

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

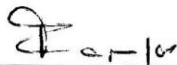
Luana Costa Bastos

**AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DA IMAGEM
E IDENTIFICAÇÃO DE DEFEITOS SIMULADOS NO
CÔNDILO MANDIBULAR EM EXAME DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE
CÔNICO RECONSTRUÍDO EM DIFERENTES
PROTOCOLOS**

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da UNICAMP para obtenção do Título de Mestre em Radiologia Odontológica, na Área de Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação defendida pelo aluno, e orientada pelo Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos



Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
GARDÊNIA BENOSSI – CRB8/8644 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

B297a Bastos, Luana Costa, 1984-
Avaliação subjetiva da qualidade da imagem e identificação de defeitos simulados no côndilo mandibular em exame de tomografia computadorizada de feixe cônico reconstruído em diferentes protocolos / Luana Costa Bastos. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2011.

Orientador: Paulo Sérgio Flores Campos.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Articulação temporomandibular. 2. Diagnóstico por imagem. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Subjective evaluation of image quality and identification of simulated defects in mandibular condyle on cone beam computed tomography exam reconstructed in different protocols

Palavras-chave em Inglês:

Temporomandibular joint

Diagnostic imaging

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Mestre em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Paulo Sérgio Flores Campos [Orientador]

Chistiano de Oliveira Santos

Solange Maria de Almeida

Data da defesa: 29-09-2011

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 29 de Setembro de 2011, considerou a candidata LUANA COSTA BASTOS aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Paulo Sérgio Flores Campos".

Prof. Dr. PAULO SÉRGIO FLORES CAMPOS

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Christiano de Oliveira Santos".

Prof. Dr. CHRISTIANO DE OLIVEIRA SANTOS

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Solange Maria de Almeida".

Profa. Dra. SOLANGE MARIA DE ALMEIDA

Para minha mãe,
A ela que me deu o primeiro “sim” e todos os que
se seguiram, ofereço cada um dos meus passos!
Obrigada por confiar em mim sempre!
Te amo lindinha!

AGRADECIMENTOS

“Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina”
Cora Coralina

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, professores, funcionários, alunos e pacientes, pela oportunidade de realizar mais um sonho: o de poder participar de uma das instituições mais influentes da Odontologia brasileira. Sinto-me orgulhosa de dizer que estive aqui!

Aos Profs. Drs. Frab Bóscolo, Solange Almeida, Francisco Haiter e Deborah Queiroz que se doaram integralmente através de seus ensinamentos, me acolhendo na Radiologia e sempre encorajando seus alunos a alçarem vôos cada vez mais altos!

Ao Prof. Dr. Paulo Flores, por ter incentivado desde o início da trajetória e por ser meu orientador, aceitando dedicar seu precioso tempo a me fazer compreender cada vez mais os desafios enfrentados, sempre com muita paciência e serenidade. Com certeza a grande lição que aprendi nesse período!

À minha eterna Casa FOUFBa (Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia), base de minha formação acadêmica, meus sinceros agradecimentos pois sempre estive comigo quando mais precisei!

À minha queridíssima Prof. Dra. Viviane Sarmento, minha inspiradora e responsável pelos meus primeiros passos no incrível mundo da Radiologia! Agradeço por abrir meus olhos para enxergar cada detalhe e perceber que há inúmeras possibilidades entre o preto e o branco!

À amiga Luciana Aguiar e seus pais, Luciano e Vilma, por me permitirem utilizar os equipamentos da Clínica SORCISE (Aracaju-SE) e ainda me acolherem com tanto carinho em sua casa!

Ao Prof. Dr. Marcelo Alves “Siri”, por seu auxílio estatístico, me ajudando a delinear o projeto e tornando-o viável, meu muito obrigado pelo tempo despendido!

Às Profs. Dras. Flávia Moraes e Andréa Pontual por serem tão presentes e disponíveis pra responder todas as minhas dúvidas e aceitarem participar como avaliadoras deste trabalho.

Aos professores Drs. Frab, Paulo Caria e Deborah, que formaram a banca avaliadora do exame de qualificação, pela boa vontade e por todas as valiosas informações acrescentadas ao trabalho!

Aos professores Drs. Paulo Flores, Solange e o querido amigo Christiano Oliveira, por aceitarem bondosamente integrar a banca avaliadora da defesa, engrandecendo ainda mais minha formação!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

“O valor das coisas não está no tempo que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis.”

Fernando Sabino

Fonte de toda a força necessária, agradeço a Deus por me conceder todas as condições para cumprir este desafio. Sentindo sua presença das mais variadas maneiras, fortaleci a minha fé na vida e aprendi a abandonar a minha própria em Suas mãos!

Meus pais, Monica e Clínio, que me aceitaram em suas vidas e mudaram tantos planos em favor de mim. Saibam que passarei todos os meus dias sendo grata por cada sacrifício feito e tentando recompensá-los através de minhas conquistas! À minha lindinha (mamãe), minha grande e primeira amiga, desculpe por ter imposto a dor da distância, sei que é um preço muito alto, mas espero que a felicidade deste momento seja suficiente pra te fazer sorrir, e isto já me basta!

Meus irmãos, Bibi e João que mesmo a pouca convivência não consegue negar os nossos laços e o carinho desprendido que existe entre nós e a Kitty (minha madrastra) por me incentivar e compreender a difícil arte de ser professora.

Meus avós, Deguinha e Clovinhos, pelo carinho imensurável, por me acolherem tantas vezes e pelas peculiaridades de cada um, uma prova de que os opostos se atraem graciosamente!

Minha tia e dinda Clau, pelo companheirismo, por vibrar comigo nas vitórias e ter sempre os braços abertos pra mim!

Meu primo-irmão Dan, pelas grandes idéias, alegres momentos, inteligentes questionamentos, mente inquieta e irrefreável vontade de seguir em frente!

Minha eterna coisa fofa, meu afilhado Binho, exemplo de confiança, que alegra meus dias do jeitinho sarcástico que só ele sabe ter!

Meus tios e minhas maravilhosas tias, por cada brincadeira, cada mensagem, cada abraço apertado, serão eternamente a minha grande torcida!

Meus primos: como descrever tanta cumplicidade em uma palavra tão pequena? Nossas conversas e encontros esporádicos provam que o “gene Bastos” é imutável e permanecerá assim por muitas gerações!

Meus amigos do Colégio Diplomata (em especial Sarinha, que conseguiu vencer a distância e se fazer sempre presente!): mesmo passados tantos anos e tantas metamorfoses, seremos um para o outro como as crianças que se conheceram no primário. A pureza de nossa amizade é algo raro, aceitar a diversidade de cada um de nós é um exemplo, seguir caminhos diferentes é o destino, mas a nossa origem define tudo o que sempre seremos! Carinho eterno!

Aos amigos que conheci pela fé na Paróquia Nossa Senhora da Luz. Mesmo distante, a torcida de vocês chegava até mim. Obrigada pelas orações constantes, pelo abraço de acolhimento em cada retorno e por não se esquecerem de mim nunca! É muito bom saber que pertencem a essa família divina!

Meus companheiros de vida odontológica, amigos da FOUFBa: que jornada enfrentamos! E que gratificante lembrar-se de tudo, dos melhores anos de nossas vidas! Agradeço pelo presente que cada um foi pra mim e por tê-los ainda hoje tão constantes em minha vida! Obrigada a cada uma das inúmeras visitinhas, alegraram a minha estadia em Piracicaba!

Aos moradores do apartamento 54, Dudu, Liu e Fred: como descrever essa estranha união entre nós? Talvez tenha sido isso mesmo, um verdadeiro casamento: brigas, divergências, mas também alegrias e momentos impagáveis dividindo o mesmo teto! Tudo o que uma verdadeira convivência pode proporcionar!

A Dudu, que mesmo por pouco tempo, me mostrou que é possível levar a vida mais leve! Dono de um coração gigantesco e pureza de criança! Fico feliz em ver o seu crescimento humano, exercendo esse novo papel de pai.

A Liu, meu “carrapato-oficial” desde os 9 anos de idade! Na época das franjas, ninguém poderia sequer imaginar que chegaríamos a este ponto! Amiga, obrigada por todos os momentos, desde a luta pelos pequenos espaços no armário às risadas, danças, música alta e conversas que varavam a madrugada! Acho que apesar das dificuldades conseguimos firmar ainda mais este nosso laço e espero que não desate nunca!

A Fred, a minha maior surpresa. Nunca poderia prever tamanha cumplicidade, uma pessoa pura, que não mede esforços pelos amigos. A depender do momento meu amigo, meu conselheiro, meu professor, meu irmão, meu filho. Na verdade, só agora percebo o que você realmente é: meu anjo da guarda, que estava sempre por perto, quando mais ninguém podia estar! Te guardarei com muito carinho e espero que não se esqueça de mim, e me perdoe por puxar tanto a sua orelha, faça isso porque te adoro!

À Radio

Aos coleguinhas radiológicos: Amandita, Bela, Bia, Carlota, Deborinha, Fred, Laurita, Manú e Monike. Formamos uma mistura única: todo o Brasil (e até o Peru!) geraram a turma do mestrado em Radiologia 2009/2010. Sotaques, palavras, jeitos e trejeitos antes incompreensíveis, agora retratam nossa identidade! Todos nós passamos por momentos difíceis na complicada tarefa de construir um novo lar fora de casa. Hoje, após 2 anos, somos novas pessoas e construímos uma verdadeira amizade, baseada na cumplicidade, compaixão, carinho, compreensão e é lógico muitas risadas, marca registrada dessa turma “Are Baba”! Adoro vocês demais amiguinhos!

Um carinho especial pra Bela, em quem encontrei uma irmã mais velha, por seu cuidado, preocupação, conselhos e conversas e por todos os momentos em que me acolheu em sua família, me agraciando com as presenças mais doces e divertidas de Clari e Dudu.

Aos queridos doutorandos: Annete, Carolzinha, Dani, Lú, Matheus “White” e Sausalidro. Vocês que me receberam tão bem, que não fizeram distinção, seja dentro ou fora da FOP, que mostraram que o mestrado e o doutorado podem caminhar lado a lado, agradeço pela forte amizade que criamos e pelos momentos de muitas alegrias que vivemos. Cada um, da sua maneira, me conquistou e é lembrança pra toda vida!

Ao povo do “doutorado velho”: Allyne, Dani Pita, Dani Frota, Ellen e Letícia. Obrigada pelos experientes “helps” e pelos divertidos encontros nas visitas de vocês e nos congressos.

E à equipe da Radio: Lú, a melhor de todas as secretárias do mundo! Nunca poderei agradecer suficientemente todos os galhos (verdadeiras árvores!) que você me quebrou! Obrigada também pelas conversinhas infinitas em sua sala! Fer e Val, meus queridos técnicos, mais do que a imagem perfeita, compartilhamos lembranças da nossa terrinha e muitas risadas! E Giselda, a verdadeira “faz-tudo” na nossa clínica, obrigada pela eficiência e também pelo cafezinho ma-ra-vi-lho-so!

:D

A Vitor,

A você que redefiniu a minha vida em todos os sentidos.
Que me ensinou o real significado de tantas e tantas coisas.
Que me respondeu muitas dúvidas.
E também ajudou a formular muitas outras perguntas.

A você, pra quem o céu não é o limite, é apenas a extensão de um algo mais.
Que adotou meus sonhos e cuidou deles como se fossem os seus.
Que acreditou e confiou em minhas teorias, mesmo sem compreendê-las algumas vezes.

A você que se tornou meio “dentista por osmose”, só pra me agradar.
Que é dono de uma paciência sem limites, inúmeras vezes posta à prova por minhas lágrimas.
Que soube magicamente vencer tantos quilômetros de distância, mesmo sem ser capaz de “desaparatar”.

A você, por compreender o começo de tudo isso e ter se permitido estar comigo nessa jornada.

Toda a minha gratidão não conseguiria caber nessas últimas palavras, extrapola, e muito, a tinta e o papel. Mas mesmo assim, preciso te dizer:

MUITO OBRIGADA POR TUDO!

.*
;

*“Tua caminhada ainda não terminou...
A realidade te acolhe
Dizendo que pela frente
O horizonte da vida necessita de tuas palavras
E do teu silêncio.*

*Se amanhã sentires saudades,
Lembra-te da fantasia e
Sonha com tua próxima vitória.*

*Vitória que todas as armas do mundo jamais conseguirão obter,
Porque é uma vitória que surge da paz
E não do ressentimento.*

*É certo que irás encontrar situações
Tempestuosas novamente,
Mas haverá de ver sempre
O lado bom da chuva que cai
E não a faceta do raio que destrói.*

*Tu és jovem.
Atender a quem te chama é belo,
Lutar por quem te rejeita é quase chegar à perfeição.
A juventude precisa de sonhos
E se nutrir de lembranças,
Assim como o leito dos rios
Precisa da água que rola
E o coração necessita de afeto.*

*Não faças do amanhã
O sinônimo de nunca,
Nem o ontem te seja o mesmo que nunca mais.
Teus passos ficaram.
Olhes para trás...
Mas vá em frente
Pois há muitos que precisam que chegues
Para poderem seguir-te.”*

Charles Chaplin

RESUMO

Os objetivos do presente estudo foram: avaliar, através de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico reconstruídos em nove protocolos, a capacidade de detecção de defeitos cavitários simulados no côndilo; e determinar subjetivamente a qualidade dessas imagens. Os defeitos foram criados com pontas diamantadas esféricas de três diâmetros diferentes (numerações 1013, 1016 e 3017) em 20 côndilos de 10 mandíbulas secas. As cavidades tinham o diâmetro da ponta utilizada (1,2, 1,8 ou 2,5mm) e profundidade correspondente à metade do diâmetro, resultando em defeitos que envolviam apenas a região cortical ou também a medular. As mandíbulas foram submetidas ao exame de tomografia computadorizada de feixe cônico e, a partir de um único protocolo de aquisição, foram realizadas reconstruções multiplanares seguindo nove protocolos diferentes com base na espessura do corte (0,2, 0,6 ou 1,0mm) e filtro (*none* - imagem sem filtro, *Sharpen Mild* e *S9*) utilizados. As imagens parassagitais geradas foram avaliadas por dois radiologistas com experiência em tomografia computadorizada. Os avaliadores, em duas diferentes sessões, deveriam indicar a existência ou inexistência dos defeitos, localizando-os (superfície superior ou posterior) quando presentes, e atribuir escores ao grau de definição da cortical condilar, à qualidade da visualização dos defeitos e à qualidade geral das imagens. Os dados gerados foram então tabulados e submetidos à análise estatística utilizando os coeficientes de Kappa (simples e ponderado) e os testes de McNemar e de simetria para testar a concordância inter e intra-avaliadores e, para comparar as taxas de acerto, foi utilizado o Teste do Qui-Quadrado. Também foi feita uma análise de variância (Teste de Tukey) para contemplar o efeito dos protocolos empregados. A proporção de acertos foi significativamente superior ($p < 0,01$) à proporção de erros para as duas superfícies observadas. Quando as médias de acertos foram comparadas, apenas para os defeitos na superfície posterior, foi encontrado um valor significativamente inferior para o Protocolo 7 (1,0mm e filtro *none*). Com relação à qualidade subjetiva das imagens, o Protocolo 9 (1,0mm e filtro *S9*) apresentou médias significativamente mais baixas para a definição da cortical condilar, qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior e qualidade geral da imagem. O Protocolo 3 (0,2mm e filtro *S9*) teve média inferior, porém sem diferir estatisticamente dos demais, para a visualização dos defeitos na superfície posterior. Concluiu-se que a técnica se mostrou qualificada para identificação dos defeitos estudados e a maioria dos protocolos foi adequada para este fim. Com relação à qualidade subjetiva das imagens, deve-se evitar a combinação entre a espessura de corte de 1,0mm e o filtro *S9*. O filtro *Sharpen Mild* (independente da espessura de corte empregada) mostrou-se o mais equilibrado para a obtenção de imagens de qualidade adequada à identificação de defeitos cavitários na superfície articular do côndilo de mandíbulas secas.

Palavras-chave: tomografia computadorizada de feixe cônico, côndilo mandibular, lesões ósseas, qualidade de imagem

ABSTRACT

The objectives of this study were to assess the ability to detect simulated cavitory defects in the condyle, using nine different reconstruction protocols of cone beam computed tomography scans; and to determine subjectively the quality of these images. Bone defects were created with spherical diamond tips of three different diameters (# 1013, 1016 and 3017) in 20 condyles of 10 dry mandibles. The defects had the same diameter as the tips (1.2, 1.8 or 2.5mm) and the depth corresponded to half diameter. This resulted in defects involving only the cortical or the medullar bony region too. The mandibles were submitted to cone beam computed tomography exam and, from a single acquisition protocol, multiplanar reconstructions were performed with nine different protocols based on section thickness (0.2, 0.6 or 1.0mm) and filter (*none* - no image filter, *Sharpen Mild* and *S9*) used. Two radiologists experienced in computed tomography evaluated cross-section images. The evaluators, in two different sessions, indicated the presence of the defects and also, they were asked to locate them (superior or posterior surfaces). Besides, they assigned scores to the degree of the condylar cortical definition, quality of visualization of defects and overall image quality. All data was tabulated and analyzed statistically using Kappa coefficients (simple and weighted) and McNemar's and symmetry tests to check the inter and intra-rater reliability and, to compare the accuracy rates, were used the Chi-Square Test. Analysis of variance (Tukey Test) contemplated the effect of the protocols used for each question. The proportion of the correct answers was significantly higher ($p < 0.01$) to the proportion of errors observed for the two surfaces. When the averages of correct answers were compared, only for defects on the posterior surface, a significantly lower value was found for the Protocol 7 (1.0mm and *none* filter). With respect to subjective quality of images, the Protocol 9 (1.0mm and *S9* filter) showed significantly lower averages for the condylar cortical definition, quality of visualization of superior surface defects and overall image quality. Protocol 3 (0.2mm and *S9* filter) presented lower average, but not statistically differ from the others, for the visualization of defects on the posterior surface. In conclusion, the protocols have proved suitable for the identification of cavitory defects in the mandibular condyle. With respect to subjective quality of images, the combination of thickness of 1.0mm and *S9* filter should be avoided. The *Sharpen Mild* filter (regardless of the thickness used) was the most balanced to obtain images of sufficient quality to identify cavitory defects in the articular surface of dry mandibles condyles.

Key Words: cone beam computed tomography, mandibular condyle, bone lesions, image quality

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAOMR	-	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
ATM	-	Articulação Temporomandibular
CCD	-	<i>Charge Coupled Device</i>
DTM	-	Desordem Temporomandibular
FOV	-	<i>Field of view</i>
IRM	-	Imagem por Ressonância Magnética
Kv	-	Quilovolt
mA	-	Miliampere
MPR	-	<i>Multiplanar Reconstruction</i>
mSv	-	Milisievert
OA	-	Osteoartrose
TC	-	Tomografia Computadorizada
TCFB	-	Tomografia Computadorizada <i>Fan Beam</i>
TCFC	-	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
TCH	-	Tomografia Computadorizada Helicoidal
TCMD	-	Tomografia Computadorizada <i>Multidetector</i>
TCSD	-	Tomografia Computadorizada <i>Single Detector</i>
TFCA	-	Tomografia Frontal Corrigida Axialmente
TSCA	-	Tomografia Sagital Corrigida Axialmente
USAR	-	Ultra-som de Alta Resolução

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAL E MÉTODOS	28
5 RESULTADOS	42
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÕES	61
REFERÊNCIAS	62
APÊNDICE	70
ANEXO	72

1 INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular (ATM) representa a relação entre o osso temporal (mais especificamente a sua porção petrosa) e a mandíbula (côndilos mandibulares). O componente articular temporal se divide em fossa articular, uma concavidade de profundidade média de 7mm; e eminência articular, proeminência anterior que é sobrepujada pelos côndilos durante sua função. Os côndilos por sua vez representam as extremidades póstero-superiores da mandíbula, têm cerca de 2cm de largura e 1cm no sentido ântero-posterior (Campos PSF *et al.*, 2008; Marques *et al.*, 2009). Seu formato, numa vista coronal, pode variar entre convexo (mais comum), plano, angulado ou arredondado (típico de crianças) e acredita-se que seja determinado pelo tipo de mastigação e assim pode mudar ao longo da vida. Ao contrário da maioria das articulações sinoviais, que são recobertas por tecido cartilaginoso, os componentes ósseos da ATM apresentam um recobrimento fibro-cartilaginoso de espessura não-uniforme. Entre os componentes ósseos está interposto o disco articular, fibroso e de espessura variável, que visto lateralmente apresenta-se achatado na sua porção central e mais espesso nas extremidades. O disco tem a função de impedir o contato direto entre os ossos, evitando assim degenerações, desgastes e outras alterações. Envolvendo todo esse conjunto existe uma cápsula articular de camada dupla: a externa, fibrosa, permite a distensão necessária durante o movimento; a interna, sinovial, produz o líquido sinovial que lubrifica as superfícies e ainda nutri o disco e remove os produtos de degradação do metabolismo. Existem ainda outros componentes como os ligamentos intra e extra-capsulares (responsáveis por relacionar as estruturas, limitar e estabilizar os movimentos), músculos mastigatórios (que realizam os movimentos funcionais da articulação), nervos e vasos sanguíneos.

A ATM pode ser definida como uma articulação gínglimo-deslizante, pois integra movimentos de rotação contra a superfície da fossa articular (primeiro momento de abertura bucal) e de deslizamento, quando o côndilo translada ao longo da eminência (segundo momento de abertura). Apesar de ser bilateral, ela trabalha de maneira integrada como se fosse apenas uma unidade funcional.

Assim como as outras articulações, a ATM está sujeita a diversas situações desfavoráveis, como desordens funcionais (disfunções temporomandibulares), traumatismos, alterações metabólicas, neoplasias e doenças inflamatórias, imunomediadas, infecciosas e degenerativas que, por sua vez, levam a alterações e causam desequilíbrio entre seus componentes.

Dentre o grupo das disfunções temporomandibulares (DTM), o deslocamento de disco sem redução parece estar associado a um risco aumentado de desenvolver doenças degenerativas, como a osteoartrose (Campos MIG *et al.*, 2008; Campos *et al.*, 2009; Tsuruta *et al.*, 2003).

As principais alterações metabólicas que podem interferir na ATM são a gota (acúmulo de quantidades excessivas de ácido úrico sob a forma de cristais de urato monossódico nos tecidos articulares) e a pseudogota ou condrocalcinose (que por sua vez é o acúmulo de cristais de pirofosfato de cálcio) que desencadeiam episódios inflamatórios (artrites) de severidade variável (Kumar *et al.*, 2008).

As doenças inflamatórias (artrite reumatóide, artrite idiopática juvenil, artrite psoriásica, espondilite anquilosante, lúpus eritematoso sistêmico, esclerodermia) são bastante heterogêneas quanto à sua patogenia, envolvendo desde complexos imunes a fatores genéticos ainda não completamente elucidados (Santos *et al.*, 2005). Em comum, têm a sintomatologia dolorosa, crepitações e ruídos, sensibilidade à palpação e rigidez ao realizar função (Isberg, 2005).

Determinadas condições infecciosas também podem acometer a ATM, como é o caso da gonorréia, tuberculose, borreliose de Lyme e, mais frequentemente, infecções causadas por *Streptococcus hemolítico*. Os sinais clássicos de febre, eritema e edema estão presentes e auxiliam no diagnóstico diferencial. O edema causa aumento do espaço articular e dor pulsátil (Isberg, 2005; Kumar *et al.*, 2008).

A doença articular degenerativa, ou osteoartrose, é a condição patológica mais comum a envolver a ATM (Alexiou *et al.*, 2009). Pode ser classificada em dois tipos: primária, acometendo idosos e com etiologia desconhecida e; secundária, podendo ocorrer em qualquer faixa etária e causada por fatores traumáticos, deslocamentos do disco, hipermobilidade articular (lassidão) e doenças inflamatórias (Campos MIG *et al.*, 2008).

Sua patogenia decorre de uma ruptura do tecido de recobrimento devido a um desequilíbrio entre a carga funcional/processos catabólicos e a capacidade de resistência/reparação. A produção de proteoglicanas (presentes no líquido sinovial) é diminuída e o atrito entre as superfícies se torna evidente. Nesse momento a articulação tenta um esforço final para reparar os danos fabricando uma fibrocartilagem hiperplásica, entretanto, quando esta não é efetiva, haverá abrasão do revestimento articular e em seguida das superfícies ósseas subjacentes.

De maneira geral, todas essas condições patológicas causam alterações que se iniciam no tecido de recobrimento e podem progredir e envolver os ossos. Os principais achados radiográficos são aplainamento, esclerose, formação de osteófitos, erosões, reabsorção da cabeça do côndilo e da fossa articular e redução dos espaços articulares (Alexiou *et al.*, 2009), além de edema ou esclerose medular e mesmo corpos livres no espaço articular (Campos *et al.*, 2005; Campos MIG *et al.*, 2008).

No caso específico dos côndilos mandibulares, as erosões, variando de pequenas lesões à completa ausência dessas regiões ósseas, são as segundas alterações degenerativas mais frequentemente percebidas nos exames radiográficos, ficando atrás somente dos aplainamentos (Berni Neto *et al.*, 2003; Alexiou *et al.*, 2009; Larhein *et al.*, 1981). Sua imagem é descrita como uma área focal no côndilo com diminuição da densidade da superfície articular cortical e do osso medular subjacente.

Como já citado anteriormente, alterações erosivas no côndilo comumente ocorrem durante diversas condições patológicas e também em articulações com deslocamento do disco crônico, quando o disco articular não pode mais atuar como um absorvedor de forças de estresse da ATM (Campos MIG *et al.*, 2008; Hatcher *et al.*, 1997; Kurita *et al.*, 2001; Tsuruta *et al.*, 2003). A erosão condilar representa o estágio inicial das alterações degenerativas, indicando que a ATM está instável e alterações das superfícies ósseas estão ocorrendo. As erosões podem evoluir comprometendo seriamente a estrutura condilar, diminuindo o espaço articular e provocando mordida aberta anterior e, em alguns casos, anquilose (Santos *et al.*, 2005). A degradação condilar geralmente é acompanhada pela formação compensatória de osso no teto da fossa articular, que pode ser visível

radiograficamente, para ajudar a distribuir o estresse aumentado na ATM (Tsuruta *et al.*, 2003).

Em pacientes jovens, as erosões podem afetar a cartilagem de crescimento subjacente podendo levar a distúrbios como micrognatia, inclinação e crescimento em sentido posterior da mandíbula, assimetrias, assim como vários tipos de maloclusões (Huntjens *et al.*, 2008; Isberg, 2005).

Em estágios mais avançados das alterações degenerativas, quando o corpo já está se adaptando para reparar a articulação, podem estar presentes osteófitos. Eles se formam para estabilizar e estender a superfície da articulação, numa tentativa de melhor resistir às forças mastigatórias, e representam áreas de neoformação fibrocartilaginosa e óssea que aparecem radiograficamente como um crescimento ósseo marginal (Hussain *et al.*, 2008).

Assim, o estadiamento das alterações ósseas da ATM é potencialmente útil na determinação da progressão das doenças que acometem esta estrutura. Os exames por imagem são extremamente importantes na detecção precoce de lesões erosivas, uma vez que essas podem ser as primeiras manifestações locais de determinadas condições sistêmicas graves. Diversos autores vêm pesquisando a capacidade dos exames por imagem em detectar esse tipo de lesão. Mais recentemente, os estudos têm privilegiado a Tomografia Computadorizada (TC), sobretudo a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC), para este fim. Não há consenso, entretanto, a respeito dos protocolos de aquisição e de reconstrução de imagem que melhor se prestem a este tipo de diagnóstico, o que justifica estudos com tal objetivo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Detecção de defeitos erosivos na ATM

Em muitos casos, o exame radiográfico da ATM é decisivo para o diagnóstico diferencial e para o diagnóstico final de diversas condições. A American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology (AAOMR) avaliou as vantagens e desvantagens de cada técnica de imagem na avaliação das estruturas da ATM e estabeleceu as indicações para o uso de cada uma delas, embora não tenha tratado especificamente de alterações erosivas (Brooks *et al.*, 1997).

A presença de erosões é um sinal radiográfico de que um processo degenerativo ativo pode estar ocorrendo na articulação (Santos *et al.*, 2005). Para ser capaz de identificar precisamente a erosão, uma imagem clara da articulação e das estruturas adjacentes é necessária. Alguns trabalhos concluem a favor da tomografia sagital corrigida axialmente (TSCA), enquanto outros apontam para o uso da TC (tomografia computadorizada), embora ainda não haja concordância sobre qual técnica deva ser considerada padrão-ouro (Hussain *et al.*, 2008).

Na literatura consultada encontram-se relatos da utilização de diversas modalidades de imagem para avaliação de defeitos cavitários erosivos na ATM.

2.1.1 Radiografias convencionais

Nas técnicas convencionais (como as projeções transcraniana lateral oblíqua e pósterio-anterior), a trajetória do feixe de raios X e a excessiva sobreposição das estruturas cranianas não permitem uma imagem clara dos componentes ósseos da articulação (Omnell e Petersson, 1976). A representação radiográfica dos côndilos geralmente não corresponde à sua real morfologia, pois, devido à angulação do feixe de raios X, seus contornos superior, inferior, lateral e medial podem adotar posições invertidas, dificultando o diagnóstico (Isberg, 2005).

A menos que as lesões na ATM sejam extensas, elas não podem ser adequadamente diagnosticadas com radiografias convencionais (Honda *et al.*, 2007). Assim, atualmente, não há mais razões para adotar o uso de radiografias convencionais (ou mesmo a combinação entre elas) para diagnosticar erosões. Radiografias convencionais são

usadas principalmente como estudo inicial para avaliar uma possível DTM (Hussain *et al.*, 2008).

2.1.2 Radiografias panorâmicas

Devido à facilidade de realização, baixo custo e grande área anatômica representada, a panorâmica é muito utilizada para avaliar a ATM. Pedersen *et al.* (2001) analisaram 169 radiografias panorâmicas de pacientes com artrite idiopática juvenil, encontrando 62,1% de reabsorções condilares e concluíram que para grandes destruições ósseas a panorâmica pode ser útil como avaliação inicial.

Entretanto, existem limitações técnicas que podem levar a diagnósticos pouco acurados e, assim, os especialistas recomendam que a avaliação radiográfica da ATM não seja baseada apenas na radiografia panorâmica (Santos *et al.*, 2005).

Tendo como padrão-ouro a tomografia sagital, as panorâmicas obtidas com diferentes aparelhos resultaram em grandes alterações no formato do côndilo nas imagens, dependendo da sua morfologia (Mawani *et al.*, 2005).

Ainda, a radiografia panorâmica representa as estruturas com grande distorção e sobreposição anatômica, devido à angulação negativa do feixe de raios X, especialmente sobre o côndilo, gerando uma projeção sagital em que a sua superfície lateral se apresenta anteriorizada e é comum e erroneamente interpretada por muitos profissionais como sendo a superfície medial, e assim a localização de alterações pode ser substancialmente prejudicada (Fallon *et al.*, 2006).

2.1.3 Escanografia

A escanografia é a técnica que utiliza aparelhos panorâmicos para gerar imagens da ATM em diferentes planos, a partir de programas de aquisição específicos. Alguns desses programas resultam em duas projeções, uma sagital e uma coronal, de cada uma das articulações; outros resultam em duas projeções sagitais, uma em boca fechada e uma em boca aberta. Nos dois casos, ambas as articulações são representadas juntas no mesmo filme, permitindo ao observador ver a ATM em relação à sua movimentação no plano sagital (Katzberg e Westesson, 1994). O princípio desses programas é a diminuição

do ângulo de projeção do feixe de raios X em relação ao eixo condilar (de aproximadamente 30°, nas radiografias panorâmicas, para 20° a até 0°, na escanografia), produzindo assim imagens em que a localização das superfícies lateral e medial do côndilo está corretamente representada (Honey *et al.*, 2007).

Honey *et al.* (2007) compararam a acurácia de diagnóstico de diversos métodos de imagem utilizados para avaliar ATM, entre eles a radiografia panorâmica e a escanografia (uma projeção sagital e uma coronal) digitalmente adquiridas, na detecção de defeitos previamente existentes, que tinham entre 5mm e 10mm na sua maior extensão, na superfície lateral de 37 côndilos de mandíbulas humanas secas. Os defeitos não foram simulados e sim provenientes de danos físicos, pois as peças anatômicas eram utilizadas em atividades acadêmicas. A área abaixo da curva ROC, pra cada um dos 10 avaliadores, variou entre as duas modalidades: curiosamente a acurácia de diagnóstico da radiografia panorâmica foi estatisticamente maior ($64\% \pm 11\%$) do que a da escanografia ($55\% \pm 11\%$) ($p = 0,0063$). Os autores sugeriram como possível explicação o fato de os avaliadores estarem mais familiarizados com a imagem panorâmica tradicional do que com a escanografia, que, como citado, tem uma representação radiográfica diferenciada das estruturas ósseas articulares.

Hintze *et al.* (2009) compararam a acurácia de diagnóstico da radiografia panorâmica com a escanografia (projeções sagitais em boca aberta e boca fechada) na detecção de alterações ósseas (aplainamentos, defeitos cavitários e osteófitos, decorrentes de alterações patológicas *in vivo*) em 159 articulações de mandíbulas secas. Ambos os exames também foram adquiridos através de sistema digital. O padrão-ouro foi a visualização macroscópica direta das peças. Segundo os três avaliadores, a representação do côndilo estava com qualidade de diagnóstico em 143 imagens, destas, 66 (46,2%) apresentaram defeitos cavitários, considerando o padrão-ouro. A avaliação foi pobre na detecção dos defeitos, tendo sensibilidade média de 4% para a panorâmica e 18% para a escanografia. Por outro lado, os avaliadores foram muito melhores na identificação correta dos côndilos sem alterações, pois a média da especificidade para ambos os métodos foi alta, 99% e 96%, respectivamente. Estes valores indicam que a fração de registros falso-positivos foi baixa. Como não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os

métodos, os autores concluíram pelo uso daquele mais simples de realizar, a radiografia panorâmica, ressalvando, entretanto, que esta imagem é pouco adequada para visualização dos componentes temporais da articulação.

2.1.4 Tomografia Convencional

A tomografia convencional foi durante muito tempo recomendada como a técnica mais acurada para avaliação da ATM, em lugar das técnicas radiográficas convencionais, uma vez que os tomogramas sofrem menos distorção, são anatomicamente acurados (quando obtidos seguindo a orientação individual do côndilo, as chamadas “tomografias corrigidas”), representam a articulação na sua extensão total e têm sobreposição reduzida das estruturas ósseas adjacentes (Klein *et al.*, 1970).

Nos estudos com espécimes de ATM obtidas em autópsia, a tomografia tem representado as estruturas ósseas melhor do que a radiografia transcraniana (Eckerdal e Lundberg, 1979; Omnell e Petersson, 1976; Lindvall *et al.*, 1976; Bean *et al.*, 1977). Larheim (1981) relatou uma maior frequência de alterações ósseas articulares observadas nos tomogramas do que nas radiografias convencionais e panorâmicas de pacientes com artrite reumatóide.

Rohlin *et al.* (1986) avaliaram o valor da TSCA (quando uma projeção submento-vértice é feita previamente para orientar a melhor angulação em relação aos côndilos) para distinguir ATMs com e sem alterações degenerativas (erosões e osteófitos). Tomogramas sagitais e coronais corrigidos foram feitos utilizando-se 44 espécimes de autópsia. A interpretação das radiografias foi feita independentemente com exames macroscópico e microscópico. Os tomogramas sagitais identificaram 86% das alterações nas ATMs, com uma identificação adicional de 14% vinda dos tomogramas coronais.

Rohlin e Petersson (1989) viram um aumento da acurácia da TSCA com o aumento no tamanho das alterações erosivas. Também relataram que a localização do defeito (se no côndilo ou na fossa/eminência) pode influir na acurácia do diagnóstico.

Cholitgul *et al.* (1990) avaliaram a TSCA na detecção de lesões (incluindo cistos, erosões, osteófitos e esclerose) da ATM, usando 30 espécimes de autópsia. As lesões foram verificadas histologicamente. Com relação à detecção dos cistos e erosões, os

resultados verdadeiros positivos foram encontrados em cerca de dois terços dos casos. A acurácia de diagnóstico foi alta, variando entre 80% a 87%, sendo a sensibilidade e especificidade de 67-90% e 73-93%, respectivamente. A experiência dos observadores em avaliar exames de ATM também foi referida como sendo muito importante, e os bons resultados no diagnóstico foram atribuídos ao uso de tomogramas de referência mostrando exemplos de articulações híidas e outras com as alterações que deveriam ser avaliadas. Os autores concluíram que a TSCA parece ser o método de imagem de maior validade para diagnosticar erosões na ATM.

Flygare *et al.* (1995) estudaram o valor diagnóstico da TSCA para detectar alterações erosivas em 39 espécimes de ATM autopsiadas. A avaliação microscópica foi utilizada para determinar a extensão das alterações erosivas na ATM. Os avaliadores também receberam tomogramas de referência. A sensibilidade na detecção das alterações erosivas foi baixa para o côndilo (58%), entretanto a especificidade foi alta (89%). A extensão das erosões também foi subestimada pela TSCA, mesmo depois de uma reavaliação das imagens. Isto mostra que alterações degenerativas precoces não podem ser detectadas usando-se TSCA e que métodos alternativos são necessários.

Berni Neto *et al.* (2003) avaliaram tomografias sagitais e coronais de 48 pacientes com sintomatologia dolorosa articular em busca de alterações degenerativas encontrando 33,3% de defeitos cavitários nos côndilos.

Além de comparar a acurácia de diagnóstico da radiografia panorâmica e da escanografia, Honey *et al.* (2007) avaliaram ainda a TSCA na detecção de danos físicos à superfície lateral de 37 côndilos secos e encontraram acurácia significativamente superior da técnica panorâmica ($64\% \pm 11\%$) em relação à escanografia ($55\% \pm 11\%$) e também à TSCA ($58\% \pm 15\%$) ($p = 0,0063$ e $p = 0,013$, respectivamente). Os autores reafirmaram que a possível razão para este achado inesperado seria que os observadores eram mais familiarizados com a imagem panorâmica do que com os outros métodos utilizados.

No estudo de Hintze *et al.* (2009) foi feita a comparação entre a acurácia de diagnóstico da radiografia panorâmica, da escanografia (experimento descrito anteriormente) e ainda da TSCA na detecção de alterações ósseas em 159 côndilos mandibulares secos. Segundo os três avaliadores, todos os côndilos estavam representados

adequadamente e assim passíveis de ser examinados através das tomografias. Comparados os três métodos, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os componentes descritos como “não-acessíveis para avaliação radiográfica”. Mais uma vez a avaliação foi insatisfatória na detecção dos defeitos erosivos, tendo a sensibilidade média da TSCA sido de 10% (*versus* 4% da panorâmica e 18% da escanografia). A especificidade da TSCA foi intermediária (97%) entre a escanografia (96%) e a panorâmica (99%). Não sendo, portanto, observadas diferenças estatisticamente significantes entre os métodos, o mais simples, rápido e de menor dose (radiografia panorâmica) deve ser sempre o escolhido para o diagnóstico radiográfico.

2.1.5 Imagem por Ressonância Magnética

A Imagem por Ressonância Magnética (IRM), introduzida clinicamente em 1980, é atualmente a técnica de diagnóstico de escolha para anormalidades nos tecidos moles da ATM (Brooks *et al.*, 1997). É um método não-invasivo, por não determinar efeitos biológicos, e mais acurado do que a artrografia (combinação entre o uso de substâncias de contraste e técnicas radiográficas e/ou tomográficas convencionais), que foi o primeiro método desenvolvido para avaliação dos tecidos moles intra-articulares, especialmente o disco, 40 anos antes (Sano, 2000).

Inicialmente pensava-se que a IRM era inferior à TSCA na avaliação de anormalidades no osso cortical da articulação. Entretanto, alguns estudos com pacientes sintomáticos (Kirk, 1989; Larhein *et al.*, 1990) demonstraram que a IRM é igual, ou até superior, para esta finalidade específica.

Tasaki e Westesson (1993) compararam a acurácia de diagnóstico entre cortes sagitais e coronais de IRM na detecção de alterações ósseas de 55 ATMs autopsiadas e transformadas em criosecções sagitais e coronais (padrão-ouro). A acurácia, a sensibilidade e a especificidade da IRM para esta avaliação foram altas (respectivamente, 93%, 87% e 100%). Os autores salientaram ainda que as imagens coronais auxiliaram a evitar diagnósticos falso-negativos em 13% dos casos.

Campos MIG *et al.* (2008) realizaram um estudo retrospectivo com 81 pacientes, para relacionar dor articular, alterações ósseas condilares e deslocamentos de

disco, através das IRMs. Dos côndilos avaliados, 104 apresentaram alterações ósseas (sendo os osteófitos, 40%, seguidos dos defeitos erosivos, 6%, os mais prevalentes) e 58 estavam hígidos. No que se referiu aos deslocamentos de disco, em uma análise descritiva, 60% dos defeitos foram encontrados nas articulações com essa condição, principalmente nos casos sem redução. A dor foi relatada em mais da metade das ATMs que apresentavam alterações ósseas e destas, a maioria ainda apresentava algum tipo de deslocamento, embora significância estatística não tenha sido encontrada entre todos os grupos avaliados. Os autores concluíram que a dor tende a ser relatada quando alterações ósseas estão evidentes.

Alkhader *et al.* (2010) avaliaram, em 106 ATMs de 55 pacientes com DTM, a performance do diagnóstico da IRM na detecção de anormalidades ósseas, tendo a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) como padrão-ouro. As imagens tomográficas reconstruídas (parassagittais e paracoronais) tinham 1mm de espessura de corte e foram comparadas com as IRMs obtidas nos planos sagital e coronal, tendo 3mm de espessura. A concordância inter-observador foi considerada satisfatória (82%). Em 25% das articulações havia defeitos erosivos nos côndilos (de acordo com a TCFC), sendo que quando utilizada a IRM para detectá-los, a especificidade encontrada foi alta (86%), enquanto que a sensibilidade foi baixa (61%). Desse modo, os autores sugerem que o valor da IRM para a detecção de alterações ósseas na ATM deve ser considerado limitado.

As desvantagens da IRM em relação aos outros métodos de imagem seriam: contra-indicação em caso de pacientes claustrofóbicos, portadores de marcapasso ou próteses vasculares, tempo de aquisição elevado, acesso restrito, e também, no que diz respeito ao detalhamento do contorno do côndilo, artefato de susceptibilidade magnética e resolução espacial limitada (Hussain *et al.*, 2008). A espessura de corte da IRM utilizada clinicamente é de 3mm ou mais, o que pode ser muito espesso para detectar sutis defeitos ósseos (Alkhader *et al.*, 2010).

2.1.6 Ultra-som de Alta Resolução

O Ultra-som de Alta Resolução (USAR) é capaz de proporcionar a visualização tanto das estruturas de tecido mole quanto as ósseas da ATM, e é útil para detectar

aumentos de partes moles, derrames articulares, erosões e cistos sinoviais (Santos *et al.*, 2005).

Rudisch *et al.* (2006) buscaram avaliar, em 30 espécimes, a acurácia da USAR em detectar erosões do côndilo da ATM. O padrão-ouro foi a avaliação visual macroscópica. Erosões nas superfícies anteriores e laterais dos côndilos foram mais facilmente visualizadas do que aquelas localizadas medialmente, pois a superfície medial do côndilo sofre mais sobreposição da fossa articular. A sensibilidade da USAR em detectar erosões condilares foi de 95%, a especificidade de 90% e a acurácia de 93%. Assim, a USAR propiciou uma avaliação fiel das erosões condilares, sendo esta modalidade de exame, entretanto, limitada às superfícies anterior e lateral do côndilo mandibular.

A USAR parece então ser uma alternativa de exame diagnóstico viável para a avaliação de defeitos cavitários na ATM, uma vez que não é invasiva e, em relação à IRM, é mais barata, de acesso mais fácil e demanda menor tempo de exame (Honda e Bjørnland, 2006; Rudisch *et al.*, 2006; Hussain *et al.*, 2008).

Cuidados devem ser tomados com a intensidade do ultra-som, uma vez que alguns estudos sugerem um potencial para aumentar significativamente a temperatura dos tecidos e também para formar radicais livres (Hussain *et al.*, 2008).

2.1.7 Tomografia Computadorizada *Fan Beam*

Desde o seu desenvolvimento, há cerca de 30 anos, a TC vem expandindo suas possibilidades de diagnóstico, principalmente na Odontologia, e constantemente novos avanços tecnológicos são incorporados à tecnologia inicial (Hounsfield, 1995). As unidades de TC podem ser divididas em dois grupos, com base na geometria do feixe de raios X: Tomografia Computadorizada *Fan Beam* (TCFB) e Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) (Hashimoto *et al.*, 2003). Os aparelhos de TCFB são constituídos de um pórtico (*gantry*), no interior do qual há uma fonte de raios X giratória e uma (*single detector*) ou várias (*multidetector*) baterias de sensores/detectores. O feixe de raios X é fino e em formato de leque, a varredura é, via de regra, axial, e a espessura e o intervalo entre cortes são os adequados ao estudo que se pretenda realizar (Winter *et al.*, 2005). Assim, a aquisição da imagem do volume examinado se dá camada a camada, sendo possível, a

posteriori, a reformatação da imagem nos diferentes planos espaciais, inclusive a reconstrução volumétrica da estrutura (Hilgers *et al.*, 2005).

As reconstruções multiplanares (*multiplanar reconstruction* - MPR) permitem aos clínicos manipular a informação volumétrica para gerar projeções simultâneas nos três planos, todas após uma única exposição do paciente. Isto potencialmente provê eficácia clínica superior com um custo similar ou menor do que a combinação de todos os métodos tradicionais (Honey *et al.*, 2007).

Na TCFB a capacidade de atenuação de cada tecido do corpo, representados por diferentes tons de cinza, pode ser calculada numericamente através de recursos computacionais e mensurada em uma unidade própria, a Unidade Hounsfield (UH). O operador pode selecionar a extensão da escala de tons de cinza que farão parte da visualização da imagem, tornando-a mais adequada para observação de tecidos duros ou moles. A esse recurso dá-se o nome de janela. O uso de diferentes janelas permite, por exemplo, o estudo dos ossos com distinção entre a cortical e a medular óssea ou o estudo de determinadas condições envolvendo os tecidos moles (Hashimoto *et al.*, 2007; Cavalcanti, 2008).

Nos anos 90, a TCFB foi aprimorada e desenvolveu-se a tecnologia helicoidal, que envolve o movimento simultâneo do paciente (movimento horizontal) enquanto o tubo e o detector giram ao redor do eixo do pórtico, dando como resultante uma trajetória de varredura helicoidal ou espiral (Cohnen *et al.*, 2002). Esta modificação permitiu, além de uma redução no tempo do exame, uma aquisição contínua da informação a respeito da estrutura à medida que a área de interesse é varrida. Algoritmos especiais permitem a reformatação das imagens basais (axiais) em outras projeções biplanares (sagitais, coronais, parassagitais, etc), panorâmicas e reconstruções tridimensionais (Winter *et al.*, 2005). Dependendo dos parâmetros de aquisição utilizados, a dose efetiva de um exame odontológico por Tomografia Computadorizada Helicoidal (TCH) pode variar de 15 a 74 vezes mais do que aquela utilizada em radiografia panorâmica, tendo Honda *et al.* (2006) mensurado um valor médio em torno de 160mSv.

Ainda ao final da década de 90, a TCH sofreu modificações técnicas: houve a transição de um detector único (TCSD) ou duplo para o sistema *multidetector* (TCMD),

oferecendo considerável melhora na velocidade de varredura (menos rotações são necessárias para se adquirir a imagem da área de interesse) e na resolução espacial no eixo z (Hu *et al.*, 2000; Flohr *et al.*, 2005). Desde então, esse sistema tem sido progressivamente melhorado, das máquinas originais de 4 baterias de detector para as de 64 baterias, utilizadas atualmente (Winter *et al.*, 2005), e com dose média de exposição de 458mSv (Hashimoto *et al.*, 2007).

Para pacientes com massas expansivas, anquilose, artrite e osteoartrite, a TC é um excelente método e superior tanto às tomografias convencionais quanto à IRM para avaliação dos componentes ósseos da ATM (Larheim, 1981). Westesson *et al.* (1987) compararam a acurácia de diagnóstico entre cortes sagitais de TCH e de IRM na detecção de alterações ósseas (concavidades, erosões, aplainamentos e osteófitos) de 15 ATMs de espécimes de autópsia, utilizando as criosecções sagitais como padrão-ouro. O protocolo de aquisição das imagens de TC foi: 120kV, 256mA, cortes axiais de 5mm de espessura, intervalo entre os cortes de 3mm e *pixel* de 0,8mm. A TC diagnosticou corretamente 13 articulações, enquanto que a IRM diagnosticou corretamente nove. A sensibilidade e especificidade da TC na detecção de anormalidades no osso foram maiores do que aquelas da IRM (75% *versus* 50% e 100% *versus* 71%, respectivamente). Concluíram os autores que, embora não haja diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre TC e IRM na detecção de anormalidades ósseas, a TC parece representar mais finamente os detalhes corticais da articulação.

Tanimoto *et al.* (1990) compararam a capacidade de diagnóstico da TCH, para detecção de alterações ósseas estruturais na ATM, com as tomografias convencionais corrigidas em espécimes de autópsia. As alterações degenerativas foram verificadas macroscopicamente. A TCH e a TSCA foram utilizadas em 15 ATMs, e a Tomografia Frontal Corrigida Axialmente (TFCA) foi usada em 12 ATMs. Para a TCH foi utilizado o seguinte protocolo: 120kV, 350mA, espessura dos cortes de 2mm e intervalo entre eles de 3mm, matriz de 320x320, com tempo de varredura de 9s. Defeitos erosivos foram os achados mais frequentes. Dos 14 defeitos, seis foram detectados com a TSCA e cinco destes também foram observados na TCH. A TFCA não contribuiu com nenhuma informação adicional. Com relação aos defeitos encontrados no côndilo, a sensibilidade foi

a mesma para a TCH e a TSCA (43%) e a especificidade diferiu apenas ligeiramente entre os métodos (87% e 89%, respectivamente). Em conclusão, nem a TCH nem a TFCA complementaram as informações obtidas pela TSCA no diagnóstico de lesões erosivas no côndilo mandibular.

Em seu estudo, Tsuruta *et al.* (2003) avaliaram a relação entre a espessura do teto da fossa articular, as alterações ósseas do côndilo e deslocamentos de disco, utilizando TCH em 37 pacientes com DTM. Imagens tomográficas de referência serviram para definir as alterações ósseas e deslocamentos de disco. Os resultados foram obtidos em consenso entre os dois radiologistas avaliadores que observaram as reconstruções paracoronais, utilizando janelas para tecidos mole e ósseo. A erosão foi uma das alterações mais comuns, aparecendo em 24,3% dos côndilos avaliados. O teto da fossa nas articulações com côndilo erodido era significativamente mais espesso ($1,43\text{mm} \pm 0,85\text{mm}$) que o das articulações com outros tipos de alteração (nos côndilos com aplainamento, a espessura média foi de $0,72\text{mm} \pm 0,14\text{mm}$, sendo $p < 0,05$) ou sem alteração alguma (espessura média de $0,70\text{mm} \pm 0,12\text{mm}$ e $p < 0,01$). Observaram ainda que em todos os côndilos que possuíam defeitos erosivos os discos apresentavam deslocamento anterior sem redução.

Koyama *et al.* (2007) avaliaram por TCH a incidência de alterações na cortical óssea de 1.032 ATMs de 516 pacientes com DTM. As imagens axiais foram adquiridas utilizando-se 120kV, 100mA e 1mm de espessura e intervalo entre os cortes. Em seguida, as reconstruções coronais e sagitais foram obtidas com 2mm de intervalo entre os cortes e janela para tecido ósseo, utilizando o filtro *Super-High-Resolution*. Um único radiologista avaliou as imagens em duas diferentes sessões, devendo apresentar um diagnóstico conclusivo quando os resultados eram divergentes. Em 617 côndilos (63,7%) foram encontradas alterações, sendo que destas, a maioria, (197 - 19%) correspondia a defeitos corticais erosivos. Em 51 casos (102 articulações) o exame foi repetido após cerca de um ano e nesses pacientes houve um pequeno aumento da incidência dos defeitos - de 14 para 17 casos.

No estudo de Cara *et al.* (2007) foram simulados defeitos ósseos em 30 côndilos secos para comparação entre as imagens de TCSD e TCMD (com 64 baterias de detectores). Os defeitos tinham aproximadamente o diâmetro da ponta utilizada (1mm) e a

profundidade igual à metade dessa medida (0,5mm), e foram feitos nas superfícies anterior e posterior dos côndilos. O padrão-ouro era a observação macroscópica das peças. O protocolo para o exame de TCSD foi: 120kV, 150mA, 1mm de espessura e intervalo entre os cortes, matriz de 512×512 e janela para tecido ósseo. Já para a TCMD foram utilizados os seguintes parâmetros: 120kV, 300mA, 0,5mm de espessura e 0,3mm de intervalo entre os cortes, matriz de 512×512 e janela para tecido ósseo. Dois avaliadores calibrados entraram em consenso quanto à presença e localização dos defeitos cavitários sob diferentes protocolos de MPR: (1) imagens axiais de TCSD, (2) imagens axiais de TCMD, (3) imagens axiais e MPR de TCSD, (4) imagens axiais e MPR de TCMD. As maiores sensibilidade e especificidade foram encontradas para o protocolo 4 (93,1% e 100%, respectivamente, com diferença estatística entre estes protocolos, $p = 0,037$), e as menores, para o protocolo 1 (72,4% e 90,3%, respectivamente). Assim, a associação entre as imagens axiais e MPR da TCMD mostrou-se mais acurada (93,1%) que a associação entre as imagens dos outros protocolos avaliados.

Num estudo semelhante, Utumi *et al.* (2009) avaliaram defeitos erosivos simulados em 30 côndilos, usando 3 diâmetros de pontas diamantadas, para comparação de dois protocolos de reconstrução das imagens de TCMD. O protocolo de exame foi: 120kV, 300mA, 0,5mm de espessura de cortes e 0,3mm de intervalo entre eles, matriz de 1024×1024 e janela para tecido ósseo. Dois avaliadores calibrados julgaram as imagens quanto à presença e localização dos defeitos cavitários em diferentes protocolos de reconstrução: (1) imagens coronal, axial e sagital; e (2) imagens parassagittais. Não foram observadas diferenças estatísticas em relação aos locais das perfurações. A quantidade e o tamanho dos defeitos não foram analisados. Utilizando o protocolo 1, ambos os avaliadores mostraram uma concordância maior (75% e 84%), em relação ao padrão-ouro (visualização macroscópica), na análise da superfície lateral do côndilo e uma menor concordância para a superfície medial (42% e 57%). Com o protocolo 2, o avaliador 1 mostrou maior concordância para a superfície superior (79%) e menor para a medial (37%), enquanto que o avaliador 2 mostrou maior concordância para a superfície anterior (85%) e menor para a superfície posterior (63%). Os valores mais altos de sensibilidade foram encontrados para os defeitos na superfície superior e os de especificidade para os das superfícies medial,

anterior e lateral, para ambos os avaliadores e protocolos. Os autores concluíram que os defeitos nas superfícies anterior e posterior foram mais bem visualizados usando-se as imagens parassagittais, enquanto os defeitos nas superfícies lateral, medial e superior foram melhor visualizadas nas imagens coronais.

2.1.8 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

A TCFC é baseada na aquisição volumétrica, um princípio que utiliza um detector bidimensional e um feixe de raios X cônico. Essa configuração permite, com uma única rotação do sistema (Figura 1), gerar uma aquisição de toda a região de interesse (sem intervalo entre os cortes), reduzindo assim o tempo do exame (Arai *et al.*, 1999).

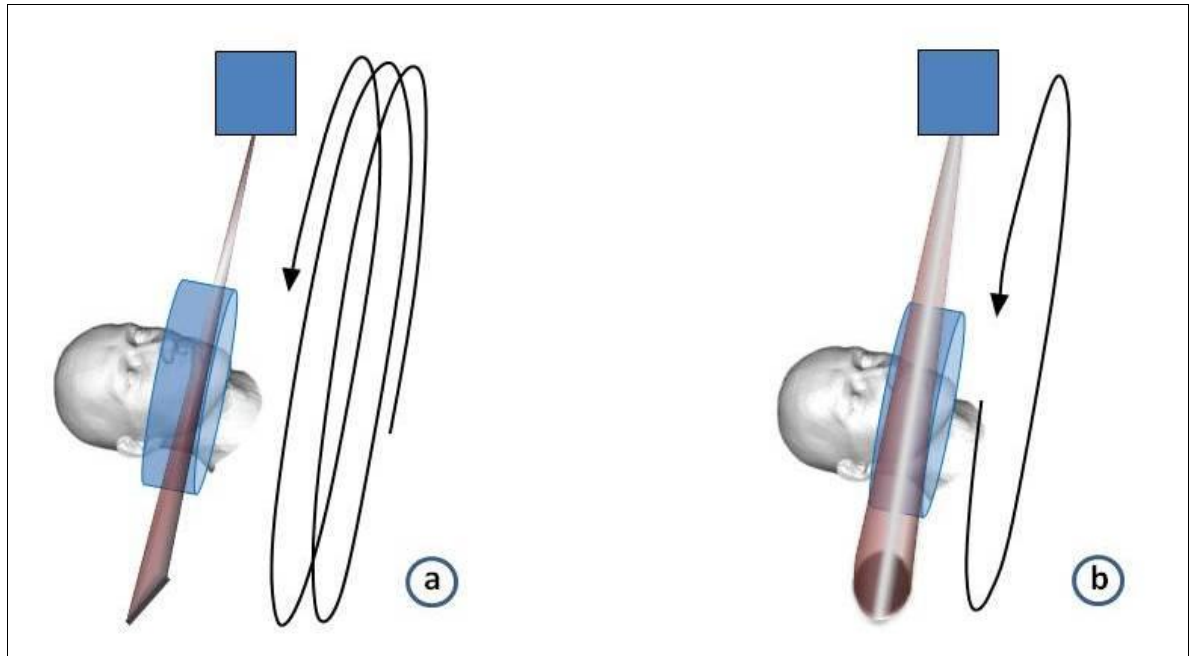


Figura 1 - a) Esquema representativo da TCH onde uma série de cortes paralelos são feitos a partir de um feixe de radiação em formato de leque. São necessárias várias voltas em torno da cabeça do paciente para adquirir a imagem; b) Esquema representativo da TCFC onde toda a informação volumétrica é capturada através de um feixe em formato cônico, que realiza uma única rotação de 360° em torno da cabeça do paciente
Fonte: adaptado de Winter *et al.*, 2005.

A altura e o diâmetro do campo de visão (*field of view* - FOV), de formato cilíndrico, pode variar entre os equipamentos e ser de tamanho reduzido (adequado para representar pequenas regiões, como um ou mais dentes) ou estendido (indicado para avaliar

maiores regiões, em exames pré-cirúrgicos por exemplo) (Arai *et al.*, 1999). Nos menores FOV's, a dose de radiação para o paciente é consideravelmente reduzida (cerca de 1,19mSv) (Honda *et al.*, 2001.a; Hashimoto *et al.*, 2003).

Outro fator que influencia na redução da dose é a emissão da radiação de forma intermitente ou pulsátil, o que significa dizer que se um aparelho leva 20s para fazer uma aquisição, a exposição em si dura cerca de 3s (porque durante o período que o detector está transferindo o sinal para o computador a emissão é interrompida) e assim a quantidade de fótons (mA) é sensivelmente reduzida quando comparada à TCFC (Honda *et al.*, 2004; Ludlow *et al.*, 2006). Em alguns equipamentos os parâmetros de exposição (mA e kV) podem ser alterados em função do paciente, em outros estes valores são fixos, o que pode gerar doses excessivas desnecessariamente (Ludlow *et al.*, 2006).

A TCFC também oferece a possibilidade de se obter MPRs e reconstruções tridimensionais através da reformatação das imagens referenciais, o que evitaria a necessidade de novos exames radiográficos posteriormente (Hashimoto *et al.*, 2007; Hintze *et al.*, 2007). Entretanto, a dose de radiação efetiva com a TCFC ainda é maior do que a de métodos radiográficos tradicionais, como radiografias periapicais de boca-completa e radiografias panorâmicas (Huntjens *et al.*, 2008; Suomalainen *et al.*, 2009). Assim, a TCFC deve substituir esses exames apenas nos casos em que a sua superioridade (alta acurácia de diagnóstico, alta reprodutibilidade, etc) exceda o seu aumentado potencial de risco biológico para o paciente (Suomalainen *et al.*, 2009).

Em relação à TCFC, além da dose reduzida, a TCFC apresenta como vantagens o menor tamanho e custo do equipamento, tornando-a mais acessível tanto para os profissionais quanto para os pacientes (Suomalainen *et al.*, 2009).

Terakado *et al.* (2000) estão entre os precursores do uso da TCFC para avaliação da ATM, descrevendo um caso de fratura condilar através deste exame. Na radiografia panorâmica eram evidentes alterações morfológicas e de posicionamento do côndilo esquerdo, embora o traço de fratura não estivesse claramente visível. Numa projeção coronal da TCFC, a fratura no colo do côndilo foi observada, havendo ainda deslocamento inferior do mesmo.

Para o estudo das alterações ósseas da ATM, a TCFC pode ser considerada como a técnica de imagem de escolha (Ludlow *et al.*, 2007). Com relação à artrite, a TCFC é, entretanto, inadequada para avaliar condições inflamatórias, como edema medular, ou os tecidos moles articulares, para este propósito, a IRM é mais indicada (Johnson, 2006).

Honda *et al.* (2006) avaliaram a confiabilidade de diagnóstico da TCFC e da TCH na detecção de anormalidades ósseas (erosões, osteófitos e esclerose) dos côndilos, a partir de 21 espécimes autopsiadas de ATM. As lesões foram confirmadas macroscopicamente. O protocolo para o exame de TCFC foi: 80kV, 2mAs, 0,125mm de espessura sem intervalo entre cortes, matriz de 240×320 e tempo de aquisição de 17s. Já para a TCH foram utilizados os seguintes parâmetros: 120kV, 80mA, 1mm de espessura e 0,3mm de intervalo entre cortes, e janela para tecido ósseo. Dois avaliadores calibrados entraram em consenso quanto à presença das anormalidades. Sensibilidade (80% e 70%), especificidade (100% e 100%) e acurácia (90% e 86%) foram igualmente altas para ambas as modalidades de imagem, entretanto não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p = 0,286$).

No estudo já citado de Honey *et al.* (2007) houve ainda a comparação entre a acurácia de diagnóstico de métodos usualmente utilizados para avaliar ATM (radiografia panorâmica, escanografia, tomografia convencional) e da TCFC na detecção de defeitos ósseos. As imagens foram reformatadas gerando projeções axiais, coronais e sagitais com 0,4mm de espessura e paracoronais com 1mm. Os autores perceberam que a TCFC teve confiabilidade e acurácia estatisticamente maiores do que todas as outras modalidades, havendo inclusive concordância intra-avaliador perfeita para um dos 10 avaliadores utilizados. Compararam ainda uma avaliação “estática” das imagens de TCFC (simples projeção do arquivo de imagem na tela) com uma avaliação “dinâmica” (onde os avaliadores tinham a possibilidade de deslizar pelas fatias do volume adquirido utilizando as ferramentas do programa). Essa possibilidade de interagir com as imagens axiais ou parassagitais determinou uma melhora significativa (20%) na acurácia de diagnóstico, quando comparada com visualização das imagens sem possibilidade de manipulação.

Hintze *et al.* (2007) compararam a acurácia de diagnóstico da TCFC com a tomografia convencional corrigida (lateral e frontal) na detecção de alterações morfológicas

(defeitos ósseos, aplainamento e osteófitos) em 159 ATMs de crânios secos, sendo o padrão-ouro a inspeção visual das mesmas. As reconstruções parassagittais e paracoronais (espessura de corte de 1mm e intervalo entre eles de 0,5mm) geradas foram comparadas com as tomografias sagittais e frontais, respectivamente, por três avaliadores. Os defeitos ósseos foram as alterações mais prevalentes nos côndilos (58,5%). A média da sensibilidade foi baixa tanto para as projeções laterais quanto para as frontais da TCFC (15% e 20%) e da tomografia convencional (15% e 21%). Já a média da especificidade foi alta em ambas as modalidades (TCFC: 95% e 96%; tomografias convencionais: 97% e 95%). Dos três avaliadores que fizeram parte do estudo, um apresentou concordância intra-avaliador perfeita (coeficiente Kappa igual a 1,000). Os autores não encontraram nenhuma diferença estatística entre estes valores, assim como quando ambas as projeções foram avaliadas em conjunto, e concluíram que a acurácia de diagnóstico de ambas as modalidades é semelhante.

Alexiou *et al.* (2009) avaliaram, e correlacionaram com a idade, a severidade de diversos tipos de alterações ósseas causadas pela osteoartrite, envolvendo a ATM de 71 pacientes sintomáticos, utilizando TCFC. Analisando isoladamente as erosões, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a idade média dos pacientes que tinham e que não tinham estas alterações ($p = 0,074$). Isto pode indicar que não há uma forte correlação entre idade e presença de erosões; entretanto, o p-valor ficou próximo ao nível de significância (0,05), o que revela uma tendência para o aumento da frequência de erosões em pacientes mais velhos, como observado em outros estudos (Hansson *et al.*, 1983; Duan *et al.*, 1999). Quando comparada a severidade das erosões com a idade, diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre a média de idade dos pacientes sem erosões (44,95 anos) e a média de idade dos pacientes com erosões moderadas (52 anos) e extensas (51,36 anos). Isto indica uma correlação estatisticamente significativa entre a severidade das erosões e a idade do paciente.

Albuquerque (2011) avaliou dois protocolos de aquisição de imagens de TCFC para diagnóstico de defeitos ósseos simulados no côndilo. As perfurações foram confeccionadas em diferentes regiões (medial, central e lateral) da superfície superior do côndilo, utilizando pontas diamantadas de três tamanhos diferentes. As peças foram

submetidas à TCFC nos protocolos de aquisição 1 (voxel de 0,4mm, tempo de aquisição de 20s, FOV de 6cm, 18,45mAs e 120Kv) e 2 (voxel de 0,25mm, tempo de aquisição de 40s, FOV de 6cm, 36,12mAs e 120Kv). As imagens foram reformatadas, impressas em filme e observadas por dois avaliadores. Os valores de Kappa encontrados para os avaliadores, independente da área, no Protocolo 2 (0,241 e 0,109) foram maiores que no Protocolo 1 (0,221 e 0,058), mas sem diferenças estatísticas significantes. Quando se avaliou as regiões separadamente, a maior concordância observada foi na região central, para ambos os avaliadores, no Protocolo 1 (0,378 e 0,270) e no Protocolo 2 (0,426 e 0,379). Ao se comparar a identificação dos diferentes tamanhos de defeitos observou-se que a maior porcentagem de falso-negativos ocorreu na identificação dos defeitos de menor diâmetro (0,9mm), para ambos os avaliadores. A autora concluiu que ambos os protocolos podem ser usados para a observação de alterações nos côndilos mandibulares, contudo o Protocolo 2 deve ser indicado para uma avaliação mais detalhada.

2.2 Qualidade de imagem por TC

A seleção do FOV determina o tamanho do *voxel* utilizado. O *voxel* é a unidade de volume da TCFC, e corresponde ao tamanho do *pixel* (no plano *xy*) e à espessura do corte (no plano *z*). FOVs menores geralmente estão associados a diminutos *voxels*, o que determina imagens de alta resolução espacial (Honda e Bjørnland, 2006). A resolução tem um papel importante na qualidade final da imagem. Protocolos de aquisição de alta resolução (FOV e espessura de corte reduzidos) podem gerar imagens com alto nível de ruído, o que comprometeria seriamente a capacidade de diagnóstico (Liang *et al.*, 2010). Embora o ruído seja maior na TCFC do que na TCMD, a sua influência sobre a qualidade final da imagem foi considerada tolerável (Liang *et al.*, 2010).

A maioria dos equipamentos de TCFC utiliza sensores/detectores tipo CCD (*Charge Coupled Device*), que geram imagens com mais ruído e que precisam ser pré-processadas para reduzir as distorções geométricas inerentes a este sistema (Hilgers *et al.*, 2005). Ainda assim, esses detectores podem provocar maiores imprecisões nas mensurações das imagens, principalmente daquelas estruturas localizadas na periferia do FOV, como a ATM (Honey *et al.*, 2007). Recentemente, porém, detectores do tipo *flat*

panel, constituídos de silício amorfo, têm sido incorporados nesses equipamentos e contribuído para diminuir o ruído das imagens (Suomalainen *et al.*, 2009).

Como já mencionado anteriormente, uma das grandes vantagens das TCs sobre as técnicas radiográficas convencionais é a possibilidade de reconstruir as imagens-base em diversos planos (MPR), o que permite uma avaliação tridimensional do paciente sem necessidade de nova exposição à radiação (Honey *et al.*, 2007).

Warnke *et al.* (1996) avaliaram a aplicabilidade de um programa de reformatação multiplanar para delimitação e avaliação quantitativa da ATM, usando os dados da TCH. As MPRs resultantes, parassagittais e paracoronais (em planos perpendiculares ou paralelos ao longo eixo do côndilo, ao invés dos verdadeiros planos anatômicos sagital e coronal) foram comparadas com a TSCA e com imagens de TC adquiridas originalmente nas projeções sagital e coronal (através de modificações no posicionamento do paciente). Para cada um dos 11 pacientes e cada um dos três métodos de imagem, sete medidas foram realizadas e 12 alterações ósseas foram observadas em cada ATM. TSCA foi menos precisa nas aferições do que as MPRs parassagittais. As imagens de TC originalmente adquiridas no plano sagital foram ainda mais precisas. Com relação aos achados ósseos, a TSCA detectou 65,9% deles, as MPRs parassagittais 84,1% e as imagens sagittais diretas 100%. Entretanto, os autores referem que existem algumas desvantagens das imagens originalmente adquiridas no plano sagital: há um aumento da dose de radiação e alguns pacientes não conseguem estender o pescoço da maneira adequada para a obtenção das imagens, podendo haver movimentação.

Honda *et al.* (2001.b) relataram 3 casos (um paciente com fratura condilar, um com osteoartrite e um terceiro com anquilose fibro-óssea) usando um equipamento de TCFC e comparando com a panorâmica, projeção transcraniana lateral oblíqua e TSCA. O *voxel* tinha dimensões isotrópicas (formato cúbico) e mínimas (0,136mm) e assim a resolução das imagens obtidas foi alta e igual em qualquer direção. As MPRs utilizadas foram imagens parassagittais e paracoronais, com 1mm de espessura. No primeiro caso, apenas a TCFC foi capaz de detectar o traço de fratura. Os autores puderam concluir que as imagens de TCFC foram de qualidade subjetivamente superior às obtidas por técnicas radiográficas e tomografias convencionais e similares às de TCFB.

Tsiklakis *et al.* (2004) descreveram um protocolo de TCFC para exame da ATM *in vivo* incluindo imagens trans-axiais reformatadas parassagitalmente e paracoronalmente. Os cortes gerados tinham 2mm de espessura. Referiram que desta maneira foram produzidas imagens de alta qualidade dos componentes ósseos e exemplificaram descrevendo quatro casos clínicos. Alterações patológicas e de desenvolvimento puderam ser detectadas a partir das imagens parassagitais, enquanto que as imagens paracoronais revelaram a verdadeira posição do côndilo em relação à fossa, o que frequentemente pode indicar um possível deslocamento do disco. Alterações degenerativas nas superfícies lateral e medial do côndilo também foram evidenciadas por estas imagens.

Honda *et al.* (2006) estudaram a confiabilidade do diagnóstico, por TCFC e por TCH, de anormalidades ósseas de peças de ATMs biopsiadas. As imagens de MPR da TCH tinham 1mm de espessura dos cortes e 0,3mm de intervalo entre eles. Já para as imagens reformatadas a partir da TCFC, a espessura foi de 1mm, sem intervalo entre cortes, e o *voxel* cúbico media 0,125mm. Os autores perceberam que a TCFC produziu imagens sagitais de qualidade consistentemente superiores.

Hashimoto *et al.* (2007) compararam a qualidade das imagens de TCFC com as de TCMD (4 baterias de detectores) de uma secção óssea da maxila, para determinar quão bem as características ósseas e dentárias podem ser visualizadas. As imagens originalmente adquiridas (basais) foram avaliadas, não sendo utilizadas as MPRs. Através de um experimento prévio, as imagens obtidas por TCMD observadas com o filtro *High-Definition Bone Kernel* e janela para tecido ósseo tiveram melhor qualidade e por isso foram escolhidas como padrão-ouro. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) para a qualidade das imagens de todos os itens listados para observação (osso medular, cavidade pulpar, espaço do ligamento periodontal, lâmina dura, dentina, esmalte e qualidade geral). Com relação à concordância inter e intra-avaliadores, medida através do coeficiente Kappa, se observaram valores compatíveis com concordância de moderada a substancial (0,56 – 0,72) entre os quatro avaliadores, e de moderada a quase perfeita (0,58 – 0,88), intra-avaliadores, embora possam haver indícios de discordância

dado o valor de p. Os autores concluíram que a TCFC é significativamente superior à TCMD na representação dos detalhes anatômicos.

A espessura dos cortes das MPRs pode variar bastante entre os equipamentos e *softwares* disponíveis comercialmente, como pôde ser observado nos estudos previamente descritos (Honda *et al.*, 2001.b; Tsiklakis *et al.*, 2004; Honda *et al.*, 2006). A escolha correta de qual espessura utilizar deve levar em consideração a estrutura anatômica avaliada e a suspeita de diagnóstico (Perrella *et al.*, 2007).

Perrella *et al.* (2007) avaliaram a validade de dois protocolos de reconstrução das imagens na detecção de defeitos simulados no corpo de 15 mandíbulas secas. Os defeitos foram feitos em diversas regiões, com ponta diamantada esférica, e tinham diâmetro e profundidade variáveis. As peças foram submetidas ao exame de TCSD (80kV, 130mA, matriz de 512x512 e janela para tecido ósseo) em dois protocolos diferentes: (1) com 1mm de espessura de corte e intervalo entre eles; e (2) com 3mm de espessura e de intervalo. Dois observadores previamente calibrados avaliaram as imagens e o padrão-ouro foi a observação macroscópica dos defeitos. Como resultados, os autores puderam observar que a sensibilidade e a especificidade foram de 100% para detecção de defeitos com ambos os protocolos, mas na identificação da invasão medular, os valores de sensibilidade (72% para o Protocolo 1 e 50% para o Protocolo 2) e especificidade (99% para o Protocolo 1 e 97% para o Protocolo 2) diminuíram, o que foi influenciado pela pequena profundidade de alguns defeitos, que era inferior à medida da espessura dos cortes utilizados em ambos os protocolos. Concluiu-se que secções mais finas e com menores intervalos de reconstrução foram mais efetivas na detecção de invasão medular precoce.

O uso de filtros, para diminuir o ruído das imagens obtidas com sistemas radiográficos digitais, tem sido extensamente estudado para avaliar a sua influência sobre a capacidade de detecção de perda óssea interproximal, lesões de cárie e fraturas radiculares (Eickholz *et al.*, 1999; Haiter-Neto *et al.*, 2008; Wenzel *et al.*, 2009). Os filtros são recursos computacionais que funcionam através de operações algorítmicas. Determinados tipos de filtros acentuam a transição dos níveis de densidade, fazendo com que os limites entre os tons de cinza se tornem mais distintos: são os denominados filtros de realce, como, por exemplo, os filtros *Sharpen* (Wenzel *et al.*, 2009). Com esses filtros, as imagens das

estruturas ósseas são evidenciadas, pois se tornam mais nítidas, permitindo uma melhor avaliação em determinados casos, mesmo havendo maior granulação das imagens (Baksi *et al.*, 2010). Já os filtros de suavização - como, por exemplo, o filtro *S9* - calculam um valor médio para um grupo de *pixels* e o redistribui entre eles, resultando em uma imagem com tons de cinza mais uniforme e menos granulada (Baksi *et al.*, 2010; Távora, 2011).

Wenzel *et al.* (2009) compararam a precisão de diagnóstico das imagens periapicais de um sistema digital (com placas de fósforo atuando como receptores de imagem em lugar dos filmes radiográficos tradicionais) com a TCFC, para detecção de fraturas radiculares transversais induzidas experimentalmente, avaliando ainda a influência de filtros para observação das imagens. Os dentes foram examinados na TCFC em duas resoluções: *voxels* de 0,125mm e 0,25mm. As imagens originais foram salvas junto com imagens reforçadas com dois filtros (*Sharpen* e *Angio-Sharpen*), todas tendo espessura de reconstrução de 1mm e avaliadas por seis observadores. Avaliando primeiramente as imagens sem uso de filtros (imagens originais), a maior sensibilidade foi encontrada para o menor *voxel* da TCFC (87% *versus* 72% do *voxel* de 0,25mm, e 74% da radiografia periapical, sendo $p < 0,05$). As imagens realçadas pelo filtro *Angio-Sharpen*, em ambas as resoluções, tiveram sensibilidade maior ($p < 0,02$) do que as imagens originais, as que utilizaram o filtro *Sharpen* e as radiografias periapicais. Os autores concluíram que as imagens de alta resolução (menor *voxel*) da TCFC resultaram em aumento da sensibilidade, sem comprometer a especificidade, na detecção das fraturas, em comparação com as imagens de baixa resolução, que por sua vez foram menos precisas do que as radiografias periapicais. No modelo de estudo utilizado, o filtro *Angio-Sharpen* melhorou a sensibilidade das imagens de alta resolução.

Távora (2011) avaliou a influência de filtros de realce (*Sharpen*, *Sharpen Mild*, *Sharpen 3x3* e *Angio Sharpen Medium 5x5*) e de suavização (*S9* e *Smooth 3x3*) na qualidade das imagens de TCFC, quando da visualização de 13 estruturas anatômicas (esmalte, espaço do ligamento periodontal, canal mandibular, osso trabecular, dentina, câmara pulpar, forame mental, osso cortical, seio maxilar, cavidade nasal, concha nasal, foramina lingual e canal incisivo) a partir das imagens de 40 pacientes. Cinco avaliadores classificaram a qualidade das imagens em excelente, bom, aceitável, ruim, muito ruim e

não pôde ser observado. O nível de concordância intra-avaliadores foi quase perfeito, tendo os valores de Kappa variado de 0,89 a 0,94. A concordância inter-avaliadores variou de pobre, -0,94 (para visualização da câmara pulpar sem filtro) a quase perfeita, 0,90 (para avaliação do espaço do ligamento periodontal com aplicação do filtro *Sharpen*). Os filtros *Angio Sharpen Medium 5x5*, *Sharpen 3x3* e *Sharpen* melhoraram a qualidade da imagem com valores estatisticamente significantes para todas as estruturas avaliadas, enquanto que as imagens com os filtros *S9* e *Smooth 3x3* permaneceram com qualidade comparável àquelas sem aplicação de filtros. O filtro *Sharpen Mild* melhorou a qualidade da imagem seletivamente para algumas estruturas. Os filtros de realce tiveram atuação melhor quando comparados aos filtros de suavização (que pouco influenciaram na qualidade final das imagens).

Nesse contexto, a TC, exame de excelência para a avaliação do tecido ósseo, assume importância crucial, sobretudo a TCFC, exame fundamentalmente utilizado na Odontologia que associa qualidade de imagem a baixas doses de radiação para o paciente. Visto que ainda são escassos na literatura disponível os trabalhos que avaliem a influência de diferentes espessuras de corte e filtros nas imagens de TCFC, julga-se importante avaliar a detecção de defeitos ósseos no côndilo mandibular em exames de TCFC reconstruídos em diferentes protocolos, bem como a qualidade dessas imagens.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve os seguintes objetivos:

- 1 - Avaliar comparativamente nas imagens reconstruídas em nove protocolos distintos, com variação da espessura do corte e do filtro utilizados, a capacidade de detecção de defeitos ósseos cavitários artificialmente produzidos no côndilo da mandíbula;
- 2 - Avaliar subjetivamente a qualidade dessas imagens nesses mesmos protocolos de reconstrução.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Amostra

O presente estudo obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas (protocolo nº 169/2009). Foram utilizados 20 côndilos de 10 mandíbulas humanas secas, doadas pelo Departamento de Anatomia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia. As mandíbulas não foram discriminadas por gênero e tinham uma idade média estimada de 40 anos. Todos os côndilos estavam hígidos, sem defeitos cavitários de qualquer natureza.

Confecção dos defeitos

Os defeitos produzidos nos côndilos envolveram apenas a cortical ou a cortical e o osso medular, usando-se para tanto pontas diamantadas esféricas (KG Sorensen, Cotia, SP) nas numerações 1013, 1016 e 3017 (Figura 2) montadas em uma turbina de alta rotação. Esses defeitos tinham aproximadamente o diâmetro das pontas diamantadas utilizadas (1,2mm, 1,8mm e 2,5mm, respectivamente) e a profundidade igual à metade desse diâmetro (0,6mm, 0,9mm e 1,25mm) e foram distribuídos aleatoriamente nas superfícies superior e posterior dos côndilos (Figura 3). Em cada um dos 20 côndilos poderia ser feito um ou dois defeitos (de diâmetros variados ou mesmo iguais) ou não ser feito nenhum defeito. A quantidade de defeitos grandes foi inferior a de defeitos pequenos e médios, pois aqueles possivelmente seriam mais fáceis de serem identificados e então nos focamos nos últimos, que representam melhor as lesões precoces (Quadro 1).

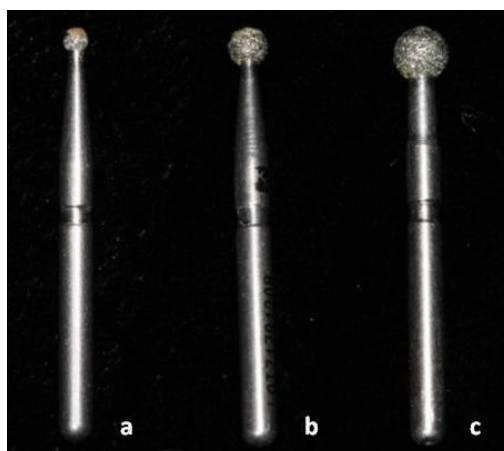


Figura 2 - Pontas diamantadas utilizadas para simular os defeitos.
a) 1013, b) 1016, c) 3017



Figura 3 – Defeitos (pequeno, médio e grande) produzidos nas superfícies superior (a, b, c) e posterior (d, e, f) dos côndilos

Tamanho	Localização	
	Superior	Posterior
Sem defeito	10	10
Pequeno (1,2mm)	4	4
Médio (1,8mm)	4	4
Grande (2,5mm)	2	2

Quadro 1 - Distribuição dos defeitos ósseos cavitários nas superfícies superior e posterior do côndilo, de acordo com seu tamanho.

Obtenção das imagens

As mandíbulas foram introduzidas em uma caixa de isopor (16,5mm de espessura) contendo 2,5cm³ de água, para simular a atenuação da radiação causada pelos tecidos moles (Figura 4), e posicionadas no cefalostato do tomógrafo, tendo como referência os indicadores luminosos horizontais e verticais (Figuras 5 e 6), com o Plano Sagital Mediano perpendicular ao Plano Horizontal e o Plano Mandibular paralelo a este, sendo então submetidas ao exame de TCFC.



Figura 4 – Mandíbula imersa na caixa de isopor com água

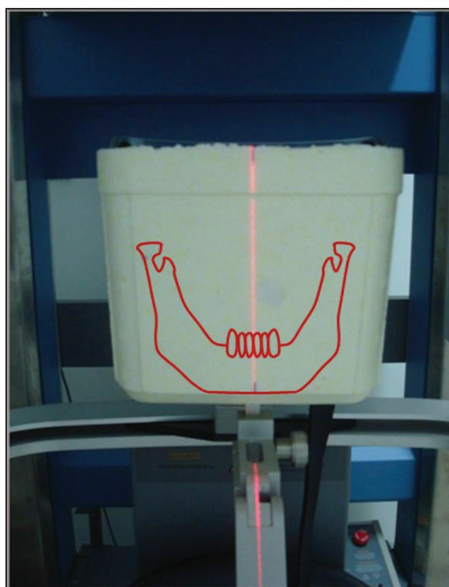


Figura 5 - Vista frontal do conjunto. O indicador luminoso vertical coincide com o centro da caixa e passa pelo Plano Sagital Mediano da mandíbula

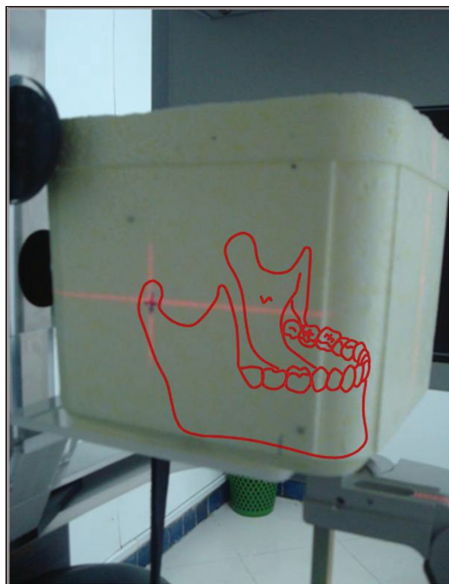


Figura 6 - Vista lateral do conjunto. Os indicadores luminosos vertical e horizontal coincidem com a região central do côndilo mandibular

O aparelho utilizado foi o i-CAT[®] (Imaging Sciences International, Hatfield, Pennsylvania, USA) (Figura 7), observando-se os seguintes parâmetros de aquisição: 120kV, 36,12mAs e FOV de 6cm de altura e 17cm de diâmetro (tamanho suficiente para englobar, em uma única aquisição, ambos os côndilos), matriz de 512×512, *voxel* de 0,25mm e tempo de aquisição de 40s (Figura 8). Um *scout* lateral (tomograma lateral de referência) era adquirido e pequenos ajustes no posicionamento do conjunto eram feitos para diminuir a discrepância entre as estruturas bilaterais. Em seguida, a aquisição era realizada com uma única rotação de 360°, que gerava, via de regra, 276 projeções basais no *software* XoranCat[™] (versão 3.1.62, Xoran Technologies, Ann Arbor, Michigan, USA). Os parâmetros de exposição (quilovoltagem e miliamperagem) não foram alterados, pois eram controlados automaticamente pelo equipamento.

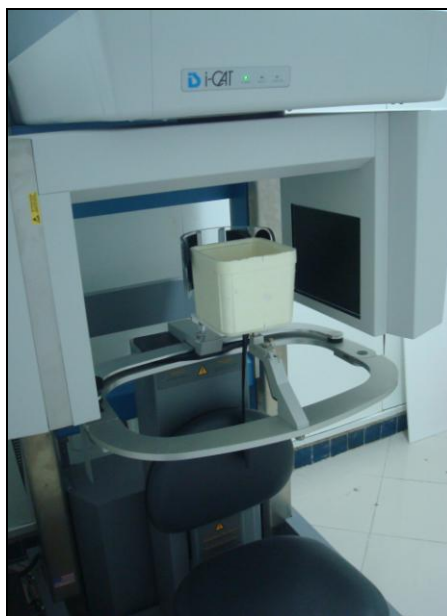


Figura 7 – Visão panorâmica do conjunto caixa com água/mandíbula posicionado no tomógrafo de feixe cônico i-CAT

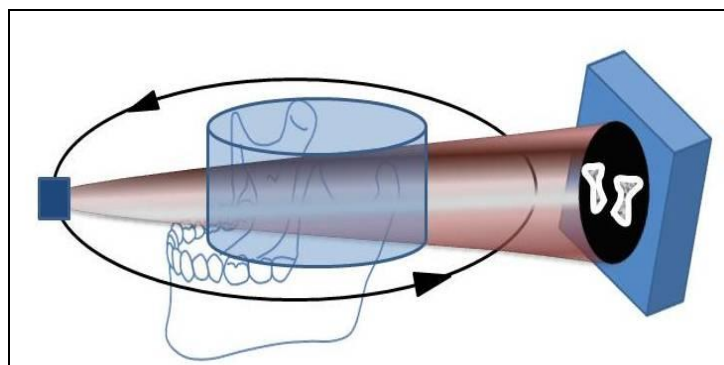


Figura 8 - Esquema representativo da aquisição da imagem pelo aparelho i-CAT, onde ambos os côndilos são adquiridos na mesma exposição (FOV de 6cm de altura)

Fonte: Adaptado de Honda *et al.*, 2004.

Reconstrução das imagens

A partir da aquisição, os avaliadores criaram conjuntamente as reconstruções multiplanares das estruturas condilares, com espessuras de cortes de 0,2mm, 0,6mm e 1,0mm, sem intervalo entre eles e matriz de 800×800, em uma estação de trabalho independente, utilizando-se para isto o *software* XoranCatTM. O modo de visualização MPR foi selecionado e as reconstruções foram orientadas de acordo com o longo eixo do côndilo: a partir da imagem axial eram estabelecidos cortes perpendiculares ou paralelos ao longo

eixo do côndilo, gerando, respectivamente, imagens parassagitais e paracoronais da estrutura condilar (Figura 9).

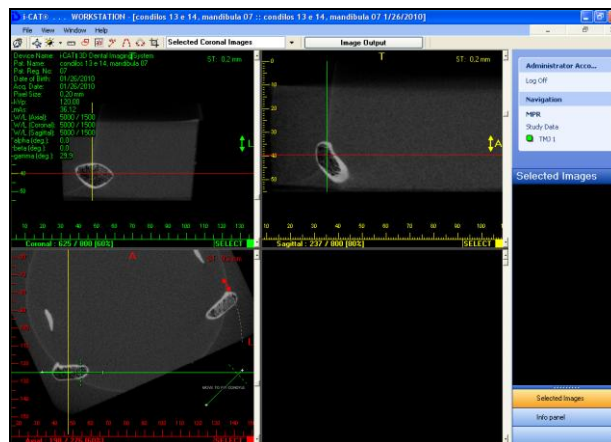


Figura 9: *Software XoranCat™* demonstrando a seleção da opção MPR

As imagens paracoronais foram utilizadas unicamente para estabelecer a espessura dos cortes dos protocolos e para orientar a varredura médio-lateral do côndilo, de modo a garantir que nenhum segmento da estrutura fosse perdido.

Avaliação das imagens

As projeções parassagitais foram salvas em formato XSTD e avaliadas por dois especialistas em radiologia odontológica, com mais de cinco anos de experiência com tomografia computadorizada, em condições ideais de iluminação ambiente, em uma mesma estação de trabalho independente com monitor de tela plana de 22" (Dell Precision 390™, Dell Inc, Round Rock, Texas, USA; sistema operacional Windows XP, Microsoft, Redmont, Washington, USA), utilizando o já referido *software XoranCat™*, com a possibilidade de manipulação de brilho e contraste, seguindo nove diferentes protocolos de reconstrução (Quadro 2):

Protocolo	Espessura de corte	Filtro
1	0,2mm	<i>none</i> – ausência de filtro
2	0,2mm	<i>Sharpen Mild</i>
3	0,2mm	<i>S9</i>
4	0,6mm	<i>none</i>
5	0,6mm	<i>Sharpen Mild</i>
6	0,6mm	<i>S9</i>
7	1,0mm	<i>none</i>
8	1,0mm	<i>Sharpen Mild</i>
9	1,0mm	<i>S9</i>

Quadro 2 – Descrição dos protocolos de reconstrução empregados

As Figuras 10 e 11 mostram cortes parassagittais de côndilos hígidos e com defeitos dos três tamanhos, respectivamente nas superfícies superior e inferior.

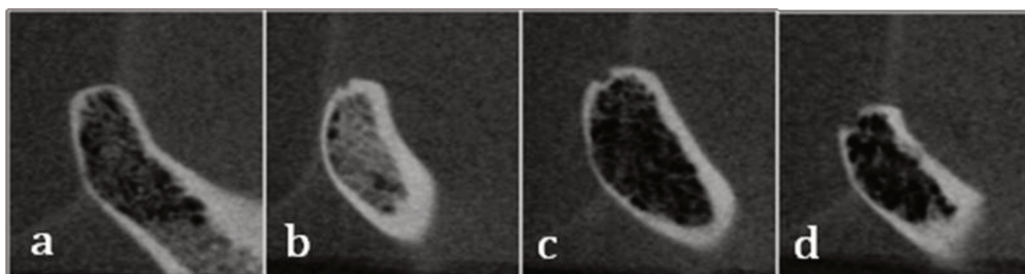


Figura 10 - Imagens com filtro *none* (ausência de filtro) e espessura de corte de 0,2mm, demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície superior, c) defeito médio na superfície superior, d) defeito grande na superfície superior

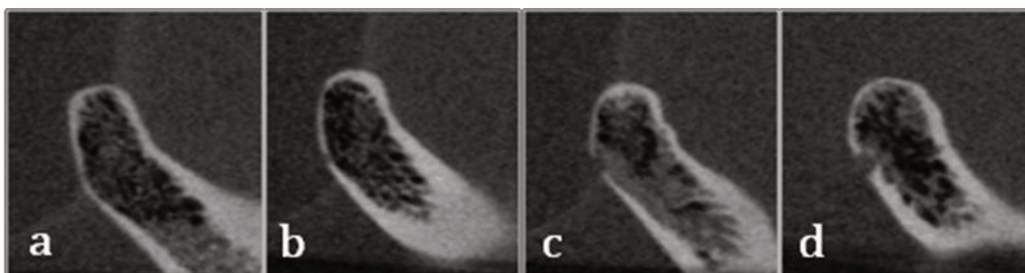


Figura 11 - Imagens com filtro *none* (ausência de filtro) e espessura de corte de 0,2mm, demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície posterior, c) defeito médio na superfície posterior, d) defeito grande na superfície posterior

As Figuras 12 a 18 exemplificam cortes parassagittais, seguindo cada um dos nove protocolos estabelecidos, para côndilos hígidos e com defeitos (dos três tamanhos) em cada uma das superfícies avaliadas (superior e posterior).

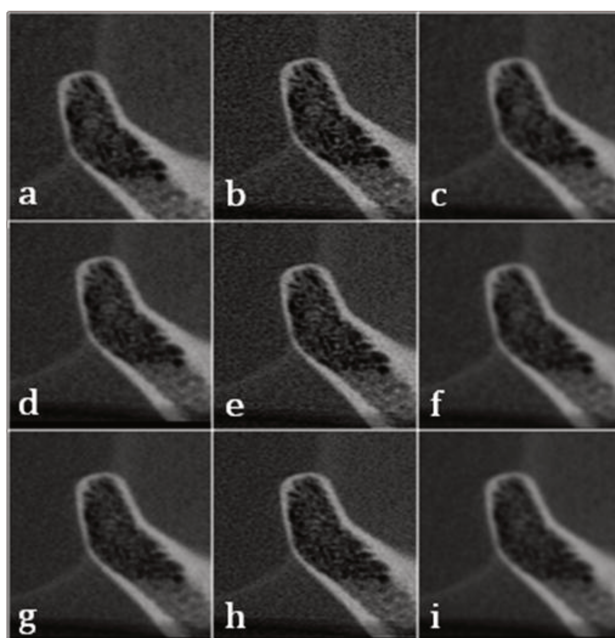


Figura 12 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo sem defeitos: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

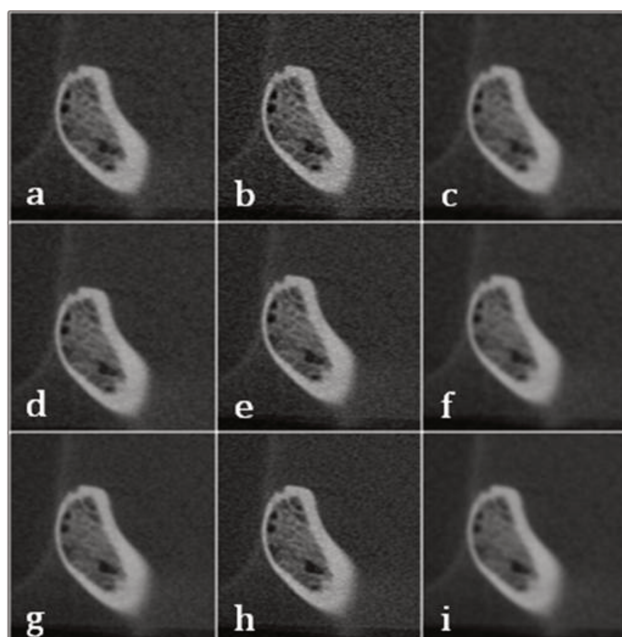


Figura 13 - Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície superior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

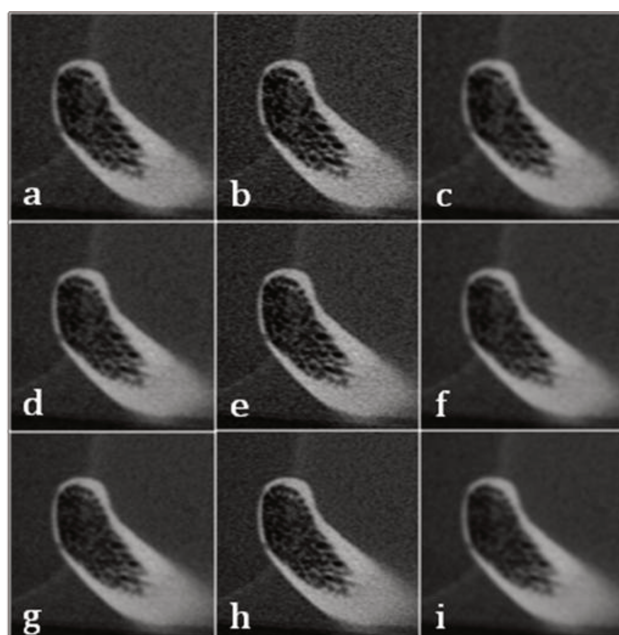


Figura 14 - Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície posterior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

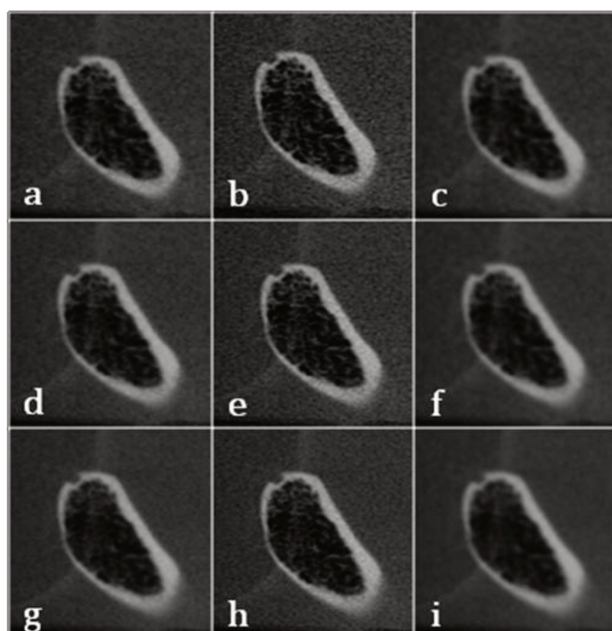


Figura 15 - Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície superior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

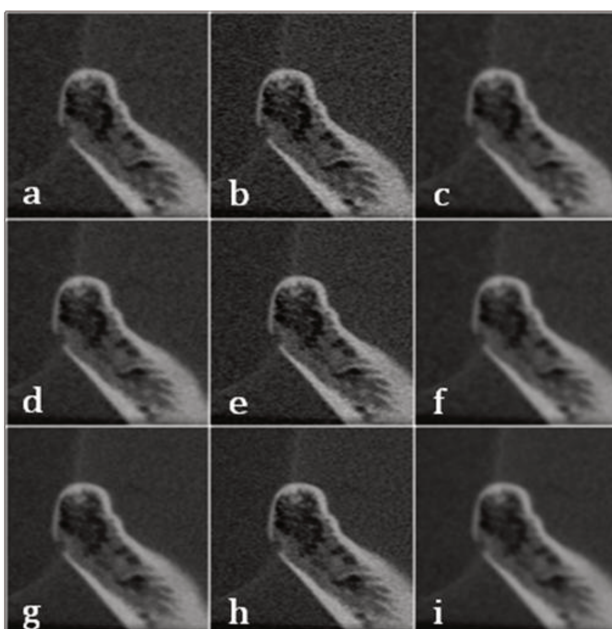


Figura 16 - Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície posterior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

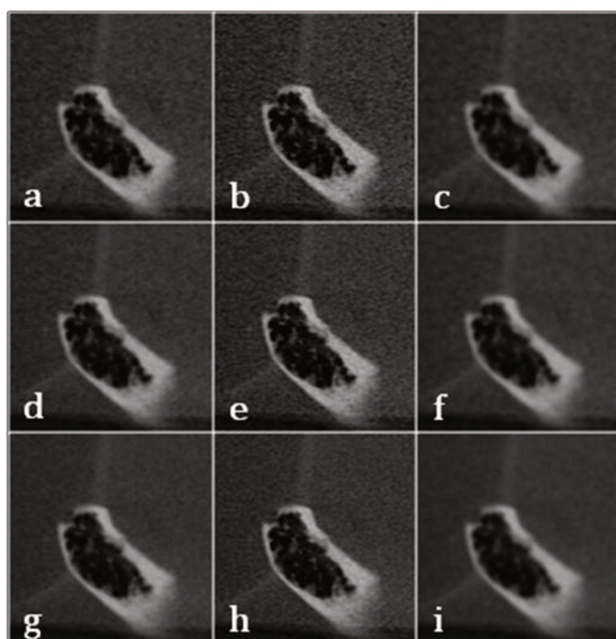


Figura 17 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície superior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

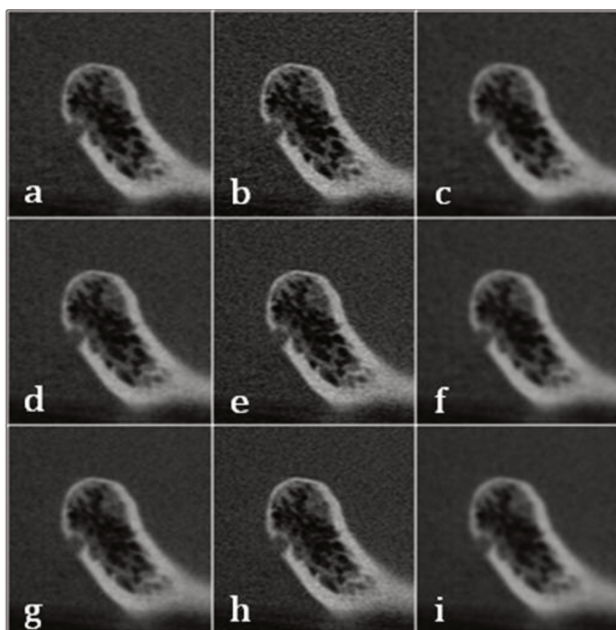


Figura 18 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos nove protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície posterior: a) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *none*; b) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *Sharpen Mild*; c) Espessura de corte de 0,2mm e filtro *S9*; d) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *none*; e) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *Sharpen Mild*; f) Espessura de corte de 0,6mm e filtro *S9*; g) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *none*; h) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *Sharpen Mild*; i) Espessura de corte de 1,0mm e filtro *S9*

A interpretação das imagens parassagittais foi realizada em duas diferentes sessões, com intervalo de 15 dias entre elas, sendo que os exames foram apresentados de forma aleatória. Os avaliadores deveriam detectar o defeito ósseo e localizá-lo quando presente e ainda atribuir escores (1-ruim, 2-regular, 3-boa, 4-excelente) à definição da cortical condilar, à qualidade da visualização dos defeitos e à qualidade geral da imagem (APÊNDICE). O padrão-ouro para a detecção dos defeitos foi a visualização macroscópica dos mesmos.

Análise estatística

As análises estatísticas foram calculadas através dos procedimentos FREQ e GLIMMIX do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.2 – TS Level 2M0. SAS Institute Inc., Cary:NC. 2008).

A existência de escores atribuídos pelos dois avaliadores e em duas sessões sobre uma mesma imagem decorre da necessidade de se conhecer a interferência da subjetividade e dos erros relacionados à avaliação. A existência de repetições gerará ainda a possibilidade da aplicação da análise de variância. As características avaliadas (variáveis de resposta) são apresentadas no Quadro 3.

Identificação	Descrição	Natureza
QA	Definição da cortical condilar Valores válidos: escores 1, 2, 3 e 4	Ordinal
QB.1.1	Para a superfície superior, existência de defeitos Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal
QB.1.2	Para a superfície superior, qualidade da visualização do defeito Valores válidos: escores 0,1, 2, 3 e 4	Ordinal
QB.2.1	Para a superfície posterior, existência de defeitos Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal
QB.2.2	Para a superfície posterior, qualidade da visualização do defeito Valores válidos: escores 0, 1, 2, 3 e 4	Ordinal
QC	Qualidade geral da imagem Valores válidos: escores 1, 2, 3 e 4	Ordinal

Quadro 3 – Descrição das questões avaliadas, valores válidos e natureza das variáveis registradas pelos avaliadores na análise das imagens padronizadas

Para o estudo das concordâncias inter e intra-avaliadores, foram calculados os coeficientes Kappa de cada conjunto de avaliações de acordo com o tipo de variável avaliada. Assim, para as variáveis nominais foi usado o coeficiente Kappa simples e para as ordinais o coeficiente Kappa ponderado.

Adicionalmente foi aplicado o teste de McNemar, para as variáveis nominais, e um teste para a simetria, no caso de variáveis ordinais, para tornar as avaliações ainda mais homogêneas. Na interpretação dos testes foi arbitrado “a priori” um nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

Para a interpretação do coeficiente Kappa, deve-se ter um critério que associe conceitos aos valores de Kappa obtidos nos cálculos. Para avaliações dos nossos resultados foi adotado o critério explicitado na Tabela 1.

Tabela 1 - Critério para interpretação do coeficiente Kappa

Kappa	Descrição	Conceito
$-\infty$ — 0,00	Concordância completamente casual	Pobre
0,00 — 0,20	Concordância muito fraca, possivelmente casual	Ligeira
0,20 — 0,40	Concordância fraca, mas aceitável com pouco rigor	Razoável
0,40 — 0,60	Concordância intermediária, nem forte, nem fraca	Moderada
0,60 — 0,80	Concordância forte, sólida. Provavelmente não casual	Substancial
0,80 — 1,00	Concordância muito forte, muito confiável	Quase perfeita
1,00	Concordância perfeita	Perfeita

Fonte: Vieira e Garret, 2005.

Como se tinha conhecimento da existência dos defeitos nas peças (padrão-ouro) houve a possibilidade da criação de duas novas variáveis, as medidas que permitem avaliar se houve erro ou acerto dos avaliadores diante de imagens tomadas com base em peças que tinham, ou não, defeitos para serem observados. Essas respostas foram avaliadas através do Teste do Qui-Quadrado.

As variáveis de respostas criadas são apresentadas no Quadro 4.

Identificação	Descrição	Natureza
Acerto Superior	Acerto na superfície superior Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal
Acerto Posterior	Acerto na superfície posterior Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal

Quadro 4 - Medidas criadas na fase de processamento de dados a partir do contraste do padrão-ouro com o resultado arbitrado pelo avaliador

Em um segundo momento, na análise de variância, foi adotado um modelo linear generalizado e misto que contemplou a existência do fator “protocolo utilizado” (combinação entre espessura de corte e tipo de filtro). E foi eleito o Teste de Tukey com nível de significância 0,05 para realização das comparações múltiplas das médias obtidas.

5 RESULTADOS

Concordância inter-avaliadores

A concordância das avaliações feitas considerou dois momentos, quando comparados os dois avaliadores: na primeira sessão e na segunda sessão. Em cada uma delas foram contrastados os escores e as respostas obtidas para uma mesma imagem.

- Sessão 1:

A Tabela 2 apresenta os indicadores para se avaliar essa concordância entre os avaliadores na primeira sessão.

Tabela 2 - Resultado do estudo de concordância inter-avaliadores na Sessão 1

Variável	Teste estatístico			Kappa			
	Estatística	GL**	Valor-p	Kappa	ASE**	Limite de confiança (95%)	
QA ^a	17,3531	3	0,0006	0,2553	0,0548	0,1480	0,3627
QB.1.1 ^b	3,5714	1	0,0588	0,9218	0,0289	0,8650	0,9785
QB.1.2 ^a	10,7273	6	0,0972	0,8247	0,0277	0,7704	0,8789
QB.2.1 ^b	3,000	1	0,0833	0,8654	0,0375	0,7920	0,9388
QB.2.2 ^a	12,1667	10	0,2741	0,8255	0,0270	0,7725	0,8785
QC ^a	—	—	—	—	—	—	—

*GL: Graus de Liberdade

**ASE: *Assymptotic Standard Error* - Erro Padrão Assintótico

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

No resultado observado na QC, que diz respeito à qualidade geral das imagens, as estatísticas não puderam ser calculadas devido a uma grande discordância entre os valores atribuídos pelos avaliadores. Por exemplo, para uma determinada imagem um dos avaliadores atribuiu um escore 4 (correspondente a uma qualidade excelente) enquanto o outro avaliador não atribuiu este escore para nenhuma das imagens avaliadas e assim não se configurou uma tabela quadrada (número de linhas igual ao número de colunas) e em função disto a análise estatística das respostas desta questão não pôde ser feita. Entretanto, independentemente disso, há indícios de que não há coerência entre os valores de qualidade

geral da imagem atribuídos pelos dois avaliadores, já que o mais básico dos critérios de atribuição de escores não se verificou: o de que os mesmos escores aparecessem na avaliação dos dois.

Ao se avaliar os resultados dos dois avaliadores na QA (definição da cortical condilar), observou-se inicialmente que há fortes indícios ($p < 0,01$) para se rejeitar a simetria na tabela de resultados. A ausência de simetria já é um indício de que há discordância entre as avaliações. Entretanto, a avaliação do coeficiente Kappa ponderado mostrou uma concordância razoável para esta questão, já que a mesma se situa entre 20 e 40%.

Em todos os itens da questão B (QB.1.1 - Existência de defeitos na superfície superior; QB.1.2 - Qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior; QB.2.1 - Existência de defeitos na superfície posterior; QB.2.2 - Qualidade da visualização dos defeitos na superfície posterior) foram observadas concordâncias quase perfeitas entre os avaliadores, o que indica que estes critérios foram bem menos sujeitos às interpretações subjetivas. Todos os coeficientes Kappa observados apresentaram valores superiores a 80% e em nenhum caso temos indícios de assimetria ou de desigualdade quando avaliados os testes estatísticos (já que todos os valores-p foram maiores que 0,05).

- Sessão 2:

A Tabela 3 apresenta os indicadores para se avaliar essa concordância entre os avaliadores na segunda sessão.

Tabela 3 - Resultado do estudo de concordância inter-avaliadores na Sessão 2

Variável	Teste estatístico			Kappa			
	Estatística	GL*	Valor-p	Kappa	ASE**	Limite de confiança (95%)	
QA ^a	—	—	—	—	—	—	—
QB.1.1 ^b	2,6667	1	0,1025	0,9333	0,0267	0,8809	0,9857
QB.1.2 ^a	10,1400	6	0,1189	0,8234	0,0260	0,7724	0,8744
QB.2.1 ^b	1,3333	1	0,2482	0,8661	0,0373	0,7930	0,9392
QB.2.2 ^a	12,8267	10	0,2335	0,8021	0,0268	0,7495	0,8547
QC ^a	17,6154	3	0,0005	0,2417	0,0613	0,1215	0,3619

*GL: Graus de Liberdade

**ASE: *Assymptotic Standard Error* - Erro Padrão Assintótico

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

Na QA (definição da cortical condilar), não há possibilidade de cálculo das estatísticas em função de divergência severa entre os avaliadores (de modo semelhante ao ocorrido na QC da Sessão 1). Assim, a definição da cortical condilar não pôde ser verificada estatisticamente.

De maneira similar ao observado na primeira sessão, as medidas das questões B (QB.1.1 - Existência de defeitos na superfície superior; QB.1.2 - Qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior; QB.2.1 - Existência de defeitos na superfície posterior; QB.2.2 - Qualidade da visualização dos defeitos na superfície posterior) foram todas com concordância quase perfeita, denotando novamente a idéia de que a identificação e a qualidade da visualização dos defeitos são bastante coincidentes entre os dois avaliadores.

A QC (qualidade geral das imagens) apresentou um Kappa bastante reduzido, sendo praticamente descartada a existência de uma boa coincidência dos resultados. O teste de simetria apontou um valor significativo, sugerindo que foram utilizados critérios diferentes entre os avaliadores na atribuição dos escores pertinentes à qualidade geral das imagens.

Concordância intra-avaliadores

A segunda análise realizada consistiu na quantificação das respostas coerentes dadas pelo mesmo avaliador nas duas sessões, quando observava a mesma imagem. Neste caso, é esperada uma concordância ainda maior do que a encontrada inter-avaliadores, já que os escores e respostas atribuídos pelo mesmo avaliador foram confrontados entre si, mas dessa vez nos dois momentos distintos.

- Avaliador 1:

A Tabela 4 apresenta os indicadores para se avaliar essa concordância para o Avaliador 1.

Tabela 4 - Resultado do estudo de concordância intra-avaliadores para o Avaliador 1

Variável	Teste estatístico			Kappa			
	Estatística	GL*	Valor-p	Kappa	ASE**	Limite de confiança (95%)	
QA ^a	4,0000	3	0,2615	0,8115	0,0417	0,7298	0,8933
QB.1.1 ^b	0,0000	1	1,0000	0,9777	0,0157	0,9469	1,0000
QB.1.2 ^a	9,3636	6	0,1541	0,9458	0,0147	0,9169	0,9747
QB.2.1 ^b	1,0000	1	0,3173	0,9549	0,0223	0,9112	0,9986
QB.2.2 ^a	4,5333	10	0,9201	0,9081	0,0199	0,8692	0,9470
QC ^a	—	—	—	—	—	—	—

*GL: Graus de Liberdade

**ASE: *Asymptotic Standard Error* - Erro Padrão Assintótico

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

Quando confrontados os escores e respostas atribuídos pelo Avaliador 1, observou-se uma concordância quase perfeita em quase todos os itens, uma vez que o coeficiente Kappa é sempre superior a 0,80 (80%). Os testes estatísticos de simetria e de McNemar não revelaram, respectivamente, indícios de assimetria e de diferenças de critérios quando avaliados com o nível de significância de 5%.

A exceção foi a qualidade geral das imagens (QC), na qual houve discordância entre os escores atribuídos, o que não permitiu o cálculo das estatísticas, embora a

avaliação dos resultados não aponte para discrepâncias tão severas, entretanto, há uma probabilidade de erros maior nessa questão do que nas demais.

- Avaliador 2:

A Tabela 5 apresenta os indicadores para se avaliar essa concordância para o Avaliador 2.

Tabela 5 - Resultado do estudo de concordância intra-avaliadores para o Avaliador 2

Variável	Teste estatístico			Kappa		
	Estatística	GL*	Valor-p	Kappa	ASE**	Limite de confiança (95%)
QA ^a	—	—	—	—	—	—
QB.1.1 ^b	0,3333	1	0,5637	0,9665	0,0192	0,9290
QB.1.2 ^a	8,0000	6	0,2381	0,9571	0,0175	0,9228
QB.2.1 ^b	—	1	—	1,0000	0,0000	1,0000
QB.2.2 ^a	8,2444	10	0,6050	0,9534	0,0113	0,9312
QC ^a	39,1481	3	<0,0001	0,6434	0,0455	0,5542

*GL: Graus de Liberdade

**ASE: *Asymptotic Standard Error* - Erro Padrão Assintótico

^a Teste de Simetria e Coeficiente Kappa Ponderado

^b Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

O coeficiente Kappa para a qualidade geral das imagens (QC) do Avaliador 2 foi superior ao do Avaliador 1 (que indicou avaliações não equiparáveis), havendo uma concordância acima de 60%, o que pode ser classificado como uma associação forte ou substancial, apesar de significativa a ausência de simetria na medida ($p < 0,0001$).

Na QB.2.1 (existência de defeitos na superfície posterior) foi observada a completa ausência de pares discordantes, o que indica uma concordância perfeita na identificação dos defeitos posteriores atribuída pelo Avaliador 2 nas duas sessões.

Para esse avaliador, a única exceção foi para a definição da cortical condilar (QA), que não pôde ser avaliada estatisticamente devido ao alto grau de discordância entre os escores atribuídos, conforme já ocorrido anteriormente em outras análises.

Comparação das taxas de acerto

Na Tabela 6 é apresentada a simples quantificação do número de imagens que corretamente foram associadas à presença ou ausência de defeitos.

Tabela 6 - Frequências e porcentagens de acerto na observação de defeitos nas imagens e Teste do Qui-quadrado para igualdade de proporções

Superfície	Acerto	Frequência	Porcentagem	Valor-p
Superior	Não	13	1,81	<0,0001
	Sim	706	98,19	
Posterior	Não	54	7,51	<0,0001
	Sim	665	92,49	

O Teste do Qui-quadrado dá fortes indícios ($p < 0,01$) de que a proporção de acertos é significativamente superior à proporção de erros para as duas superfícies observadas. Como o número de erros foi pequeno isso demonstra a qualificação dos avaliadores e da técnica como forma de determinação da existência dos defeitos estudados.

Análise de variância

A Tabela 7 apresenta as condições usadas na análise de variância e os parâmetros que permitem avaliar a qualidade do ajuste do modelo relacionando com os protocolos utilizados.

Tabela 7 - Resultados da análise de variância das variáveis analisadas em função dos efeitos dos protocolos utilizados

Variável de resposta	Distribuição da resposta	Estatística do Ajuste	Valor-p
QA	Lognormal	-624,52	0,0001
QB.1.2	Lognormal	-235,58	0,0001
QB.2.2	Shifted T(3)	1521,85	0,0001
QC	Lognormal	-695,62	0,0001
Acerto Superior	Gaussian	-1071.35	0,6888
Acerto Posterior	Gaussian	-195,87	0,0003

Para cada uma das questões, quando os valores encontrados eram significativos, foram feitas as comparações de média. Com exceção da questão “Acerto Superior”, em todas as demais foram detectados fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de efeito significativo do protocolo utilizado e por isso foi aplicado o teste de Tukey para comparações múltiplas de médias, como segue (Tabelas 8 a 13).

- Questão A: Definição da cortical condilar

Tabela 8 - Comparação das médias da Questão A em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,77500	0,42022	4,0	0,35316	A
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,76250	0,48376	4,0	0,38829	A
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,66250	0,54988	4,0	0,49842	A
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	3,64557	0,48140	4,0	0,46349	A B
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	3,63750	0,48376	4,0	0,46804	A B
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	3,50000	0,50315	3,5	0,50633	B
6 (0,6mm + filtro S9)	3,08750	0,53234	3,0	0,49082	C
3 (0,2mm + filtro S9)	3,03750	0,33541	3,0	0,21361	C
9 (1,0mm + filtro S9)	2,78750	0,63033	3,0	0,63259	D

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Quando se avaliou o efeito dos protocolos sobre a definição da cortical condilar (QA), a menor média obtida foi a do Protocolo 9 (espessura de corte de 1,0mm e filtro S9) e esta apresentou diferença estatisticamente significativa em relação a todas as demais. Ainda, os Protocolos 5, 8 e 2 diferem dos Protocolos 4, 6 e 3.

- Questão B.1.2: Qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior

Tabela 9 - Comparação das médias da Questão B.1.2 em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	1,81013	1,84722	2,0	1,95651	A
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,77500	1,86897	0	1,96139	A
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,76250	1,87754	0	1,97120	A B
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	1,68750	1,81829	0	1,90728	A B
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,61250	1,76100	0	1,86171	A B
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	1,58750	1,69656	0	1,80285	B
6 (0,6mm + filtro S9)	1,56250	1,71253	0	1,81361	B
3 (0,2mm + filtro S9)	1,48750	1,60690	0	1,67310	B
9 (1,0mm + filtro S9)	1,31250	1,46343	0	1,55411	C

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Quando se avaliou o efeito dos protocolos sobre a qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior (QB.1.2), observou-se que o Protocolo 9 apresentou média significativamente inferior a todos os demais. Ainda, os Protocolos 1 e 5 diferem dos Protocolos 7, 6 e 3.

- Questão B.2.2: Qualidade da visualização dos defeitos na superfície posterior

Tabela 10 - Comparação das médias da Questão B.2.2 em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	1,70000	1,78885	1,0	1,91139	A
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,70000	1,83082	0	1,91899	A
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,56250	1,68270	0	1,79525	A B
6 (0,6mm + filtro <i>S9</i>)	1,51250	1,57507	1,0	1,70728	A B
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	1,46250	1,69096	0	1,79209	A B
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	1,41250	1,72615	0	1,77563	B
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	1,35443	1,68734	0	1,73969	B
9 (1,0mm + filtro <i>S9</i>)	1,30000	1,48750	0	1,54367	B
3 (0,2mm + filtro <i>S9</i>)	1,27500	1,48388	0	1,53734	B

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Quando se avaliou o efeito dos protocolos sobre a qualidade da visualização dos defeitos na superfície posterior (QB.2.2), as maiores médias obtidas foram as dos Protocolos 4 e 5, diferindo estatisticamente dos Protocolos 7, 1, 9 e 3.

- Questão C: Qualidade geral das imagens

Tabela 11 - Comparação das médias da Questão C em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,58750	0,49539	4,0	0,49082	A
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,56250	0,52395	4,0	0,51994	A
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	3,53750	0,50174	4,0	0,50348	A
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	3,51899	0,50283	4,0	0,50568	A
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	3,45000	0,50063	3,0	0,50127	A
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	3,43750	0,52395	3,0	0,52627	A
3 (0,2mm + filtro <i>S9</i>)	3,03750	0,19118	3,0	0,07310	B
6 (0,6mm + filtro <i>S9</i>)	3,02500	0,47667	3,0	0,40380	B
9 (1,0mm + filtro <i>S9</i>)	2,73750	0,54526	3,0	0,53133	C

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Quando se estudou o efeito dos protocolos sobre a qualidade geral das imagens (QC), formaram-se três grupos com médias estatisticamente significantes entre si: o grupo dos Protocolos 8, 2, 5, 1, 7 e 4 apresentou médias significativamente maiores do que os demais protocolos. O grupo dos Protocolos 3 e 6 apresentou média intermediária. Já o último grupo, o do Protocolo 9, apresentou média significativamente inferior a todos os demais.

- Acertos na superfície superior

Tabela 12 - Comparação das médias de acertos na superfície superior em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	1,0000	0,00000	1,0	0,000000	A
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	0,9875	0,11180	1,0	0,025000	A
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,9875	0,11180	1,0	0,025000	A
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,9875	0,11180	1,0	0,025000	A
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,9750	0,15711	1,0	0,049367	A
9 (1,0mm + filtro <i>S9</i>)	0,9750	0,15711	1,0	0,049367	A
3 (0,2mm + filtro <i>S9</i>)	0,9750	0,15711	1,0	0,049367	A
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	0,9750	0,15711	1,0	0,049367	A
6 (0,6mm + filtro <i>S9</i>)	0,9750	0,15711	1,0	0,049367	A

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Não são observadas diferenças significativas entre os níveis de acerto na superfície superior variando o tipo de protocolo utilizado, por isso, não há sentido na comparação de médias já que as mesmas seriam apenas casuais e não se poderia inferir para a população em estudo.

- Acertos na superfície posterior

Tabela 13 - Comparação das médias de acertos na superfície posterior em cada um dos nove protocolos utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Mediana	Gini	Grupos de Tukey ($\alpha=0,05$)
5 (0,6mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,97500	0,15711	1,0	0,04937	A
6 (0,6mm + filtro <i>S9</i>)	0,97500	0,15711	1,0	0,04937	A
9 (1,0mm + filtro <i>S9</i>)	0,95000	0,21932	1,0	0,09620	A B
4 (0,6mm + filtro <i>none</i>)	0,95000	0,21932	1,0	0,09620	A B
8 (1,0mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,91250	0,28435	1,0	0,16171	A B
3 (0,2mm + filtro <i>S9</i>)	0,90000	0,30189	1,0	0,18228	A B
1 (0,2mm + filtro <i>none</i>)	0,89873	0,30361	1,0	0,18436	A B
2 (0,2mm + filtro <i>Sharpen Mild</i>)	0,88750	0,31797	1,0	0,20222	A B
7 (1,0mm + filtro <i>none</i>)	0,87500	0,33281	1,0	0,22152	B

*Tratamentos com letras iguais indicam médias que não diferem entre si

Avaliando o efeito dos protocolos sobre a identificação dos acertos na superfície posterior, as maiores médias obtidas foram as dos Protocolos 5 e 6, sendo encontrada diferença estatística apenas em relação ao Protocolo 7, que apresentou também a média mais baixa.

6 DISCUSSÃO

Os exames por imagem são extremamente importantes na detecção precoce de lesões erosivas nas superfícies ósseas, incluindo as da ATM, uma vez que estas podem ser as primeiras manifestações locais de determinadas condições sistêmicas graves, como os diversos tipos de artrites (Isberg, 2005). Entretanto, avaliar a imagem desta região sempre se configurou num desafio para os clínicos devido à inerente sobreposição das imagens das estruturas cranianas. Muitas técnicas de diagnóstico por imagem têm sido propostas para avaliar erosões, desde as radiografias convencionais (Klein *et al.*, 1970) até mesmo ultrassom (Rudisch *et al.*, 2006). Na maioria dos estudos mais recentes (Koyama *et al.*, 2007; Utumi *et al.*, 2009; Cara *et al.*, 2007) as tomografias computadorizadas (TCFB e TCFC) vem sendo empregadas pois conseguem eliminar as sobreposições dos demais ossos do crânio. A TCFC é a modalidade preferida atualmente nos estudos do complexo maxilo-facial, pois além das vantagens sobre os demais exames de TC, como menor dose de radiação, menor tempo de exame, tamanho reduzido e menor custo do equipamento e aquisição sem intervalo entre os cortes (Arai *et al.*, 1999; Ludlow *et al.*, 2006; Suomalainen *et al.*, 2009), ainda mantém as possibilidades de pós-processamento de imagens já presentes na TCFB (MPR, variação na espessura de cortes e possibilidade de aplicação de filtros) (Honey *et al.*, 2007; Perrela *et al.*, 2007; Wenzel *et al.*, 2009).

Na literatura consultada, poucos foram os estudos que avaliaram ao mesmo tempo a identificação de defeitos cavitários em côndilos e a qualidade subjetiva das imagens de TCFC, quando da variação da espessura de corte e filtros empregados, o que justifica apresentar os diferentes trabalhos que embasaram o estabelecimento da metodologia utilizada nesta pesquisa.

No trabalho de Albuquerque (2011) foram simulados defeitos nas regiões lateral, medial e central da superfície superior do côndilo mandibular, tendo a autora encontrado resultados melhores na identificação dos defeitos centralmente localizados nas imagens de TCFC, o que foi atribuído ao fato de que nessa localização, o corte parassagital passa exatamente ao longo do diâmetro dos defeitos, facilitando a pronta identificação deles nas imagens. Por isso, no presente estudo, os defeitos foram confeccionados no centro da

superfície escolhida (superior ou posterior). Ademais, os defeitos surgem mais comumente onde a carga funcional é maior.

Ao utilizarmos pontas diamantadas de diferentes diâmetros, como também foi feito por Utumi *et al.* (2009), variamos o tamanho dos defeitos obtidos e assim evitamos o condicionamento dos avaliadores e simulamos a condição *in vivo* das diversas fases de progressão da doença articular degenerativa. Sem dúvida, quanto menor o defeito, menor também a sensibilidade na sua identificação (mais difícil de ser detectado) por isso a importância de ter usado pontas de dimensões tão reduzidas, pois simulam as lesões erosivas iniciais e assim um diagnóstico precoce pode ser obtido e o prognóstico geralmente é mais favorável quando da intervenção imediata.

Na seleção do protocolo de aquisição das imagens foi escolhido o de menor *voxel* disponível no aparelho utilizado (0,25mm), citado por Albuquerque (2011) como o que obteve as melhores imagens para avaliação de defeitos cavitários na região condilar.

Após a reconstrução multiplanar das imagens, a escolha dos cortes parassagittais para avaliação deveu-se ao fato dos defeitos ósseos terem sido feitos nas superfícies superior e posterior dos côndilos e a projeção parassagital consegue evidenciar as duas superfícies conjuntamente, conforme observado por Utumi *et al.* (2009).

A escolha das espessuras de corte foi sugerida pelos próprios avaliadores, que empregavam rotineiramente na clínica as espessuras de 0,6mm e 1,0mm para observação da ATM e tinham interesse em avaliar também com a menor espessura disponível no *software*, 0,2mm. Com relação aos filtros, foi optado pelo *none*, por ser a imagem original, um filtro de realce (*Sharpen Mild*) e um de suavização (*S9*).

Discutiremos em seguida os resultados encontrados para cada uma das questões.

Para a definição da cortical condilar (QA) os valores da concordância inter-avaliadores foram baixos em ambas as sessões (de concordância razoável a divergência severa, o que impossibilitou a análise). A concordância intra-avaliadores mostrou resultados bastante divergentes para cada um dos avaliadores: enquanto para o Avaliador 1 os escores encontrados apontaram para uma concordância quase perfeita, para o Avaliador 2 o critério de avaliação deve ter sido bem diferente entre as sessões, o que inviabilizou o

cálculo estatístico. Não foram encontrados na literatura consultada estudos que avaliassem a qualidade da imagem da cortical do côndilo. Podemos inferir que mesmo com resultados tão adversos, a identificação dos defeitos não parece ter sido afetada por essa questão, ainda que a maioria destes defeitos estivesse limitada à cortical condilar.

Ao avaliar a existência de defeitos nas superfícies superior e posterior e a qualidade da visualização deles (QB.1.1, QB.1.2, QB.2.1 e QB.2.2) os valores de Kappa encontrados apontaram uma concordância quase perfeita inter e intra-avaliadores. Em determinado momento, na análise intra-avaliadores para o item QB.2.1 (identificação de defeitos na superfície posterior), o valor encontrado foi indicativo de concordância perfeita entre as respostas dadas nas duas sessões de um mesmo avaliador. A TCFC também apresentou concordância intra-avaliadores perfeita quando comparada a outras modalidades de exames por imagem. No estudo de Hintze *et al.* (2007), três avaliadores verificaram a superior acurácia de diagnóstico da TCFC em relação à tomografia convencional corrigida na detecção de alterações morfológicas (defeitos ósseos, aplainamento e osteófitos) em ATMs de crânios secos. No estudo de Honey *et al.* (2007) o número de avaliadores foi ainda maior: 10 profissionais observaram defeitos ósseos pré-existent na superfície lateral de côndilos secos através da TCFC, radiografia panorâmica, escanografia e tomografia convencional, havendo também uma concordância perfeita entre eles para a identificação das alterações utilizando o exame de TCFC. Estes excelentes resultados indicam que essas questões foram bem menos sujeitas às interpretações subjetivas por parte dos avaliadores. Por outro lado, no estudo de Albuquerque (2011), avaliando protocolos de aquisição (*voxels* de 0,40mm e de 0,25mm) de imagens de TCFC, os valores da concordância intra-avaliadores encontrados para os dois avaliadores foram baixos (concordância de ligeira a razoável) para ambos os protocolos. Uma possível explicação seria a maneira como foi feita a avaliação: as imagens, depois de reconstruídas, foram impressas em filmes radiográficos, e assim perdem-se as possibilidades oferecidas pelos recursos computacionais, o que pode dificultar a observação.

Para a qualidade geral das imagens (QC), inicialmente avaliando a concordância inter-avaliadores, discordamos dos resultados encontrados por Hashimoto *et al.* (2007) que, ao compararem as imagens por TCFC e TCMD de uma maxila seca

encontraram uma concordância de moderada a substancial para as imagens de TCFC, enquanto os nossos resultados apontaram uma concordância apenas razoável. Para a concordância intra-avaliadores, a variação encontrada por Hashimoto *et al.* (2007) foi ainda maior, de moderada a quase perfeita, assim como nossos valores, que também aumentaram para uma concordância forte ou substancial. Esse aumento era esperado, uma vez que as respostas dadas por um mesmo avaliador num determinado intervalo de tempo (intra-avaliadores) tendem a ser mais coincidentes do que as respostas entre dois avaliadores diferentes (inter-avaliadores). Entretanto, salienta-se a presença de indícios de divergências (devido ao valor reduzido de p) nas médias encontradas nos dois estudos para ambas as análises, o que indica variação nos critérios utilizados pelos avaliadores durante a observação das imagens.

Avaliando a acurácia na identificação dos defeitos, encontramos um valor significativamente superior da proporção de acertos em ambas as superfícies. Concordamos então com os resultados obtidos em dois estudos com TCFB. No de Cara *et al.* (2007) foram simulados defeitos, de aproximadamente 1mm de diâmetro, nos côndilos mandibulares e as imagens obtidas por TCSD e TCMD foram avaliadas em diferentes protocolos de reconstrução, levando em conta a orientação dos cortes gerados (imagens axiais × MPR). A maior sensibilidade na identificação dos defeitos foi encontrada com as MPR's da TCMD. Posteriormente, Utumi *et al.* (2009) também avaliaram defeitos, mas, como já mencionado, utilizaram três tamanhos de pontas diamantadas. Eles compararam as projeções tradicionais (coronal, axial e sagital) com as imagens parassagitais e obtiveram uma sensibilidade de 100% para a identificação dos defeitos na superfície superior com as imagens parassagitais. Com relação aos dados obtidos em estudos comparando a TCFC com outras modalidades de imagem, concordamos com os de Honda *et al.* (2006) e Honey *et al.* (2007). A confiabilidade de diagnóstico da TCFC e da TCH na detecção de erosões, osteófitos e esclerose nos côndilos foi avaliada no trabalho de Honda *et al.* (2006), sendo encontrados resultados favoráveis ao uso da TCFC para este fim. Honey *et al.* (2007), ao observarem por TCFC defeitos ósseos na superfície lateral de côndilos secos e compararem as respostas com as obtidas através de outras modalidades de imagem radiográfica (radiografia panorâmica, escanografia e tomografia convencional), perceberam que a

TCFC teve acurácia estatisticamente maior do que todas as demais técnicas. Observaram ainda que uma avaliação “dinâmica”, ou seja, quando os avaliadores tinham acesso a toda a informação volumétrica no *software* e podiam deslizar entre os cortes, foi 20% mais acurada do que uma avaliação “estática”, com as imagens salvas em arquivos do tipo PDF. Em contrapartida, Hintze *et al.* (2007) encontraram baixos valores para a sensibilidade da TCFC e da tomografia convencional na detecção de defeitos ósseos, aplainamentos e osteófitos em ATMs de crânios secos, entretanto, como não houve diferenças estatísticas entre os valores, concluíram que a acurácia de ambas as modalidades é semelhante e se esses resultados forem aplicáveis também *in vivo*, o exame que requer menor dose e maior conforto deve ser eleito, reforçando assim a indicação da TCFC.

É interessante notar que mesmo tendo sido atribuídos alguns baixos valores de concordâncias para o critério qualidade geral da imagem, isto não influenciou na identificação dos defeitos, que apresentou os melhores resultados dentre todas as outras questões, tanto inter quanto intra-avaliadores. Independentemente da qualidade das imagens obtidas por TCFC, a avaliação das superfícies ósseas articulares é satisfatória e permite a identificação de lesões degenerativas, mesmo as de dimensões reduzidas.

Com relação à última análise realizada, a que leva em consideração a influência dos fatores espessura de corte e filtros sobre os aspectos acima descritos, não foram encontrados na bibliografia consultada estudos com este enfoque, para comparação com os nossos os resultados, mas podemos comentar informações de alguns trabalhos. Como, por exemplo, o de Perrela *et al.* (2007), que compararam imagens de TCSD com 1mm e 3mm de espessura e intervalo entre os cortes, respectivamente. Os autores observaram que a sensibilidade e a especificidade foram de 100% para detecção de defeitos simulados no corpo da mandíbula com ambos os protocolos, mas na identificação da invasão medular esses valores diminuíram, o que foi influenciado pela pequena profundidade de alguns defeitos, que era inferior à medida da espessura dos cortes. Concluiu-se que secções mais finas foram mais efetivas na detecção de invasão medular precoce. No presente trabalho, de fato, os piores resultados estatisticamente significantes foram encontrados nos cortes mais espessos (1mm).

No que diz respeito à aplicação de filtros, Wenzel *et al.* (2009) avaliaram sua influência na detecção de fraturas radiculares *in vitro* e encontraram sensibilidade superior do filtro *Angio-Sharpen* sobre as imagens originais, imagens com filtro *Sharpen* e radiografias periapicais digitais.

Távora (2011), avaliando a qualidade geral das imagens de TCFC de determinadas estruturas anatômicas *in vivo*, encontrou melhores resultados vindos dos filtros de realce (*Sharpen*, *Sharpen Mild*, *Sharpen 3x3* e *Angio Sharpen Medium 5x5*), ao acentuarem os limites entre os tons de cinza geraram imagens mais granuladas, que tiveram uma influência superior a dos filtros de suavização (*S9* e *Smooth 3x3*), que atuam redistribuindo uniformemente os níveis de cinza na imagem diminuindo a granulação, porém afetando o contraste. Também nos nossos resultados, os protocolos com o filtro de realce (*Sharpen Mild*) foram os que apresentaram imagens de qualidade superior. Entretanto, deve-se estar atento à comparação entre estudos quanto ao uso dos filtros, pois existem alguns fatores a se considerar, como em qual parte da imagem o aplicativo está atuando e as características de densidade, contraste e ruído que são afetadas com a opção de visualização escolhida, já que um filtro que otimiza a visualização de uma determinada estrutura pode prejudicar a interpretação de outra (Baksi *et al.*, 2010).

Quando da junção dos fatores espessura de corte e filtro para formar o que denominamos de protocolo de reconstrução, configura-se uma situação ímpar: não é mais possível dissociar a influência de um ou outro na qualidade geral da imagem resultante. Mas, de acordo com os nossos resultados, podemos observar que o filtro *S9* (independentemente da espessura a qual estivesse associado) foi o que apresentou os significativamente piores resultados. Já o filtro *Sharpen Mild* foi o que apareceu mais vezes nas primeiras posições das tabelas, apresentando resultados relativamente superiores aos demais, também com diferentes espessuras de corte. Segundo Távora (2011), em seu estudo as imagens submetidas aos filtros de realce, mesmo apresentando-se mais granuladas, receberam melhores pontuações na visualização das estruturas anatômicas. Por outro lado, os filtros de suavização, tendendo a reduzir o ruído na imagem, prejudicaram o contraste, não adicionando qualquer melhoria na qualidade da imagem ou até mesmo piorando a

mesma. Assim, podemos supor que há um comportamento mais marcante dos filtros no que diz respeito à influência sobre as características finais das imagens.

Por fim, deve-se atentar para o caráter *in vitro* deste e da grande maioria dos estudos mencionados, e chamar a atenção para o fato de determinadas condições presentes *in vivo* não poderem ser perfeitamente reproduzidas em laboratório. Desta forma, sugerimos que os resultados encontrados no presente trabalho sejam empregados em condições clínicas, para que se possa confirmar e estabelecer a correspondência entre os achados *in vitro* e *in vivo*.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados, é possível inferir que:

1 - A proporção de acertos foi significativamente superior à proporção de erros para as duas superfícies observadas, o que demonstra a qualificação da técnica como forma de determinação da existência dos defeitos estudados. Com relação à influência dos protocolos, a maioria também se mostrou adequada para esta finalidade;

2 - O emprego do filtro *S9* com espessura de corte de 1,0mm é desaconselhável, uma vez que apresentou médias significativamente mais baixas quando da avaliação da definição da cortical condilar, qualidade da visualização dos defeitos na superfície superior e qualidade geral da imagem;

3 - O filtro *Sharpen Mild* (independentemente da espessura de corte empregada) mostrou-se o mais equilibrado para a obtenção de imagens de qualidade adequada à identificação de defeitos cavitários na superfície articular do côndilo de mandíbulas secas.

REFERÊNCIAS*

1. Albuquerque DF. Avaliação de imagens de defeitos ósseos induzidos na cabeça da mandíbula por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.
2. Alexiou KE, Stamatakis HC, Tsiklakis K. Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(3): 141–7.
3. Alkhader M, Ohbayashi N, Tetsumura A, Nakamura S, Okochi K, Momin MA *et al.* Diagnostic performance of magnetic resonance imaging for detecting osseous abnormalities of the temporomandibular joint and its correlation with cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39(5): 270–6.
4. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(4): 245-8.
5. Baksi BG, Alpöz E, Sogur E, Mert A. Perception of anatomical structures in digitally filtered and conventional panoramic radiographs: a clinical evaluation. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39(7): 424-30.
6. Berni Neto RC, Freitas C, Gouveia AT, Fenyo-Pereira M, Bolzan M. Estudo da ocorrência de alterações morfológicas ou degenerativas da ATM utilizando a tomografia linear. *Rev ABRO.* 2003; 4(2): 81-4.
7. Bean LR, Omnell KA, Oberg T. Comparison between radiologic observations and macroscopic tissue changes in temporomandibular joints. *Dentomaxillofac Radiol.* 1977; 6(2): 90–106.
8. Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell KA *et al.* Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997; 83(5): 609–18.
9. Campos MIG, Campos PSF, Cangussu MCT, Guimarães RC, Line SRP. Analysis of magnetic resonance imaging characteristics and pain in temporomandibular joints with and without degenerative changes of the condyle. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 37(6): 529–34.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

10. Campos PSF, Freitas CE, Pena N, Gonzalez MOD, Almeida SM, Mariz ACR *et al.* Osteochondritis dissecans of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34(3): 193-7.
11. Campos PSF, Aragão JA, Reis FP. Articulação temporomandibular – Anatomia e diagnóstico por imagem (Parte I). *Rev ABRO.* 2008. 9(2): 5-10.
12. Campos PSF, Aragão JA, Reis FP. Articulação temporomandibular – Anatomia e diagnóstico por imagem (Parte II). *Rev ABRO.* 2009. 10(1): 5-13.
13. Cara ACB, Gaia BF, Perrella A, Oliveira JXO, Lopes PML, Cavalcanti MGP. Validity of single- and multislice CT for assessment of mandibular condyle lesions. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36(1): 24-7.
14. Cavalcanti MGP. Diagnóstico por Imagem da Face. São Paulo: Ed. Santos; 2008.
15. Cholitgul W, Petersson A, Rohlin M, Tanimoto K, Akerman S. Diagnostic outcome and observer performance in sagittal tomography of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990; 19(1): 1–6.
16. Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002; 12(3): 634–7.
17. Duan X, Wu J, Mao Y, Wang H, Wang M. A retrospective study on the relationship between aging and tomographic findings in 174 Patients with TMD. *Oral Radiol.* 1999; 15(1): 9–17.
18. Eckerdal O, Lundberg M. The structural situation in temporomandibular joints. A comparison between conventional oblique transcranial radiographs, tomograms and histologic sections. *Dentomaxillofac Radiol.* 1979; 8(1): 42–9.
19. Eickholz P, Riess T, Lenhard M, Hassfeld S, Staehle HJ. Digital radiography of interproximal bone loss; validity of different filters. *J Clin Periodontol.* 1999; 26(5): 294-300.
20. Fallon SD, Fritz GW, Laskin DM. Panoramic imaging of the temporomandibular joint: an experimental study using cadaveric skulls. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(2): 223–9.
21. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology.* 2005; 235(3): 756–73.

22. Flygare L, Rohlin M, Akerman S. Microscopy and tomography of erosive changes in the temporomandibular joint. An autopsy study. *Acta Odontol Scand.* 1995; 53(5): 297–303.
23. Haiter-Neto F, Pontual AA, Frydenberg M, Wenzel A. Detection of non-cavitated approximal caries lesions in digital images from seven solid-state receptors with particular focus on task-specific enhancement filters. An ex vivo study in human teeth. *Clin Oral Invest.* 2008; 12(3): 217–23.
24. Hansson LG, Hansson T, Petersson A. A comparison between clinical and radiologic findings in 259 temporomandibular joint patients. *J Prosth Dent.* 1983; 50(1): 89–94.
25. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomographic machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003; 95(3): 371–7.
26. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S, Akiyama Y, Honjaya T, Ejima K *et al.* Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36(8): 465–71.
27. Hatcher DC, McEvoy SP, Mah RT, Faulkner MG. Distribution of local and general stresses in the stomatognathic system. In: McNeill C, editor. *Science and practice of occlusion.* 1. ed. Chicago: Quintessence; 1997. p. 259–70.
28. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128(6): 803–11.
29. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36(4): 192–7.
30. Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Comparison of three radiographic methods for detection of morphological temporomandibular joint changes: panoramic, scanographic and tomographic examination. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(3): 134–40.
31. Honda K, Larheim TA, Hashimoto K, Shinoda K, Westesson PL. Thickening of the glenoid fossa in osteoarthritis of the temporomandibular joint. An autopsy study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2001; 30(1): 10–3.

32. Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, Westesson PL. Ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT): a new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001; 91(2): 239-43.
33. Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K *et al.* Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(6): 391-5.
34. Honda K, Larheim TA, Maruhashi K, Matsumoto K, Iwai K. Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(3): 152-7.
35. Honda K, Bjørnland T. Image-guided puncture technique for the superior temporomandibular joint space: value of cone beam computed tomography (CBCT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endol.* 2006; 102(3): 281-6.
36. Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS *et al.* Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparison with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(4): 429–38.
37. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. 1973. *Br J Radiol.* 1995; 68(815): 166-72.
38. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology.* 2000; 215(1): 55-62.
39. Huntjens E, Kiss G, Wouters C, Carels C. Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography. *Eur J Orthod.* 2008; 30(6): 545–51.
40. Hussain AM, Packota G, Major PW, Flores-Mir C. Role of different imaging modalities in assessment of temporomandibular joint erosions and osteophytes: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2008; 37(2): 63–71.
41. Isberg A. *disfunção da Articulação Temporomandibular: Um Guia para o Clínico.* São Paulo: Artes Médicas; 2005.
42. Johnson K. Imaging of juvenile idiopathic arthritis. *Pediatric Radiology.* 2006; 36(8): 743–58.

43. Katzberg RW, Westesson PN. Diagnosis of the temporomandibular joint. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1994.
44. Kirk Jr WS. A comparative study of axial corrected tomography with magnetic resonance image in 35 joints. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*; 1989; 68(5): 646-52.
45. Klein IE, Blatterfein L, Miglino JC. Comparison of the fidelity of radiographs of mandibular condyles made by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1970; 24(4): 419-52.
46. Koyama J, Nishiyama H, Hayashi T. Follow-up study of condylar bony changes using helical computed tomography in patients with temporomandibular disorder. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007; 36(8): 472-7.
47. Kumar V, Abbas A, Fausto N, Mitchell R. Robbins Patologia Básica. 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
48. Kurita H, Ohtsuka A, Kobayashi H, Kurashina K. Resorption of the lateral pole of the mandibular condyle in temporomandibular disc displacement. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30(2): 88-91.
49. Larheim TA, Dale K, Tveito L. Radiographic abnormalities of the temporomandibular joint in children with juvenile rheumatoid arthritis. *Acta Radiol Diag (Stockh)*. 1981; 22(3A): 277-84.
50. Larheim TA, Smith HJ, Aspestrand F. Rheumatic disease of the temporomandibular joint: MR imaging and tomographic manifestations. *Radiology*. 1990; 175(2): 527-31.
51. 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*. 2010; 75(2): 265-269.
52. Lindvall AM, Helkimo E, Hollender L, Carlsson GE. Radiographic examination of the temporomandibular joint. A comparison between radiographic findings and gross and microscopic morphologic observations. *Dentomaxillofac Radiol*. 1976; 5(1-2): 24-32.
53. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006; 35(4): 219-26.

54. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Oral Endol*. 2007; 103(4): 534 – 42.
55. Marques AP. Comparação entre a tomografia computadorizada multislice e a tomografia computadorizada por feixe cônico para identificação de lesões osteolíticas simuladas na cabeça da mandíbula [tese]. São Paulo: USP; 2009.
56. Mawani F, Lam EWN, Hoe G, McKee I, Raboud DW, Major PW. Condylar shape analysis using panoramic radiography units and conventional tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005; 99(3): 341–8.
57. Omnell KA, Petersson A. Radiography of the temporomandibular joint utilizing oblique lateral transcranial projections. Comparison of information obtained with standardized technique and individualized technique. *Odontol Revy*. 1976; 27(2): 77–92.
58. Pedersen TK, Jensen JJ, Melsen B, Herlin T. Resorption of the temporomandibular condylar bone according to subtypes of juvenile chronic arthritis. *J Rheumatol*. 2001; 28(9): 2109-15.
59. 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.
60. Rohlin M, Akerman S, Kopp S. Tomography as an aid to detect macroscopic changes of the temporomandibular joint. An autopsy study of the aged. *Acta Odontol Scand*. 1986; 44(3): 131–40.
61. Rohlin M, Petersson A. Rheumatoid arthritis of the temporomandibular joint: radiologic evaluation based on standard reference films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1989; 67(5): 594–9.
62. Rudisch A, Emshoff R, Maurer H, Kovacs P, Bodner G. Pathologic-sonographic correlation in temporomandibular joint pathology. *Eur Radiol*. 2006; 16(8): 1750–6.
63. Sano T. Recent developments in understanding temporomandibular joint disorders. Part 1: bone marrow abnormalities of the mandibular condyle. *Dentomaxillofac Radiol*. 2000; 29(1): 7-10.
64. Santos LAN, Campos PSF, Paula AMP, Martelli Júnior H, Melo Filho MR. Imagem da articulação temporomandibular na artrite idiopática juvenil: relato de caso. *Rev ABRO*. 2005; 6(1): 29-34.

65. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortetniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38(6): 367–78.
66. Tanimoto K, Petersson A, Rohlin M, Hansson LG, Johansen CC. Comparison of computed with conventional tomography in the evaluation of temporomandibular joint disease: a study of autopsy specimens. *Dentomaxillofac Radiol.* 1990; 19(1): 21–7.
67. Tasaki MM, Westesson PL. Temporomandibular joint: diagnostic accuracy with sagittal and coronal MR imaging. *Radiology.* 1993; 186(3): 723-9.
68. Távora, DM. Influência da aplicação de filtros na qualidade da imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2011.
69. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endo.* 2000; 89(4): 509–18.
70. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004; 33(3): 196-201.
71. Tsuruta A, Yamada K, Hanada K, Hosogai A, Tanaka R, Koyama J *et al.* Thickness of the roof of the glenoid fossa and condylar bone change: a CT study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2003; 32(4): 217–21.
72. Utumi ER, Perrella A, Albuquerque MAP, Adde CA, Rocha RG, Cavalcanti MGP. Evaluation of simulated bone lesion in the head of the mandible by using multislice computed tomography. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(5): 521-6.
73. Vieira AJ, Garret JM. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. *Fam Med.* 2005; 37(5): 360-3.
74. Warnke T, Carls FR, Sailer HF. A new method for assessing the temporomandibular joint quantitatively by dental scan. *J Craniomaxillofac Surg.* 1996; 24(3): 168-72.

75. Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108(6): 939-45.
76. Westesson PL, Katzberg RW, Tallents RH, Sanchez-Woodworth RE, Svensson SA. CT and MR of the temporomandibular joint: comparison with autopsy specimens. *Am J Roentgenol.* 1987; 148(6): 1165–71.
77. Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *N Y State Dent J.* 2005; 71(4): 28-33.

APÊNDICE: FICHA DE AVALIAÇÃO

FICHA DE AVALIAÇÃO

AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DA IMAGEM E IDENTIFICAÇÃO DE DEFEITOS SIMULADOS NO CÔNDILO MANDIBULAR EM EXAME DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO RECONSTRUÍDO EM DIFERENTES PROTOCOLOS

Cada CD traz a imagem de 2 côndilos. Ao do lado direito daremos o número 1 e ao do lado esquerdo daremos o número 2, e assim consecutivamente até o número 20.

Avalie as imagens projetadas em reconstrução multiplanar (axial, sagital e coronal), mas concentre sua avaliação principalmente nas imagens seccionais parassagittais (cortes perpendiculares ao eixo maior do côndilo) de cada côndilo.

Importante: não esqueça de, antes de começar a avaliação, estabelecer o protocolo que se pede.

Para cada imagem deverão ser observados 3 aspectos:

- a.1 Visualização do defeito em superfície superior;
- a.2 Visualização do defeito em superfície posterior;
- b Definição da cortical condilar;
- c Qualidade geral da imagem.

Assinale com um “X” a melhor alternativa.

AVALIADOR 1

SESSÃO 1

PROTOCOLO 1: ESPESSURA DE CORTE DE 0,2mm, FILTRO *NORMAL* E MANIPULAÇÃO DE BRILHO E CONTRASTE

Côndilo 1

a.1) Visualização do defeito em superfície superior: SIM () NÃO ()

- 1. Ruim: contorno impreciso e defeito mal diferenciado dos espaços medulares;
- 2. Regular: contorno impreciso, mas defeito bem diferenciado dos espaços medulares;
- 3. Boa: contorno razoavelmente preciso e defeito bem diferenciado dos espaços medulares;
- 4. Excelente: contorno preciso e defeito bem diferenciado dos espaços medulares.

a.2) Visualização do defeito em superfície posterior: SIM () NÃO ()

- 1. Ruim: contorno impreciso e defeito mal diferenciado dos espaços medulares;

2. Regular: contorno impreciso, mas defeito bem diferenciado dos espaços medulares;
3. Boa: contorno razoavelmente preciso e defeito bem diferenciado dos espaços medulares;
4. Excelente: contorno preciso e defeito bem diferenciado dos espaços medulares.

b) Definição da cortical condilar:

1. Ruim: imagem muito granulada e cortical descontínua;
2. Regular: imagem pouco granulada, mas cortical descontínua;
3. Boa: imagem minimamente granulada e cortical descontínua;
4. Excelente: imagem sem granulação e cortical contínua.

c) Qualidade geral da imagem:

1. Ruim: pobre definição da estrutura óssea;
2. Regular: definição aceitável da estrutura óssea;
3. Boa: boa definição da estrutura óssea;
4. Excelente: excelente definição da estrutura óssea.

ANEXO: APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Avaliação da imagem do côndilo mandibular por tomografia computadorizada**", protocolo nº 169/2009, dos pesquisadores Luana Costa Bastos e Paulo Sergio Flores Campos, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 06/09/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Evaluation of the mandibular condyle image by computed tomography**", register number 169/2009, of Luana Costa Bastos and Paulo Sergio Flores Campos, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 09/06/2010.



Prof. Dr. Pablo Agustín Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP

Nota: O título do protocolo aparece como fornecido pelos pesquisadores, sem qualquer edição.
Notice: The title of the project appears as provided by the authors, without editing.

