do feixe (por exemplo, restaurações metálicas e implantes dentários) é aconselhável (SCARFE; FARMAN, 2008; SEET et al., 2009), em nosso estudo, um FOV grande foi utilizado, de 13 cm, sem trazer prejuízos à acurácia da TCFC, novos estudos podem ser feitos com redução do FOV em busca de melhor qualidade diagnóstica.

Existem várias técnicas que tentam diminuir ou eliminar a presença de artefatos em TC de regiões que contenham algum elemento metálico. Dentre elas, técnicas de reformatação que tentam eliminar os artefatos presentes, aumento da dose de radiação para diminuir a atenuação do feixe de raios X, técnicas matemáticas mais elaboradas que requerem processamento da imagem e posterior reconstrução com os dados perdidos na projeção por meio da interpolação linear (KALENDER; POLACIN; SUSS, 1994; LINK et al., 2000). Mais recentemente, os fabricantes de TCFC de uso odontológico introduziram algoritmos de redução de artefato no processo de reconstrução (SCARFE; FARMAN, 2008). Com os algoritmos de supressão de artefatos introduzidos pelos fabricantes e o número aumentado de projeções, as imagens de TCFC podem apresentar um baixo nível de artefatos metálicos, principalmente em reconstruções secundárias em que se objetiva visualizar dentes e maxilares (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

Com relação aos protocolos de observação, na presença de artefatos, o pior protocolo foi o parassagital para a TCM (89,9% de acurácia) e para a TCFC foi o 3D

(acurácia de 87%), como já discutido anteriormente. O melhor protocolo não foi o RMP+3D, consagrado na literatura e considerado ideal nas amostras sem artefato. Os melhores resultados foram o protocolo 3D para TCM (acurácia de 93,2%) e parassagital e RMP para TCFC (95,5%), provavelmente em função da distribuição das lesões em cada região da mandíbula. As lesões em base, por exemplo, não sofrem influência dos artefatos de restaurações metálicas, e são bem observados nas 3D por TCM por exemplo.

Para verificar lesões na face vestibular da mandíbula, na presença de artefatos, o melhor resultado para TCM foi o 3D com 96,6%, e para TCFC foi a RMP+ 3D com 98,9%. Os piores resultados foram RMP+3D com 81,1% de acurácia para TCM e 3D e Parassagital, com 82,2% para TCFC. Para a face lingual, sob o critério de detecção de lesões, com a presença de artefatos de restaurações metálicas, o melhor protocolo foi o 3D para TCM (acurácia 87,7%) e RMP para a TCFC (acurácia 92,2%). O pior protocolo, ainda com as mesmas variáveis, foi o parassagital para ambas as formas de aquisição (acurácia de 70% para TCM e 78,9% para TCFC). Para a base o melhor protocolo foi o RMP + 3D (com 100% de acurácia) para TCM e RMP para TCFC (acurácia 96,6%). O pior protocolo ainda foi o parassagital (88,9% para TCM e 76,7% para TCFC). Esses valores são com relação à detecção de lesões ósseas, para invasão medular, na face vestibular, o pior protocolo foi o de RMP+3D (80%) e o melhor foi o parassagital (87,7%), quando a aquisição foi por TCM; para aquisição por TCFC, o melhor foi o RMP (90%) e o pior o parassagital (78,9%). Na face lingual o 3D foi o pior (83,3%) e o RMP o melhor, com aquisição por TCM; com aquisição por TCFC, os melhores protocolos foram axial e 3D (92,2%) e o pior o RMP (86,6%). Com relação à base, o pior protocolo foi

o axial com 93,4% para TCM e 98,9% para TCFC). Os outros atingiram 100% de acurácia.

A análise dos kappa inter e intra-observadores, se mostrou excelente para a maioria dos resultados, demonstrando a reprodutibilidade da metodologia utilizada, considerando que reprodutibilidade é a medição de algo de forma consistente, ou seja, a obtenção dos mesmos valores após a aplicação dos mesmos procedimentos, nas mesmas condições de estudo, possibilitando duplicar a mesma medição por observadores diferentes em tempos e laboratórios diferentes (REY, 1999). Dessa maneira, tendo sido este um estudo *in vitro*, com base nos valores encontrados este pode ser base para novos estudos, inclusive os realizados *in vivo*.

7 CONCLUSÕES

- A sensibilidade e especificidade (validade) da tomografia computadorizada *multislice* (64 cortes) (TCM) e da tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) para diagnóstico de lesões ósseas (simuladas) em mandíbula, utilizando estação de trabalho independente foram demonstradas à medida que os valores encontrados foram superiores a 95% desde que com o protocolo de observação adequado.
- A influência de artefatos dentários metálicos foi pouco significativa na interpretação de lesões ósseas mandibulares, já que os valores de acurácia nas análises com e sem artefato foram bastante próximas. Os protocolos com aquisição por TCM sofreram mais influência dos artefatos do que os adquiridos por TCFC (valores sutilmente menores), exceto nas reconstruções em 3D, em que as originadas de aquisição por TCFC, apresentaram valores menores de acurácia.
- O melhor protocolo de pós processamento para interpretação de lesões ósseas simuladas foi o RMP+3D. O protocolo que apresentou os piores resultados foi o que utilizou as reconstruções parassagittais.

REFERÊNCIAS¹

Abrahams JJ. Dental CT imaging: a look at the jaw. *Radiology* 2001;219(2):334-45.

Bahadur S. Mandibular involvement in oral cancer. *J Laringol Otol* 1990;104(12):968-71.

Baum U, Greess H, Lell M, Nomayr A, Lenz M. Imaging of head and neck tumors-methods: CT, spiral-CT, multislice-spiral-CT. *Eur J Radiol* 2000;33(3):153-60.

Bodner L, Bar-Ziv J, Kaffe I. CT of cystic jaw lesions. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18(1):22-6.

Brink JA, Heiken JP, Wang G, McEnery KW, Schlueter FJ, Vannier MW. Helical CT: principles and technical considerations. *Radiographics* 1994;14(4):887-93.

Brown JS, Browne RM. Factors influencing the patterns of invasion of the mandible by oral squamous cell carcinoma. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995;24(6):417-26.

Brown JS, Griffith JH, Phelps PD, Browne RM. A comparison of different imaging modalities and direct inspection after periosteal stripping in predicting the invasion of the mandible by oral squamous cell carcinoma. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1994;32(6):347-59.

Cavalcanti MGP, Antunes JLF. 3D-CT imaging processing for qualitative and quantitative analysis of maxillofacial cysts and tumors. *Braz Oral Res* 2002;16(3):189-94

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Bonomie JM, Vannier MW. The validation of 3D spiral CT-based measurements of simulated maxillofacial neoplasms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89(6):753-8.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos Segundo base de dados MEDLINE.

Cavalcanti MGP, Ruprecht A, Quest J. Evaluation of maxillofacial fibrosarcoma using computer graphics and spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28(3):145-51.

Cavalcanti MGP, Santos DT, Perrella A, Vannier MW. CT-based analysis of malignant tumor volume and localization. A preliminary study. *Braz Oral Res* 2004;18(4):338-44.

Cavalcanti MGP, Vannier MW. Measurement of the volume of oral tumors by three-dimensional spiral computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2000;29(1):35-40.

Cavalcanti MGP, Vannier MW. The role of three-dimensional spiral computed tomography in oral metastases. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27(4):203-8.

Close LG, Merkel M, Burns DK, Schaefer SD. Computed tomography in the assessment of mandibular invasion by intraoral carcinoma. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986;95(4 Pt 1):383-8.

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.

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

Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(2):257-65.

Fiala TG, Novelline RA, Yaremchuk MJ. Comparison of CT imaging artifacts from craniomaxillofacial internal fixation devices. *Plast Reconstr Surg* 1993;92(7):1227-32.

Fletcher RH, Fletcher SW, Wagner EH. *Epidemiologia clínica: elementos essenciais*. 3a. ed. São Paulo: Artmed; 2002.

Goerres GW, Hany TF, Kamel E, von Schulthess GK, Buck A. Head and neck imaging with PET and PET/CT: artifacts from dental metallic implants. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2002;29(3):367-70.

Gould RG. CT overview and basics. In: Gould RG, editor. Specification, acceptance testing and quality control of diagnostic x-ray imaging equipment. New York, NY: American Institute of Physics; 1994. p. 801-31. (AAPM Monograph; 20).

Hacking JC, Dixon AK. Spiral versus conventional CT in soft tissue diagnosis. *Eur J Radiol* 1992;15(3):224-9.

Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 2006;48(1):27-34.

Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod* 2009;31(2):129-34.

Holberg C, Steinhäuser S, Geis P, Reduzki-Janson I. Cone-Beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J. Orofac Ortop* 2005;66(6):434-44.

Hounsfield GN. Nobel Award address: computed medical imaging. *Med Phys* 1980;7(4):283-90.

Howerton WB Jr, Mora MA. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *J Am Dent Assoc* 2008;139 Suppl:20S-24S.

Huntley TA, Busmanis I, Desmond P, Wiesenfeld D. Mandibular invasion by squamous cell carcinoma: a computed tomographic and histological study. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1996;34(1):69-74.

Jager L, Bonell H, Liebl M, Srivastav S, Arbusow V, Hempel M, et al. CT of the normal temporal bone: comparison of multi- and single-detector row CT. *Radiology* 2005;235(1):133-41.

Kalavrezos ND, Gratz KW, Sailer HF, Stahel WA. Correlation of imaging and clinical features in the assessment of mandibular invasion of oral carcinomas. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1990;25(6):439-45.

Kalender WA, Polacin A, Suss C. A comparison of conventional spiral CT: An experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18(4):167-76.

Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990;76(1):181-3.

Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):228–31.

Kovacs M, Fejérdy P, Dobó NC. Metal artefact on head and neck cone-beam CT images. *Fogorv Sz* 2008;101(5):171-8.

Krenmair G, Lenglinger F. Imaging of mandibular cysts with a dental computed tomography software program. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1995;24(1 Pt 1):48-52.

Lakits A, Prokesch R, Scholda C, Nowotny R, Kaider A, Bankier A. Helical and conventional CT in the imaging of metallic foreign bodies in the orbit. *Acta Ophthalmol Scand* 2000;78(1):79-83.

Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(5):291-4.

Lee MJ, Kim S, Lee SA, Song HT, Huh YM, Kim DH, et al. Overcoming artifacts from metallic orthopedic implants at high-field-strength MR imaging and multi-detector CT. *Radiographics* 2007;27(3):791-803.

Lehrman BJ, Mayer DP, Tidwell OF, Brooks ML. Computed tomography of odontogenic keratocysts. *Comput Med Imaging Graph* 1991;15(5):365-8.

Ley-Zaporozhan J, Ley S, Weinheimer O, Iliyushenko S, Erdugan S, Eberhardt R, et al. Quantitative analysis of emphysema in 3D using MDCT: Influence of different reconstruction algorithms. *Eur J Radiol* 2008;65(2):228-34.

Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT). Part I: On subjective image quality. *Eur J Radiol* 2009 Apr 30. [Epub ahead of print].

Link TM, Berning W, Scherf S, Joosten U, Joist A, Engelke K, et al. CT of metal implants: reduction of artifacts using an extended CT scale technique. *J Comput Assist Tomogr* 2000;24(1):165-72.

Lopes PML, Moreira CR, Perrella A, Cavalcanti MG. 3D volume rendering maxillofacial analysis of angular measurements by multislice CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(2):224-30.

Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(3):446-54.

Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, et al. Comparative localized linear accuracy of small-field cone- beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surg, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(4):512-8.

Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics* 2002;22(4):949-62.

Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34(1):28-31.

Miles D. The Future of Dental and maxillofacial imaging. *Dent Clin North Am* 2008;52(4):917-28.

Miller RJ, Troughton AH. A man with bony whiskers. *Dentomaxillofac Radiol* 1997;26(2):138.

Millesi W, Prayer L, Helmer M, Gritzmann N. Diagnostic imaging of tumor invasion of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1990;19(5):294-8.

Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(4):551-9.

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 Radiol* 1998;8(9):1558-64.

Paes AS, Moreira CR, Sales MA, Cavalcanti MG. Comparative study of single and multislice computed tomography for assessment of the mandibular canal. *J Appl Oral Sci* 2007;15(3):220-4.

Pereira AC, Cavalcanti MGP, Tossato PS, Guida FJ, Duaik MCA, Kuroishi M. Análise de carcinomas epidermóides por meio de radiografia panorâmica e tomografia computadorizada. *Pesq Odontol Bras* 2001;15(4):320-6.

Perrella A, Borsatti MA, Tortamano IP, Rocha RG, Cavalcanti MG. Validation of computed tomography protocols for simulated mandibular lesions: a comparison study. *Braz Oral Res* 2007;21(2):165-9.

Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(6):410-6

Ritter L, Mischowski RA, Negebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, Keeve E, et al. The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108(3):e108-16.

Rey L. Dicionário de termos técnicos de medicina e saúde. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999. 825 p.

Rosner BA. Fundamentals of biostatistics. 4a. ed. Belmont, CA: Duxbury Press; 1995.

Sales M, Cavalcanti M. Complex odontoma associated with dentigerous cyst in maxillary sinus: case report and computed tomography features. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38(1):48-52.

Sanders MA, Hoyjberg C, Chu CB, Leggitt VL, Kim JS. Common orthodontic appliances cause artifacts that degrade the diagnostic quality of CBCT images. *J Calif Dent Assoc* 2007;35(12):850-7.

Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dent Clin North Am* 2008;52(4):707-30.

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.

Schlueter B, Kim KB, Oliver D, Sortiropoulos G. Cone beam computed tomography 3D reconstruction of the mandibular condyle. *Angle Orthod* 2008;78(5):880-8.

Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M. Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35(4):232-5.

Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33(2):83-6.

Seeram E. Computed tomography. Physical principles, clinical applications, and quality control. 2nd ed. Philadelphia: Saunders; 2001.

Seet KYT, Barghi A, Yartsev S, Van Dyk J. The effects of field-of-view and patient size on CT numbers from cone-beam computed tomography. *Phys Med Biol* 2009;54(20):6251-62.

Seoane J, Varela-Centelles PI, Ramirez JR, Cameselle-Teijeiro J, Romero MA. Artifacts in oral incisional biopsies in general dental practice: a pathology audit. *Oral Dis* 2004;10(2):113-7.

Shaha AR. Preoperative evaluation of the mandible in patients with carcinoma of the floor of the mouth. *Head Neck* 1991;13(5):398-402.

Sigal R, Zagdanski A, Scwaab G, Bosq J, Auperin A, Laplanche A, et al. CT and MR Imaging of Squamous cell carcinoma of the tongue and floor of the mouth. *Radiographics* 1996;16(4):787-810.

Suojanen JN, Regan F, Spiral CT. Scanning of the paranasal sinuses. *AJNR Am J Neuroradiol* 1995;16(4):787-9.

Suomalainen A, Vehmas T, Kortensniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of Linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(1):10-7.

Svendson P, Quiding L, Landhl I. Blackout and other artefacts in computed tomography caused by fillings in Teeth. *Neuroradiology* 1980;19(5):229-34.

Toller MO, Sipahier M, Acikgoz A. CT display of multiple dentigerous cysts of the mandible: A case report. *J Clin Pediatr Dent* 1995;19(2):135-7.

Trikeriotis D, Paravalou E, Diamantopoulos P, Nikolaou D. Anterior mandible canal communications: a potential portal of entry for tumour spread. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37(3):125-9.

Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakos CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol* 2005;56(3):413-7.

Tsue TT, McCulloch TM, Gerod DA, Couper DJ, Weymuller EA Jr, Glenn MG. Predictors of carcinomatous invasion of the mandible. *Head Neck* 1994;16(2):116-26.

van den Brekel MW, Runne RW, Smeele LE, Tiwari RM, Snow GB, Castelijns JA. Assessment of tumor invasion into the mandible: the value of different imaging techniques. *Eur Radiol* 1998;8(9):1552-7.

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

Vannier MW. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res* 2003;6 Suppl 1:23-30.

Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G, Knapp RH, Yokoyama-Crothers N, Wang G. Three-dimensional dental imaging by spiral CT. A progress report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;84(5):561-70.

Wang G, Frei T, Vannier MW. Fast iterative algorithm for metal artifact reduction in X-ray CT. *Acad Radiol* 2000;7(8):607-14.

Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* 1994;19(1):79-83.

Weber AL. Imaging of cysts and odontogenic tumors of the jaws. *Radiol Clin North Am* 1993;31(1):101-20.

White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shrouf MK. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91(5):498-511.

Wiener E, Pautke C, Link TM, Neff A, Kolk A. Comparison of 16-slice MSCT and MRI in the assessment of squamous cell carcinoma of the oral cavity. *Eur J Radiol* 2006;58(1):113-8.

Zhang Y, Zhang L, Zhu R, 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.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 09/07

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa "Validação e análise comparativa entre tomografia computadorizada multislice e por feixe cônico para identificação de lesões ósseas mandibulares com interferências de artefatos dentários metálicos", de responsabilidade do Pesquisador Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 28 de fevereiro de 2007


Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 – Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira" CEP 05508-000
São Paulo – SP · Diretoria Telefax: (011)3091-0062/3091-7817/3001-7860 · Compras (011) 3091-7825
Impressão no SDO

ANEXO B - Parecer do Comitê de Ética Projeto Inicial

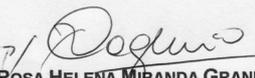
**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**PARECER n° 149/03
Protocolo 151/03
2ª Via**

O Grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Avaliação da eficácia dos protocolos de tomografia computadorizada na identificação de lesões na mandíbula com interferência de artefatos metálicos dentários**" de responsabilidade da Pesquisadora **Andréia Perrella**, sob orientação do Professor Doutor **Marcelo de Gusmão Paraíso Cavalcanti**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios referentes ao andamento da pesquisa em 27 de fevereiro de 2004 e em 27 de agosto de 2004. Ao término da pesquisa, cópia do trabalho em "cd" ou "disquete" , deve ser encaminhada a este CEP.

São Paulo, 29 de agosto de 2003.


Prof.ª Dr.ª **ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**
Coordenadora do CEP-FOUSP