



**Universidade Federal da Bahia
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde**



LUANA COSTA BASTOS

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* ENTRE DIFERENTES
PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO PARA IDENTIFICAÇÃO
DE DEFEITOS CAVITÁRIOS NO CÔNDILO MANDIBULAR**

SALVADOR
2014

LUANA COSTA BASTOS

**ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* ENTRE DIFERENTES
PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO PARA IDENTIFICAÇÃO
DE DEFEITOS CAVITÁRIOS NO CÔNDILO MANDIBULAR**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia para obtenção do Título de Doutora em Odontologia e Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos

SALVADOR
2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Elaboração: Departamento de Tratamento da Informação, Biblioteca Universitária de Saúde
Sistema de Bibliotecas da UFBA

B327 Bastos, Luana Costa.

Estudo comparativo *in vitro* entre diferentes protocolos de aquisição de tomografia computadorizada de feixe cônico para identificação de defeitos cavitários no côndilo mandibular / Luana Costa Bastos. – Salvador, 2014.

77 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos.

Tese (doutorado) – Universidade Federal da Bahia, Faculdade de Odontologia, 2014.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. 2. Côndilo mandibular. 3. Lesões Ósseas. 4. Qualidade de imagem. 5. Dosagem de Radiação. I. Campos, Paulo Sérgio Flores. II. Universidade Federal da Bahia. Faculdade de Odontologia. III. Título.

CDU: 16.314-073.7



UNIVERSIDADE FEDERAL DA BAHIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ODONTOLOGIA E SAÚDE

TERMO DE APROVAÇÃO

C.D. LUANA COSTA BASTOS

“ESTUDO COMPARATIVO IN VITRO ENTRE DIFERENTES
PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO PARA IDENTIFICAÇÃO
DE DEFEITOS CAVITÁRIOS NO CÔNDILO MANDIBULAR”

BANCA EXAMINADORA:

Paulo Sérgio Flores Campos

Prof. Dr. Paulo Sérgio Flores Campos (Orientador)
Professor da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Ieda Margarida Crusoé Rocha Rebello

Profa. Dra. Ieda Margarida Crusoé Rocha Rebello (Examinador Interno)
Professora da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Arlei Cerqueira

Prof. Dr. Arlei Cerqueira (Examinador Interno)
Professor da Universidade Federal da Bahia – Faculdade de Odontologia

Isaac Suzart Gomes Filho

Prof. Dr. Isaac Suzart Gomes Filho (Examinador Externo)
Professor da Universidade Estadual de Feira de Santana

Deborah Queiroz de Freitas França

Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França (Examinador Externo)
Professora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Dedico a realização deste sonho àquela que sempre sonhou comigo, minha mãe, e a aqueles por quem lutei para tornar tudo isso real, meus alunos.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (FOUFBa), minha eterna Casa, obrigada por ter me acolhido novamente durante esta nova etapa da minha formação!

Aos professores e colegas do Programa de Pós-graduação em Odontologia e Saúde, agradeço pelos ensinamentos passados nas diferentes disciplinas cursadas. Mais do que isso, agradeço pela doação de cada um no intuito de tornar esse recente programa uma referência nacional no desenvolvimento da Odontologia Clínica e Acadêmica!

Ao muito estimado Prof. Dr. Paulo Flores, por aceitar mais uma vez ser meu orientador, por me proporcionar inúmeras oportunidades de crescimento profissional e por sempre acreditar no meu potencial, me estimulando a ir ainda mais longe! Já disse e repito o quanto admiro seu tom sereno, porém decidido, de enfrentar os problemas, seu jeito descomplicado de pensar na ciência e sua dedicação em formar novos profissionais para a Radiologia! Poderia encher mil páginas com palavras, mas nunca seria o bastante para agradecer ao senhor por esses seis anos de aprendizado!

A todas as professoras da disciplina de Radiologia Básica:

- Prof. Dra. Viviane Almeida Sarmento: nunca deixarei de agradecer por ter me apresentado este “mundo radiológico”! Obrigada por sempre estar a postos para me ajudar quando precisei, a torcer sempre pelo meu sucesso e “a me chamar para a realidade” quando era necessário também!

- Prof. Dra. Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello: agradeço por ter me acolhido nesta equipe, por ter me proporcionado os meios para desenvolver meu lado didático frente aos alunos de graduação e pós-graduação (CEBEO – Centro Baiano de Estudos Odontológicos). Sua confiança muito me estimulou e quanto mais trabalhei, mais aprendi a me superar frente às adversidades do dia-a-dia na Federal, hoje me considero verdadeiramente professora, por ter lecionado ao seu lado e explorar ainda mais esse dom!

- Profs. Dras. Marianna Torres, Luciana Oliveira e Luciana Koser: obrigada por me auxiliarem no desenvolvimento das atividades, pelas dicas de vocês, muitas experiências trocadas e isso com certeza fez toda a diferença durante meu estágio docente!

Ao Prof. Dr. Marcelo Alves “Siri”, por mais uma vez me auxiliar estatisticamente desde a concepção deste projeto e torná-lo viável, meu muito obrigado pelo tempo despendido!

Aos Profs. Drs. (e mais do que isso: meus grandes amigos!) Frederico Neves e Luciana Oliveira por terem doado um pouco do seu tempo para avaliar as imagens deste projeto. Nada disso teria sido possível sem a participação de vocês!

Aos Profs. Drs. Paulo, Iêda e Viviane, 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, Iêda, Arlei Cerqueira, Isaac Suzart Gomes Filho e Deborah Queiroz de Freitas França, por aceitarem bondosamente integrar a banca avaliadora da defesa, engrandecendo ainda mais minha formação!

E por fim, a todos os alunos com os quais me permiti aprender mais do que ensinei nestes últimos 3 anos em Salvador:

- Turma de Graduação em Odontologia de 2009.1 da UNIRB (Faculdade Regional da Bahia);
- Turmas de Graduação em Odontologia de 2012.1, 2012.2, 2013.1, 2013.2, 2014.1 e 2014.2 da FOUFBa;
- Turmas de Especialização em Radiologia Odontológica de 2013 e 2014 do CEBO (Centro Baiano de Estudos Odontológicos);
- Turmas de Especialização em Ortodontia T1, T2, T3, T4 e T5 (2012 a 2014) do NEOBA (Núcleo de Ensino Odontológico da Bahia);
- Turma de Especialização em Implantodontia T1 (2014) do NEOBA.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço a Deus por ter me concedido a graça de realizar mais esse sonho, por ter me dado forças e consolo nos momentos difíceis!

A meus pais, Monica e Clínio, pela dedicação com que me educaram para a vida e por serem incentivadores de todas as minhas escolhas!

Meus irmãos, minha madrasta, meus avós e todas as minhas tias, tios, primas e primos: ter a torcida de vocês é um grande presente! Sei que sou privilegiada por ter nascido em uma família tão acolhedora e cheia de carinho!

Minha madrinha Claudia, por estar sempre por perto e meu afilhado Breno, por simplesmente alegrar a minha vida!

A todos os meus amigos, aqueles que eu vejo ou falo todo dia, aqueles que há anos não encontro, aqueles que encontro esporadicamente, cada um tem lugar cativo em meu coração! A vocês do Colégio Diplomata, da Paróquia Nossa Senhora da Luz, da FOUFBa e da UNICAMP (Faculdade de Odontologia de Piracicaba), esse momento não seria completo se não estivessem comigo ao longo da trajetória!

Em suma, a todos que aceitaram e incentivaram essas minhas escolhas, a Odontologia e a vida acadêmica. Não tenho muitas certezas na minha vida, não sei o me espera no futuro, mas de uma coisa tenho convicção: essa é a minha missão e farei de tudo para cumpri-la da melhor maneira possível honrando os preceitos éticos da profissão e contribuindo para a formação integralista de novos cirurgiões-dentistas!

*“Mesmo quando tudo parece desabar,
Cabe a mim decidir entre rir ou chorar,
Ir ou ficar,
Desistir ou lutar;
Porque descobri,
No caminho incerto da vida,
Que o mais importante é o decidir.”*

Cora Coralina

BASTOS, Luana Costa. Estudo comparativo *in vitro* entre diferentes protocolos de aquisição de tomografia computadorizada de feixe cônico para identificação de defeitos cavitários no côndilo mandibular, 77 f Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2014.

RESUMO

Erosões nos côndilos mandibulares representam muitas vezes a etapa inicial de diversas condições degenerativas, locais ou mesmo sistêmicas, que envolvem a articulação temporomandibular. Os objetivos do presente estudo foram: comparar a detecção de lesões erosivas condilares em diferentes protocolos de aquisição de imagem em um aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico; correlacionar os protocolos realizados com a dose de exposição à radiação, correlacionar o tamanho dos defeitos com a capacidade de identificação dos mesmos, e determinar subjetivamente a qualidade dessas imagens. Foram criados defeitos com pontas diamantadas esféricas de três diâmetros diferentes (numerações 1013, 1016 e 3017) nas superfícies superior e posterior de 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 envolveram apenas a região cortical ou também a medular. As mandíbulas foram submetidas ao exame de tomografia computadorizada no equipamento K9000 3D seguindo os quatro protocolos de aquisição sugeridos pelo fabricante (Pediátrico - 6,3mA e 68kV; Adulto pequeno porte - 8mA e 70kV; Adulto médio porte - 10mA e 70kV; Adulto grande porte - 10mA e 74kV) e ainda um protocolo de baixa dose (2mA e 60kV), todos com *voxel* de 76 μ m. A dose de exposição foi verificada no relatório gerado pelo próprio aparelho após cada exame. As imagens parassagittais geradas foram avaliadas por dois radiologistas no *software* CS 3D Imaging e seguindo um único protocolo de reconstrução em duas diferentes sessões, que indicaram a existência ou inexistência dos defeitos, localizando-os quando presentes, e atribuíram escores ao grau de definição da cortical condilar, à qualidade da visualização dos defeitos e à qualidade geral das imagens. Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando os coeficientes de Kappa (simples e ponderado) e os testes de McNemar e de simetria de Bowker para testar a concordância inter e intra-avaliadores. Para a comparação das taxas de acerto foi empregado o Teste do Qui-quadrado. Também foi feita uma análise de variância (Teste de Tukey) para contemplar o efeito dos protocolos e do tamanho dos defeitos (nível de significância de 0,05). Por fim, nos casos nos quais a influência do tamanho fosse evidenciada, foi aplicado um modelo de regressão quadrática para avaliar a variação das taxas de acerto em função dessa variável. As confiabilidades inter e intra-avaliadores demonstraram concordâncias substanciais e quase perfeitas, respectivamente. A proporção de acertos foi significativamente superior à proporção de erros (para ambas as superfícies avaliadas) e diferença estatística só foi observada para os defeitos localizados na superfície superior com o uso do protocolo de baixa dose. A dose de exposição medida em produto kerma-área para o protocolo de baixa dose foi 85% menor do que a encontrada para o protocolo clinicamente mais empregado. Com relação ao tamanho dos defeitos, a sua

influência foi observada para a superfície posterior, onde os menores defeitos foram os mais difíceis de serem identificados. As avaliações subjetivas sobre a qualidade das imagens apenas apresentaram resultados inferiores para o protocolo de baixa dose. Concluiu-se que a maioria dos protocolos estudados está qualificada para identificar cavidades condilares superficiais, porém a redução dos fatores energéticos deve ser empregada com ressalvas nos casos de lesões degenerativas precoces.

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

BASTOS, Luana Costa. In vitro comparative study between different acquisition protocols of cone beam computed tomography for identification of simulated defects in mandibular condyle, 77 f Thesis (PhD degree). School of Dentistry, Federal University of Bahia, Salvador, 2014.

ABSTRACT

Erosions in mandibular condyles often represent the initial stage of some degenerative conditions involving the temporomandibular joint, either local or systemic. The objectives of this study were: to compare the ability of condylar erosive lesions detection on images acquired at different protocols on cone beam computed tomography; correlating with the protocols exposure to radiation dose and correlating the size of defects with the ability to identify them. Moreover, a subjective analysis of the image quality was performed. Defects were created with spherical diamond burs of three different diameters (numbering 1013, 1016 and 3017) in the superior and posterior surfaces of 20 condyles of 10 dry mandibles. The cavities had the diameter of the bur used (1.2, 1.8 or 2.5 mm) and the depth corresponding to half of its diameter, resulting in defects involving only cortical or also the medullary bone. The images were acquired in the K9000 3D equipment following the four acquisition protocols suggested by the manufacturer (Pediatric - 6,3mA and 68kV; Small size adult - 70kV and 8mA, Medium size adult - 70kV and 10mA; Large size adult - 74kV and 10mA). In addition, a low-dose protocol (60kV and 2mA) was used, all with a 76 μ m *voxel* size. The exposure dose was found in the report generated by the device itself after each exam. The crosssectional images generated were evaluated by two radiologists on the CS 3D Imaging software and following a single reconstruction protocol in two different sessions. For each image the presence or absence of defects and location were indicated, also scores ranging from 1 to 4 were determined according to the degree of definition of condylar cortical, the quality of visualization of defects and the overall quality of the images. The data were statistically analyzed using Kappa coefficients (simple and weighted) and McNemar tests and Bowker symmetry test for inter and intra-rater reliabilities. To compare the success rates the Chi-square test was applied. A variance analysis (Tukey test) was also performed to evaluate the effect of protocols and size of defects (significance level 0.05). Finally, in cases where the influence of size was evident, a quadratic regression model was applied to assess the variation in success rates in terms of this variable. Inter and intra-rater reliabilities demonstrated substantial and almost perfect concordance, respectively. Proportion of correct responses was significantly higher than the proportion of errors (evaluated for both surfaces) and statistical difference was observed only for defects located on the superior surface with the use of low dose protocol. The exposure dose measured in kerma-area product for the low dose protocol was 85% lower than that found for the protocol clinically more used. Regarding the size of the defects, its influence was observed for the posterior surface where minor defects were the most difficult to identify. Subjective evaluations of the images quality were worst only for the low-dose protocol. It was concluded that the majority of the protocols used is qualified to identify condylar surface cavities, but the reduction in energy factors should be employed with exceptions in cases of early degenerative lesions.

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

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	a) Esquema representativo da TCH na qual 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 na qual 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.	17
Figura 2	Pontas diamantadas utilizadas para simular os defeitos. a) 1013, b) 1016, c) 3017	31
Figura 3	Defeitos (pequeno, médio e grande) produzidos nas superfícies superior (a, b, c) e posterior (d, e, f) dos côndilos	31
Figura 4	Mandíbula imersa na caixa de isopor com água	32
Figura 5	Vista frontal do conjunto. O indicador luminoso vertical coincide com o centro da caixa e passa pelo Plano Sagital Mediano da mandíbula	32
Figura 6	Vista lateral do conjunto. Os indicadores luminosos vertical e horizontal coincidem com a região central do côndilo mandibular	33
Figura 7	Visão do conjunto caixa com água/mandíbula posicionado no tomógrafo de feixe cônico K9000 3D	34
Figura 8	Esquema representativo da aquisição da imagem pelo aparelho K9000 3D, onde cada côndilo é adquirido separadamente. Fonte: Adaptado de Honda <i>et al.</i> , 2004.	34
Figura 9	<i>Software</i> CS 3D Imaging Software demonstrando o uso da ferramenta “Ativar o modo de criação de TMJ”	35
Figura 10	<i>Software</i> CS 3D Imaging Software demonstrando o uso da ferramenta “+” (“Informações do paciente”) usada para obter o relatório de dose	37

	do exame tomográfico	
Figura 11	Imagens do protocolo P1 demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície superior, c) defeito médio na superfície superior, d) defeito grande na superfície superior	37
Figura 12	Imagens do protocolo P1 demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície posterior, c) defeito médio na superfície posterior, d) defeito grande na superfície posterior	38
Figura 13	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo sem defeitos: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	38
Figura 14	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	38
Figura 15	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	38
Figura 16	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	39
Figura 17	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	39
Figura 18	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	39
Figura 19	Exemplos de cortes parassagitais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5	39
Figura 20	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da mdia (95%) e Teste de Tukey para a Qa.2 nos níveis do fator protocolo	50

Figura 21	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qb.2 nos níveis do fator protocolo	51
Figura 22	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qc nos níveis do fator protocolo	52
Figura 23	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qd nos níveis do fator protocolo	53
Figura 24	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para os acertos na superfície superior nos níveis do fator protocolo	54
Figura 25	Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para os acertos na superfície posterior nos níveis do fator protocolo	55
Figura 26	Modelo de regressão quadrática para avaliação da variação das taxas de acerto em função do tamanho do defeito localizado na superfície posterior	56

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Distribuição dos defeitos ósseos cavitários nas superfícies superior e posterior do côndilo, de acordo com seu tamanho	31
Quadro 2	Descrição dos protocolos de aquisição empregados	35
Quadro 3	Descrição das questões avaliadas, valores válidos e natureza das variáveis registradas pelos avaliadores na análise das imagens padronizadas	40
Quadro 4	Critério para interpretação do coeficiente Kappa	41
Quadro 5	Medidas criadas na fase de processamento de dados a partir do contraste do padrão-ouro com o resultado arbitrado pelo avaliador	42
Quadro 6	Relatórios de dose informados pelo próprio equipamento para cada um dos protocolos testados	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Resultado do estudo de concordância inter-avaliadores na Sessão 1	43
Tabela 2	Resultado do estudo de concordância inter-avaliadores na Sessão 2	45
Tabela 3	Resultado do estudo de concordância intra-avaliadores para o Avaliador 1	47
Tabela 4	Resultado do estudo de concordância intra-avaliadores para o Avaliador 2	48
Tabela 5	Distribuição dos erros e acertos na observação de defeitos nas imagens tomográficas	49
Tabela 6	Comparação das médias da Qa.2 em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	50
Tabela 7	Comparação das médias da Qb.2 em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	51
Tabela 8	Comparação das médias da Qc em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	52
Tabela 9	Comparação das médias da Qd em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	53
Tabela 10	Comparação das médias dos acertos na superfície superior em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	54
Tabela 11	Comparação das médias dos acertos na superfície posterior em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados	55

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAOMR	-	<i>American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology</i>
ATM	-	Articulação Temporomandibular
CCD	-	<i>Charge Coupled Device</i>
DTM	-	Desordem Temporomandibular
FOV	-	<i>Field of view</i>
HPA	-	<i>Health Protection Agency</i>
IRM	-	Imagem por Ressonância Magnética
Kv	-	Quilovolt
mA	-	Miliampere
MPR	-	<i>Multiplanar Reconstruction</i>
mSv	-	Milisievert
OA	-	Osteoartrose
RDC/TMJ	-	<i>Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
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>
TDL	-	<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>
TFCA	-	Tomografia Frontal Corrigida Axialmente
TSCA	-	Tomografia Sagital Corrigida Axialmente
USAR	-	Ultrassom de Alta Resolução

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	5
2.1 DETECÇÃO DE DEFEITOS EROSIVOS NA ATM	5
2.1.1 RADIOGRAFIAS CONVENCIONAIS	5
2.1.2 RADIOGRAFIAS PANORÂMICAS	6
2.1.3 ESCANOGRRAFIA	6
2.1.4 TOMOGRAFIA CONVENCIONAL	8
2.1.5 IMAGEM POR RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	10
2.1.6 ULTRASSOM DE ALTA RESOLUÇÃO	12
2.1.7 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA <i>FAN BEAM</i>	12
2.1.8 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	17
2.2 QUALIDADE DE IMAGEM E DOSE EM TC	23
3 PROPOSIÇÃO	29
4 MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1 AMOSTRA	30
4.2 CONFECÇÃO DOS DEFEITOS	30
4.3 OBTENÇÃO DAS IMAGENS	32
4.4 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS	35
4.5 RELATÓRIO DE DOSE	36
4.6 AVALIAÇÃO DAS IMAGENS	37
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	40
5 RESULTADOS	43
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÕES	65
REFERÊNCIAS	66
APÊNDICE	75
ANEXO	77

1 INTRODUÇÃO

Os côndilos representam as extremidades póstero-superiores da mandíbula, medem cerca de 2cm em sentido látero-lateral e 1cm no sentido ântero-posterior (CAMPOS PSF *et al.*, 2008). Coronalmente, sua forma varia entre convexa (mais frequente), plana, angulada ou arredondada (típica de crianças), essas variações podem estar relacionadas ao tipo de mastigação e, assim, podem mudar ao longo da vida. Para impedir o contato direto entre o côndilo e a fossa/eminência articular (evitando assim o seu desgaste), se interpõe o disco articular, constituído de tecido fibroso de espessura variável, que visto lateralmente apresenta-se achatado na sua porção central e mais espesso nas suas extremidades. Existem ainda outros componentes de tecido mole, como a cápsula articular (que engloba os componentes ósseos, conferindo estabilidade à movimentação articular e produz líquido sinovial para lubrificar e nutrir o disco), 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. Assim como as outras articulações do corpo, os componentes articulares podem estar sujeitos a diversas situações desfavoráveis que poderão desencadear alterações morfofuncionais causando desequilíbrio ao sistema.

No grupo das desordens funcionais, também chamadas 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 doenças inflamatórias (artrite reumatoide, artrite idiopática juvenil, artrite psoriásica, espondilite anquilosante, lúpus eritematoso sistêmico, esclerodermia) são bastante heterogêneas quanto à sua patogênese, envolvendo desde complexos imunes a fatores genéticos ainda não completamente elucidados (SANTOS *et al.*, 2005). Em comum, têm a sintomatologia dolorosa, crepitações, ruídos, sensibilidade à palpação e rigidez ao realizar função (ISBERG, 2005; FERRAZ JÚNIOR *et al.*, 2012). As artrites podem comumente atingir a ATM se iniciando como uma inflamação da membrana sinovial. Essa

por sua vez, tenta reagir produzindo tecido fibroso que deforma a superfície articular, subsequentemente colagenase e outras proteases são liberadas e destroem a cartilagem e o osso subjacente. Alguns casos evoluem para a anquilose fibrosa ou óssea o que determina limitação da abertura de boca (KUMAR *et al.*, 2008). Alterações metabólicas como 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) também podem desencadear episódios inflamatórios articulares de gravidade variável (KUMAR *et al.*, 2008).

Condições infecciosas como gonorreia, tuberculose, borreliose de Lyme e infecções causadas por *Streptococcus hemolítico*, também podem acometer a ATM e são acompanhadas de febre, eritema e edema, o que auxilia no diagnóstico diferencial. O edema causa aumento do espaço articular, que por ser limitado por superfícies ósseas, provoca dor do tipo pulsátil (ISBERG, 2005; KUMAR *et al.*, 2008).

A osteoartrose (doença articular degenerativa) 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, hiper mobilidade articular (lassidão) e doenças inflamatórias (CAMPOS MIG *et al.*, 2008). Sua patogênese decorre de uma ruptura da fibrocartilagem devido a um desequilíbrio entre a carga funcional/processos catabólicos e a capacidade de resistência/reparação. Com o avançar da idade, as células do recobrimento têm uma menor taxa de reposição e assim um tecido desgastado é obrigado a trabalhar por mais tempo, se tornando fatigado rapidamente. A produção de proteoglicanas (presentes no líquido sinovial) é diminuída e o tecido retém menor quantidade de água (devido a uma redução do fluxo sanguíneo medular), isto torna a fibrocartilagem ressecada e quebradiça e com o uso partes desse componente se rompem, permitindo o atrito direto entre as superfícies ósseas quando já houve comprometimento do disco articular. Nesse momento, a articulação tenta um esforço final para reparar os danos ao osso subjacente fabricando uma fibrocartilagem hiperplásica e osso reacional, entretanto, quando esses mecanismos não são efetivos, haverá abrasão do revestimento articular e em seguida das superfícies ósseas (KUMAR *et al.*, 2008).

De maneira geral, todas essas condições patológicas causam alterações que se iniciam no tecido de recobrimento e podem progredir e envolver as superfícies ósseas. Os principais achados radiográficos são aplainamento, esclerose, formação de osteófitos, erosões, reabsorção do côndilo e da fossa articular e redução dos espaços articulares (ALEXIOU *et al.*, 2009; FERRAZ JÚNIOR *et al.*, 2012), além de edema ou esclerose medular e mesmo corpos livres no espaço articular (CAMPOS *et al.*, 2005; CAMPOS MIG *et al.*, 2008).

No caso dos côndilos, 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 podendo se estender e envolver o osso medular subjacente.

Essas erosões comumente ocorrem durante as diversas condições patológicas mencionadas 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 (FERRAZ JÚNIOR *et al.*, 2012). 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). Quando ocorrem em pacientes jovens, podem afetar a cartilagem de crescimento subjacente e levar a distúrbios como micrognatia, inclinação e crescimento em sentido posterior da mandíbula, assimetrias, assim como vários tipos de maloclusão (HUNTJENS *et al.*, 2008; ISBERG, 2005, FERRAZ JÚNIOR *et al.*, 2012). A degradação condilar geralmente é acompanhada pela formação compensatória de osso no teto da fossa articular para ajudar a distribuir o estresse aumentado na ATM (TSURUTA *et al.*, 2003).

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 esse fim. Entretanto, deve-se ter em mente que esse exame utiliza doses variáveis de radiação ionizante e, por isso, necessita de uma prescrição cuidadosa do profissional levando em consideração a condição geral do paciente (idade, gravidez, etc) e a suspeita clínica. Os parâmetros de exposição: miliamperagem, que diz respeito à quantidade de radiação produzida; e quilovoltagem, qualidade do feixe emitido, ou seja, sua capacidade de penetrar mais ou menos nos tecidos, devem ser adequados em função do paciente (idade, massa corpórea, região de interesse) para que a melhor imagem seja obtida com a menor dose possível. A literatura atual ainda possui lacunas a respeito dos protocolos de aquisição de imagem (alterações nos parâmetros de exposição do exame) que melhor se prestem a esse tipo de diagnóstico, o que justifica estudos com tal objetivo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Detecção de defeitos erosivos na ATM

Os exames por imagem são extremamente importantes na detecção precoce de lesões erosivas nas superfícies ósseas, incluindo as da ATM, uma vez que essas podem ser as primeiras manifestações locais de determinadas condições sistêmicas graves, como os diversos tipos de artrites (ISBERG, 2005; FERRAZ JÚNIOR *et al.*, 2012). Entretanto, avaliar a imagem desta região sempre se configurou num desafio para os clínicos devido à inerente sobreposição das imagens dos demais ossos cranianos; diferentes angulações que o côndilo pode adotar (tanto em condições de normalidade quanto em presença de alterações fisiopatológicas); limitação da abertura de boca em alguns pacientes; presença de artefatos; e movimentação durante o exame (LASCALA *et al.*, 2004). A *American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology* (AAOMR), em 1997, 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 imaginológico de que um processo degenerativo 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. Os trabalhos pioneiros concluíram em favor da tomografia sagital corrigida axialmente (TSCA), enquanto outros apontam para o uso da TC, 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; LASCALA *et al.*, 2004). 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 (HONEY *et al.*, 2007). Assim, atualmente, minimamente se faz uso das radiografias convencionais (ou mesmo a combinação entre elas) para diagnosticar erosões, sendo 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 mesial, 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 as localizações das superfícies lateral e mesial do côndilo estão corretamente representadas (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 sob a 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 de acordo com 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. Esses 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 - ressaltando, entretanto que esta imagem é pouco adequada para visualização dos componentes temporais da articulação.

2.1.4 Tomografia Convencional

A tomografia convencional foi durante muitos anos 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 *et al.* (1981) relatou uma maior frequência de alterações ósseas articulares observadas nos tomogramas do que nas radiografias convencionais e panorâmicas de pacientes com artrite reumatoide.

Rohlin *et al.* (1986) avaliaram o valor da TSCA (quando uma projeção submento-vértice é previamente feita 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.

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 híbridas 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. Isso mostrou que alterações degenerativas precoces não puderam 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 realizada a comparação entre a acurácia de diagnóstico da radiografia panorâmica, da escanografia 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 serem 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 - no referido trabalho, a radiografia panorâmica - deve ser 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; HUSSAIN *et al.*, 2008). É um método não invasivo, não causa efeitos biológicos, e é 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 ciossecções 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. Dentre os 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 TCFC como padrão-ouro. As imagens tomográficas reconstruídas (parassagitais 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%). De acordo com a TCFC, em 25% das articulações havia defeitos erosivos nos côndilos, 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 sugeriram 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 marca-passo 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

clínicamente é de 3mm ou mais, o que pode ser muito espesso para detectar sutis defeitos ósseos articulares (ALKHADER *et al.*, 2010).

2.1.6 Ultrassom de Alta Resolução

O Ultrassom de Alta Resolução (USAR) é capaz de proporcionar a visualização tanto dos componentes não mineralizados quanto dos ossos 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 mesial 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 ultrassom, 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 a sua divulgação em 1972 a TC vem expandindo suas possibilidades de diagnóstico, principalmente na Odontologia, e constantemente novos recursos 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, 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 selecionados devem ser 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 posteriormente 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).

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 reformatam as imagens basais (axiais) em outras projeções biplanares (sagittais, coronais, parassagittais, panorâmicas, etc) 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 aprimorado: das primeiras máquinas de 4 baterias de detector para as de 64 baterias comumente utilizadas hoje (WINTER *et al.*, 2005) 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 *et al.*, 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 e intervalo entre os cortes de 3mm. 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 que embora não haja diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre TC e IRM na detecção de anormalidades ósseas, a TC parece representar mais minuciosamente os detalhes corticais da articulação.

Tanimoto *et al.* (1990) compararam a capacidade de diagnóstico da TCH com as tomografias convencionais corrigidas em espécimes de autópsia para detecção de alterações ósseas estruturais na ATM. 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 320×320, 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.

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. 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 casos - 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 mesial (42% e 57%). Com o protocolo 2, o avaliador 1 mostrou maior concordância para a superfície superior (79%) e menor para a mesial (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 mesial, 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, mesial e superior foram melhor visualizados nas imagens coronais.

As diretrizes desenvolvidas em 1992 pelo *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMJ) - um dos diversos sistemas para classificação das desordens temporomandibulares disponíveis na literatura - já recomendavam a TC como modalidade de escolha para a avaliação das alterações ósseas na ATM, tanto para aplicação em pesquisas como clinicamente (DWORKIN e LERESCHE, 1992). Esse sistema foi avaliado minuciosamente em um estudo clínico que testou também a eficiência das imagens de radiografias panorâmicas e de ressonâncias magnéticas para o diagnóstico de condições envolvendo tecidos moles e duros de 1.448 articulações, obtendo os melhores resultados entre os 3 observadores na identificação de alterações ósseas articulares usando TCMD, validando a TC como exame de escolha para auxiliar no diagnóstico dessas

condições (AHMAD *et al.*, 2009). Estes autores fazem menção a estudos com TCFC, porém justificam que não a utilizaram, pois quando o projeto teve início (em 2003) esta tecnologia ainda não estava disponível nas suas instituições e não era acessível realizá-la externamente.

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).

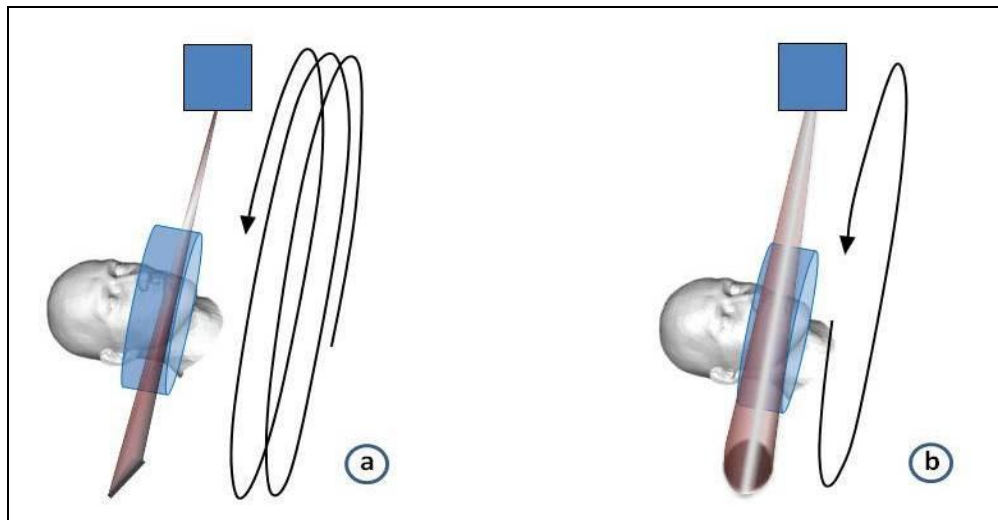


Figura 1 - a) Esquema representativo da TCH na qual uma série de cortes paralelos são feitos a partir de um feixe de radiação em formato de leque. São necessárias várias voltas em torno da cabeça do paciente para adquirir a imagem; b) Esquema representativo da TCFC na qual toda a informação volumétrica 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, podem 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 Ortodontia, por exemplo) (ARAI *et al.*, 1999). Nos menores FOVs a

dose de radiação para o paciente é consideravelmente diminuída, cerca de 1,19mSv (HONDA *et al.*, 2001; 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 TCFB (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; PALOMO *et al.*, 2008).

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 geralmente é maior do que a de métodos radiográficos tradicionais, como radiografias periapicais de boca completa (feitas em aparelhos com colimação circular) 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 TCFB, 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 (no equipamento 3DX, Morita Company, Quioto, Japão) 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 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 (equipamento iCAT, Imaging Sciences International, Pensilvânia, EUA) na detecção de defeitos ósseos. As imagens foram reformatadas gerando projeções axiais, coronais e sagitais com 0,4mm de espessura e parassagitais 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 participantes. Compararam ainda uma avaliação “estática” das imagens de TCFC (simples projeção do arquivo de imagem na tela) com uma avaliação “dinâmica” (na qual 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 (no tomógrafo NewTom 3G, QR Srl, Verona, Itália) com a tomografia convencional corrigida (lateral e frontal) na detecção de alterações morfológicas (defeitos ósseos, aplainamentos 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 1,0). 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 gravidade de diversos tipos de alterações ósseas causadas pela osteoartrite envolvendo a ATM de 71 pacientes sintomáticos utilizando TCFC (equipamento NewTom 9000 QR-DVT, QR Srl, Verona, Itália). 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.

Marques *et al.* (2010) 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 TCFC no equipamento i-CAT (*voxel* de 0,25mm, tempo de aquisição de 40s, FOV de 13cm, 7mAs e 90Kv) em dois protocolos diferentes, ambos com 1mm de espessura de corte e intervalo entre eles: (1) imagens coronal, axial e sagital; e (2) imagens parassagittais e paracoronais obtidas em relação ao longo eixo do côndilo. Dois observadores previamente calibrados avaliaram as imagens e o padrão-ouro foi a observação macroscópica dos defeitos. Os autores não encontraram diferenças estatísticas entre os dois protocolos, porém relataram resultados inferiores para a identificação das lesões de menor tamanho (feitas com a menor ponta diamantada) representando uma maior dificuldade na observação de alterações iniciais.

Albuquerque (2011) avaliou dois protocolos de aquisição de imagens de TCFC, realizadas também no equipamento i-CAT, 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 (gerando defeitos com diâmetro e espessuras iguais a 0,9mm, 1,2mm e 1,6mm). 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.

Librizzi *et al.* (2011) também avaliaram a influência do *voxel* na detecção de defeitos em 32 côndilos secos. A profundidade média dos defeitos criados foi de 1 a 1,5mm. Foram utilizados três protocolos de aquisição do equipamento CB MercuRay (Hitachi Medical Systems, Tóquio, Japão): o primeiro com *voxel* de 0,4mm e FOV de 30cm; o segundo com *voxel* de 0,3mm e FOV de 23cm; e o terceiro com *voxel* de 0,2mm e FOV de 15cm. Neste último, devido ao tamanho reduzido do FOV, cada côndilo teve que ser submetido ao exame separadamente, ao contrário do que aconteceu nos outros dois protocolos, nos quais ambos os côndilos foram adquiridos em uma mesma exposição. Dois avaliadores observaram as imagens em busca dos defeitos utilizando uma escala de 5 pontos: 1) definitivamente presente; 2) provavelmente presente; 3) incerteza da presença; 4) provavelmente ausente; 5) definitivamente ausente. Tanto a concordância intra quanto a inter-avaliadores foi superior quando empregado o menor *voxel*. A área sob a curva ROC do protocolo de menor *voxel* ($0,77 \pm 0,05$) foi maior e estatisticamente significativa em relação à do protocolo de maior *voxel* ($p \leq 0,05$), concluindo em favor dos protocolos de menor *voxel* nas avaliações da região condilar.

Utilizando 22 côndilos mandibulares de cadáveres ainda frescos de porcos, Patel *et al.* (2014) avaliaram a influência do tamanho do *voxel* na detecção de defeitos simulados dos seguintes tamanhos: 0- menores que 2mm de diâmetro; 1- 2mm; 2- maiores que 2mm (a profundidade variava entre menor e maior que 2mm). Dois avaliadores observaram as imagens obtidas de TCFC (i-CAT) com 0,2 e 0,4mm de *voxel*. A confiabilidade inter-avaliadores foi moderada para a identificação e localização dos defeitos embora especificidade e sensibilidade tenham sido excelentes. A única exceção foi para os defeitos menores que 2mm quando avaliados no protocolo de *voxel* 0,4mm, que tiveram sensibilidade significativamente baixa (67%).

Em estudo prévio (BASTOS, 2011), utilizando 20 côndilos de mandíbulas humanas secas, avaliou o poder de detecção de diferentes protocolos de reconstrução de TCFC (i-CAT) na identificação de defeitos cavitários de três diâmetros diferentes (1,2mm, 1,8mm e 2,5mm), e profundidade correspondente à metade desses diâmetros, que foram

realizados nas superfícies superior e posterior das peças. Foram adquiridas 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 avaliações foram feitas de maneira dinâmica no *software* do equipamento, por dois radiologistas experientes, havendo repetição após 15 dias. A proporção de acertos foi significativamente superior ($p < 0,01$) à proporção de erros para as duas superfícies observadas. Foi observada também a qualidade subjetiva das imagens e apenas um dos protocolos (espessura de 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. Concluiu-se que a técnica se mostrou qualificada para identificação dos defeitos estudados e a maioria dos protocolos foi adequada para este fim.

Nah (2012) argumentou que como nenhuma evidência tinha sido encontrada na literatura de que a TCFC seria inferior à TCFB para o diagnóstico de alterações ósseas articulares, e frente à redução da dose da TCFC, a escolha do método de imagem deveria depender da disponibilidade do equipamento. O autor realizou então uma avaliação retrospectiva dos aspectos clínicos e dos exames de TCFC com base no preconizado pela RDC/TMJ (DWORKIN e LERESCHE, 1992) de 220 pacientes encaminhados para seu departamento com suspeita de DTM's. Das 440 articulações observadas, 129 (29,3%) apresentavam defeitos cavitários e em 85 delas o paciente tinha como queixa principal a dor.

A influência da TCFC no diagnóstico final de diversos tipos de DTM foi avaliada em um recente estudo clínico (DE BOER *et al.*, 2014). Após exame clínico-anamnésico e radiografia panorâmica, 128 pacientes tiveram um diagnóstico primário e plano de tratamento determinados. Realizados os exames tomográficos, os profissionais puderam rever o diagnóstico e alterar o plano preconizado. Em 25% dos casos houve alteração do diagnóstico inicial, em 45% houve mudança na solicitação de outros exames complementares, e em 12% dos pacientes o plano de tratamento foi modificado (em 4 destes, a intervenção passou de invasiva para minimamente invasiva).

2.2 Qualidade de imagem e dose em TC

A qualidade das imagens resultantes dos exames de TC é um conceito de abordagem bastante subjetiva. Pode-se considerar que uma imagem possui qualidade adequada ao diagnóstico toda vez que ela for capaz de prover informação suficiente para responder às questões propostas pelo clínico. Ainda, dependendo da hipótese de diagnóstico e do plano de tratamento a ser implementado, pode ser necessária uma imagem com diferentes perfis de qualidade. Sabe-se que parâmetros energéticos mais elevados são associados a imagens com menor granulação, ou menor ruído, consideradas “melhores”. Mas algumas vezes, mesmo as imagens mais granuladas podem ser suficientes para uma primeira impressão ou até mesmo prover informação completa, como por exemplo, na avaliação de anodontias ou dentes supranumerários, com a vantagem adicional de expor o paciente a menores doses de radiação (KWONG *et al.*, 2008; PALOMO *et al.*, 2008).

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).

A primeira publicação científica tratando dos riscos associados ao uso da radiação data de 1901 e foi escrita pelo cirurgião-dentista William H. Rollins após observar diversos efeitos deletérios que vinham se manifestando nele próprio, nos colegas de profissão e nos pacientes quando expostos repetidamente aos raios x para fins diagnósticos. Esses efeitos decorrem da capacidade ionizante da radiação x, que ao entrar em contato com a célula e seus constituintes provoca alterações morfofuncionais nos tecidos. Exemplos destes efeitos vão desde eritema, depilação, infertilidade, até mesmo graves mutações e indução de diversos tipos de neoplasias (IANNUCCI e HOWERTON, 2010). Todo exame imaginológico deve ser criteriosamente prescrito pelo profissional levando em consideração o real benefício que trará ao paciente e deve ser realizado observando o protocolo de radioproteção que visa reduzir a dose de exposição ao paciente ao menor valor aceitável (de

acordo com o *International Commission on Radiologic Protection*, o valor máximo de radiação provindo dos exames médicos/odontológicos deve ser de 10 mSv por ano por pessoa) (ICRP, 2007). Alguns dos fatores que interferem de forma indireta ou direta na qualidade da imagem e dose de exposição são determinados pelos profissionais antes da realização dos exames. No caso das TCs pode-se citar o FOV e os parâmetros energéticos, miliamperagem e quilovoltagem (ALBUQUERQUE, 2011).

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; LIBRIZZI *et al.*, 2011). A resolução tem um papel importante na qualidade final da imagem. Protocolos de aquisição de alta resolução (FOV e *voxels* reduzidos) podem gerar imagens com alto nível de ruído, o que comprometeria seriamente a capacidade de diagnóstico (LIANG *et al.*, 2010).

A seleção correta do *voxel* e FOV, naqueles aparelhos que possuem mais de uma opção para cada parâmetro, deve ser pautada de acordo com a região a ser examinada e as principais hipóteses de diagnóstico para o caso. A área de interesse deve ser indicada pelo cirurgião-dentista de modo a ser completamente abrangida pelo feixe de radiação, e assim, quando do exame tomográfico, o FOV será mais bem determinado evitando exposição desnecessária de áreas vizinhas que não são relevantes para o diagnóstico, contribuindo dessa forma para uma menor dose ao paciente (PALOMO *et al.*, 2008). Algumas regiões são mais simples de serem analisadas, têm menos detalhes anatômicos ou sobreposições de estruturas próximas, outras requerem imagens com resolução extremamente alta para que possam agregar valor ao processo de diagnóstico diferencial, e assim o *voxel* deve ser o menor possível (TORRES *et al.*, 2010).

Como já mencionado, assim como na TC *Multidetector*, em alguns equipamentos de TCFC os parâmetros energéticos (miliamperagem e quilovoltagem) podem ser alterados em função do paciente (idade, massa corpórea, região de interesse) e assim protocolos de aquisição personalizados e de baixa dosagem são estabelecidos (a chamada TC de Baixa Dose). Nestes protocolos, geralmente a redução da dose (que pode ser mais do que 50% inferior ao do protocolo preestabelecido pelo fabricante) é

acompanhada por um decréscimo na qualidade, ocasionada pela adição de ruído à imagem final (RUSTEMEYER *et al.*, 2004). Entretanto, muitos pesquisadores têm demonstrado que a quantidade de ruído em alguns casos pode não alterar significativamente a acurácia do diagnóstico, o que confere respaldo para a indicação desses protocolos (DAWOOD *et al.*, 2012).

Em uma experiência feita com TCFC de Baixa Dose (no equipamento New Tom QR-DVT 9000), uma diminuição da quantidade de radiação emitida (mantendo a quilovoltagem preconizada pelo fabricante e alterando a miliamperagem para 3,2 mA) levou a uma redução significativa da dose efetiva de 35 para 23 μ Sv em um exame com FOV estendido (TSIKLAKIS *et al.* 2005).

Palomo *et al.* (2008) avaliaram as diferenças na dose de radiação (dose equivalente) quando utilizando diversos protocolos de aquisição de imagens (48 combinações possíveis) variando miliamperagem (2, 5, 10 e 15mA), quilovoltagem (100 e 120kVp), FOV (15,24, 22,86 e 30,48cm) e presença ou ausência de um filtro de cobre adicional (fixado na saída do tubo de raios X do equipamento CB Mercuray). As mensurações foram feitas através de 10 dosímetros termoluminescentes (TDL's) inseridos em um *phantom* formado por um crânio humano e revestido de um material radiologicamente equivalente aos tecidos moles de um paciente *in vivo*. Mantendo os demais parâmetros fixos e variando apenas a miliamperagem, houve uma linearidade no comportamento da dose obtida, variando praticamente na mesma proporção que o aumento dos valores de mA. Em um segundo momento, mantendo a miliamperagem fixa em 15mA, a alteração de 120 para 100kVp gerou uma redução de 38% nas doses, tanto com o filtro presente quanto ausente. Com relação ao tamanho do FOV, como era de se esperar, houve uma redução de 5 a 10% na exposição (a depender do tecido avaliado), presumivelmente uma influência da menor quantidade de radiação secundária que é produzida quando uma menor área do corpo é irradiada. A interposição do filtro de cobre externo levou a uma redução de cerca de 14% nas doses observadas variando quilovoltagem e FOV mas mantendo a miliamperagem fixa em 15mA. Os autores concluíram ressaltando que mesmo nos equipamentos em que não é possível tanta variedade nos parâmetros de aquisição, se combinando um parâmetro que gere baixa dose com um que gere alta é possível estabelecer

poucos, mas práticos, protocolos clínicos que serão adequados para diversas indicações em odontologia.

Como continuação do projeto realizado por Palomo *et al.* (2008), Kwong *et al.* (2008) avaliaram a qualidade subjetiva das imagens obtidas pelos mesmos protocolos de aquisição acima descritos quando examinando um cadáver de cabeça humana e um crânio seco. As imagens foram divididas em grupos de acordo com o tamanho do FOV (15,24, 22,86 e 30,48cm) e observadas por 30 dentistas de diferentes especialidades que julgaram subjetivamente através de uma escala de 16 pontos a qualidade dos exames. O filtro de cobre externo e a redução da quilovoltagem não afetaram significativamente a qualidade das imagens na grande maioria dos protocolos. A alteração da miliamperagem mostrou significantes diferenças ($p < 0,008$) entre os protocolos que empregavam o menor FOV e o maior. De maneira geral, as imagens de cada um dos três grupos foram consideradas satisfatórias respectivamente em 56%, 99% e 99% das vezes e assim, sempre que possível clinicamente, o menor FOV (que no equipamento em questão era aliado ao menor *voxel*) deve ser combinado com uma baixa quilovoltagem e média miliamperagem para produzir imagens satisfatórias ao diagnóstico de algumas condições clínicas comuns (avaliação de nível ósseo periodontal, côndilos mandibulares, posições relativas entre dentes e ossos gnáticos).

No trabalho realizado por Torres *et al.* (2010) o objetivo foi avaliar a dose através de dois métodos: produto dose-área e dose de entrada na pele. Foram empregados protocolos com diferentes tamanhos de *voxel*, obtidos num aparelho de TCFC (iCAT), a fim de determinar quais os melhores parâmetros energéticos para o exame respeitando-se os princípios de radioproteção. Quatro protocolos foram testados: (1) 46,72mAs, *voxel* de 0,2mm e 40s de aquisição; (2) 46,72mAs, *voxel* de 0,25mm e 40s de aquisição; (3) 23,87mAs, *voxel* de 0,3mm e 20s de aquisição; (4) 23,87mAs, *voxel* de 0,4mm e 20s de aquisição. A quilovoltagem permaneceu constante (120kVp) em todos os protocolos. Diferença estatisticamente significativa foi observada entre os quatro protocolos em ambos os métodos de avaliação da dose. Os autores inferiram que o tamanho do *voxel*, isoladamente, não é capaz de influenciar na dose de radiação em exames de TCFC no

equipamento utilizado, sendo ainda a dose diretamente relacionada ao tempo de exposição e à miliamperagem.

No já mencionado estudo de Librizzi *et al.* (2011), além da influência do *voxel* na detecção de defeitos condilares, adicionalmente, os autores ainda mensuraram a dose efetiva durante o exame com cada um dos protocolos (utilizando um *phantom* contendo TDL's), encontrando 558 μ Sv para o protocolo com FOV de 15cm (somando-se os valores encontrados para o exame individual de cada côndilo), 548 μ Sv para o FOV de 23cm e 916 μ Sv para o de 30cm. Os autores observaram que mesmo com a necessidade de duas aquisições para o exame completo das ATM's no protocolo de menor FOV, o aumento na dose efetiva foi de pouca relevância para desencorajar a sua preferência em relação ao protocolo de 23cm.

Outros equipamentos, principalmente das primeiras gerações, não permitem a alteração destes parâmetros, possuindo apenas um ou poucos protocolos de aquisição de imagens cujos valores são prefixados, o que pode gerar doses excessivas desnecessariamente (PALOMO *et al.*, 2008).

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 da redução dos parâmetros de exposição nas imagens de TCFC, julga-se importante avaliar a detecção de defeitos ósseos no côndilo mandibular em exames de TCFC adquiridos em diferentes protocolos, bem como a qualidade dessas imagens.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve os seguintes objetivos:

- 1 - Comparar a detecção de lesões erosivas no côndilo mandibular em imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridas com diferentes protocolos;
- 2 - Correlacionar os protocolos realizados com a dose de exposição de cada exame;
- 3 - Correlacionar o tamanho dos defeitos com a capacidade de identificação dos mesmos;
- 4 - Determinar subjetivamente a qualidade das imagens.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Amostra

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. 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) onde esta linha de pesquisa teve início.

4.2 Confeção dos defeitos

Seguindo a metodologia proposta por Bastos (2011), os defeitos produzidos nos côndilos envolveram 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), que são as mais frequentemente atingidas por este tipo de alteração. Em cada um dos 20 côndilos poderia haver um ou dois defeitos (de diâmetros variados ou mesmo iguais) ou não haver nenhum defeito. A quantidade de defeitos grandes foi inferior à de defeitos pequenos e médios, pois aqueles possivelmente seriam mais fáceis de serem identificados e então houve foco nos últimos, que representam melhor as lesões precoces (Quadro 1).

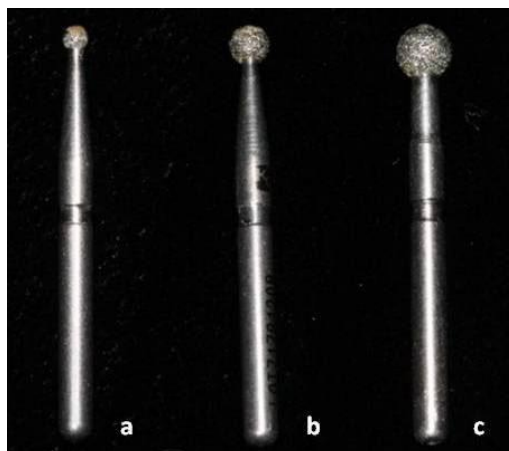


Figura 2 - Pontas diamantadas utilizadas para simular os defeitos. a) 1013, b) 1016, c) 3017

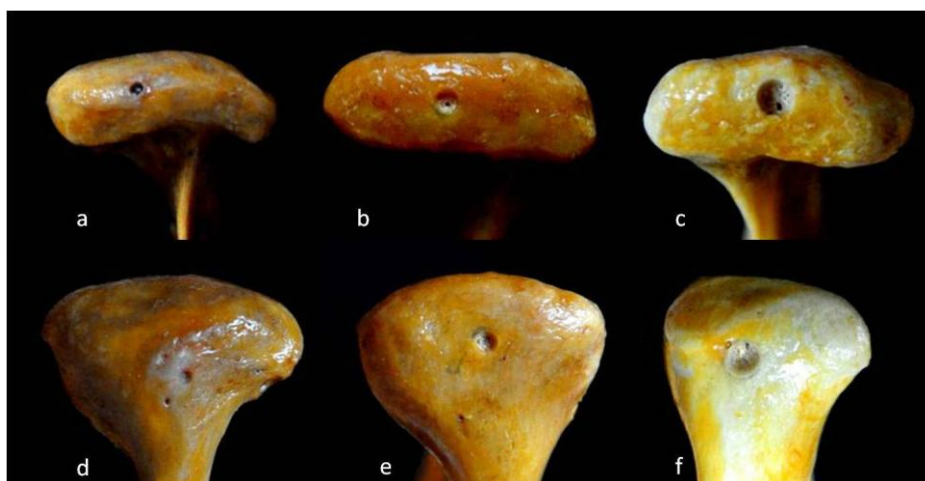


Figura 3 – Defeitos (pequeno, médio e grande) produzidos nas superfícies superior (a, b, c) e posterior (d, e, f) dos côndilos

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

4.3 Obtenção das imagens

As mandíbulas foram introduzidas em uma caixa de isopor (16,5mm de espessura) contendo volume adequado de água para envolver toda a peça. Esse conjunto foi utilizado 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

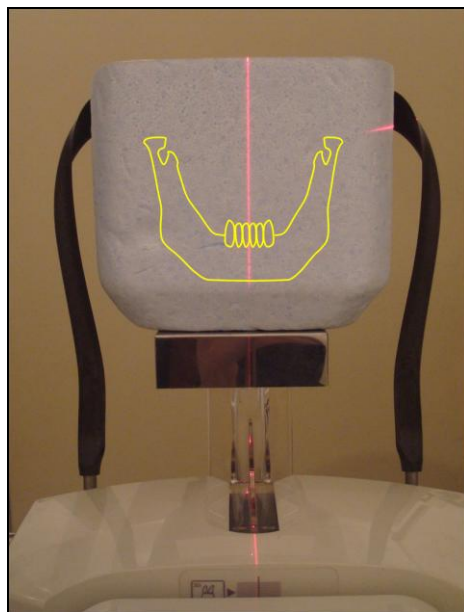


Figura 5 - Vista frontal do conjunto. O indicador luminoso vertical coincide com o centro da caixa e passa pelo Plano Sagital Mediano da mandíbula

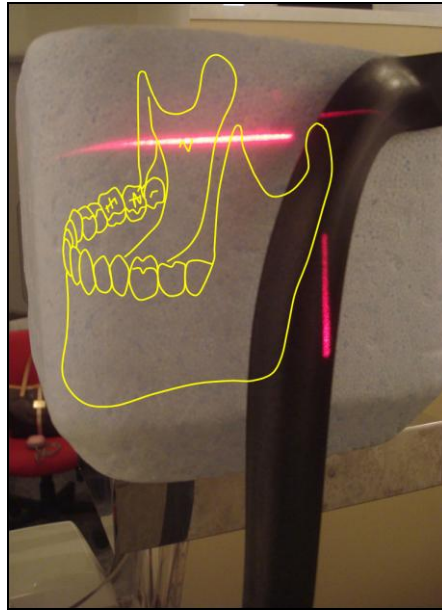


Figura 6 - Vista lateral do conjunto. Os indicadores luminosos vertical e horizontal coincidem com a região central do côndilo mandibular

O aparelho utilizado foi o K9000 3D (Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) do Laboratório TCFC 3D da FOUFBA (Figura 7), com um FOV fixo de 5cm de altura e 3,7cm de diâmetro (tamanho suficiente para englobar apenas um único côndilo por exposição, razão pela qual cada côndilo foi tomografado separadamente), *voxel* de 76 μ m e tempo de aquisição de 10,8s (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.

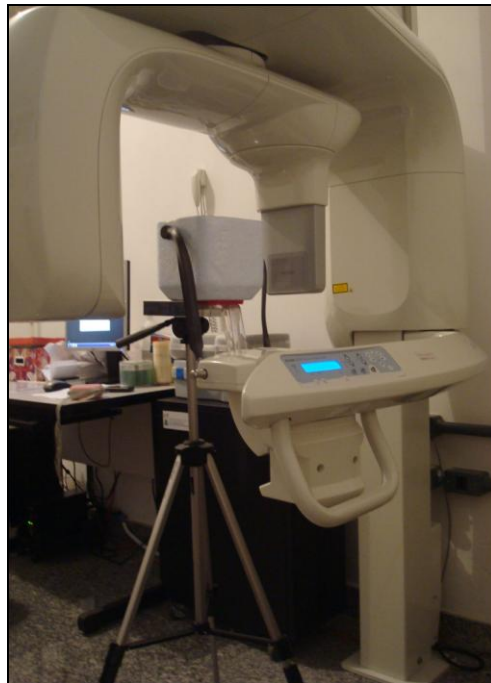


Figura 7 – Visão do conjunto caixa com água/mandíbula posicionado no tomógrafo de feixe cônico K9000 3D

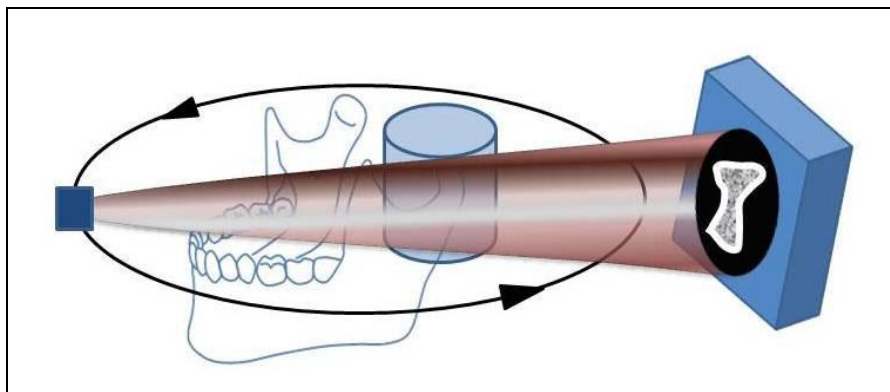


Figura 8 - Esquema representativo da aquisição da imagem pelo aparelho K9000 3D, onde cada côndilo é adquirido separadamente

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

Em seguida, foram realizados os quatro protocolos de aquisição sugeridos pelo fabricante (P1, P2, P3 e P4) e mais um quinto protocolo, no qual foram selecionados os parâmetros mínimos permitidos pelo aparelho (P5) (Quadro 2).

Protocolo	mA	kV
P1 - Pediátrico	6,3	68
P2 - Adulto pequeno porte	8	70
P3 - Adulto médio porte	10	70
P4 - Adulto grande porte	10	74
P5 - De baixa dose	2	60

Quadro 2 – Descrição dos protocolos de aquisição empregados

4.4 Reconstrução das imagens

A partir da aquisição, os avaliadores criaram conjuntamente as reconstruções multiplanares das estruturas condilares, com espessura de corte de 76 μ m, sem intervalo entre eles, em uma estação de trabalho independente, utilizando-se para isto o *software* CS 3D Imaging Software (versão 3.29, Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY, USA) compatível com o formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). O modo de visualização “Corte personalizado” foi selecionado e as reconstruções foram orientadas de acordo com o longo eixo do côndilo com o auxílio da ferramenta “Ativar o modo de criação de TMJ”: a partir da imagem axial foram estabelecidos cortes perpendiculares ou paralelos ao longo eixo do côndilo, gerando respectivamente, imagens parassagitais e paracoronais da estrutura condilar (Figura 9).

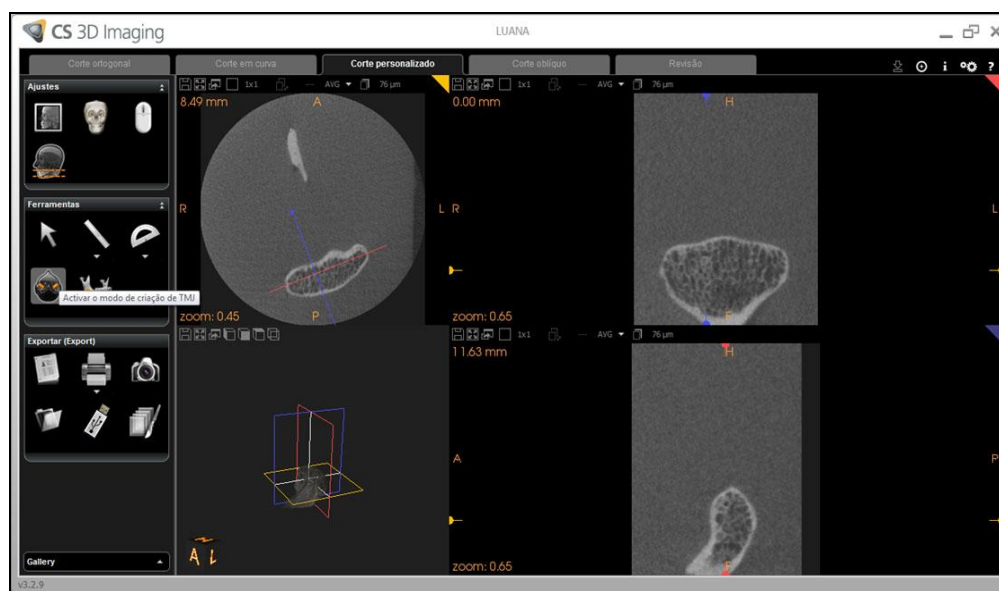


Figura 9: *Software* CS 3D Imaging Software demonstrando o uso da ferramenta “Ativar o modo de criação de TMJ”

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

4.5 Relatório de dose

Reconstruídas as imagens, foi selecionado o menu “+” (“Informações do paciente”) e foram acessadas algumas informações relativas ao exame: data e hora de obtenção, tempo de aquisição, miliamperagem, quilovoltagem, tamanho de *voxel* e ainda o valor da dose de exposição (medido através da grandeza produto kerma-área) (Figura 10). Segundo estudo prévio realizado neste mesmo equipamento (OLIVEIRA, 2013), esse valor reportado foi comparado com a dose de exposição real durante o exame (aferida com uma câmara de ionização do tipo transmissão que foi colocada na saída do feixe, conectada ao instrumento de leitura e informava o produto kerma-área instantaneamente) e as diferenças encontradas foram inferiores a 5% (a dose relatada era sempre menor do que a real). De acordo com o manual fornecido pelo fabricante, essa diferença poderia ser de até 30%. Segundo as deliberações da HPA (*Health Protection Agency*) em 2010, somente quando o valor da dose de exposição real é maior do que o dobro da indicada pelo fabricante, o aparelho não deve ser usado. Portanto, o equipamento testado mostrou-se adequado para utilização e como os valores reportados não apresentaram diferença estatisticamente significativa com a dose real, no presente estudo foi utilizado este relatório de dose para inferir a dose de exposição de cada exame.

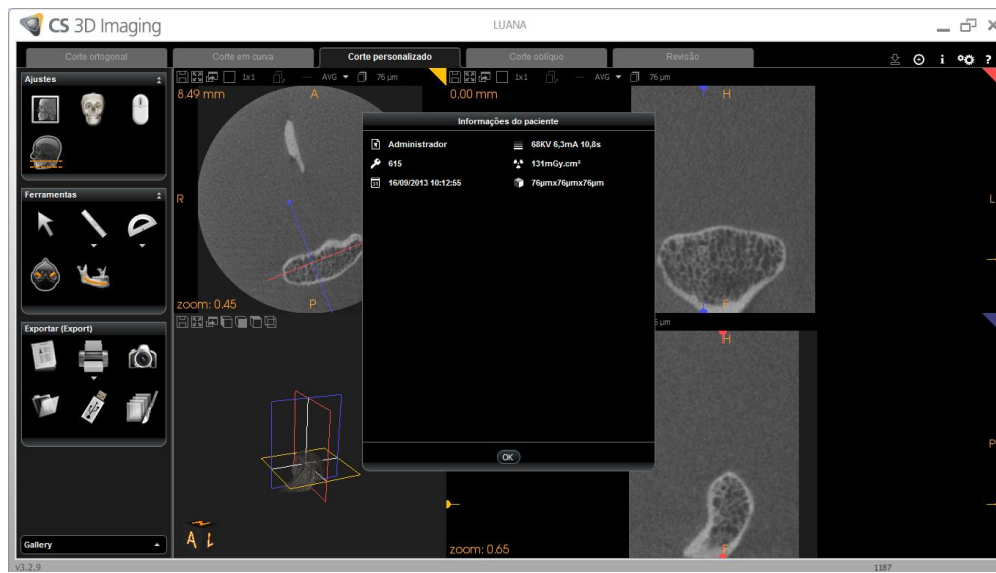


Figura 10: *Software CS 3D Imaging Software* demonstrando o uso da ferramenta “+” (“Informações do paciente”) usada para obter o relatório de dose do exame tomográfico

4.6 Avaliação das imagens

As reformatações parassagittais foram salvas em formato DICOM e avaliadas por dois radiologistas, 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 CS 3D Imaging Software*, com a possibilidade de manipulação de brilho e contraste. A avaliação foi feita de maneira dinâmica, com os avaliadores tendo possibilidade de observar todos os cortes no *software*.

As Figuras 11 e 12 mostram cortes parassagittais de côndilos hígidos e com defeitos dos três tamanhos nas superfícies superior e inferior.

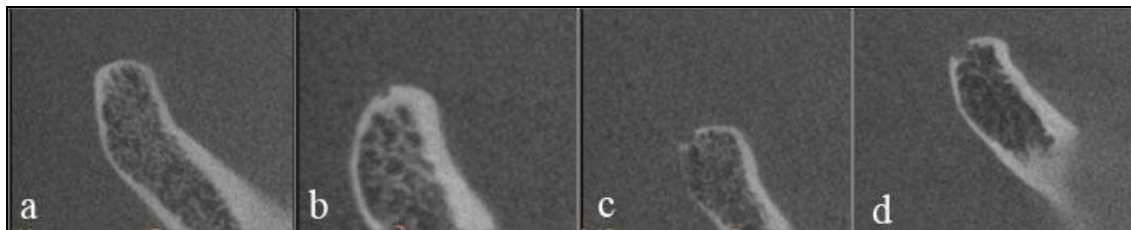


Figura 11 - Imagens do protocolo P1 demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície superior, c) defeito médio na superfície superior, d) defeito grande na superfície superior

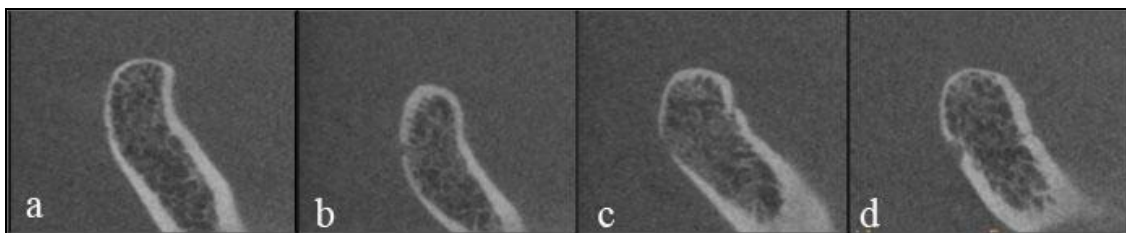


Figura 12 - Imagens do protocolo P1 demonstrando: a) côndilo sem defeito, b) defeito pequeno na superfície posterior, c) defeito médio na superfície posterior, d) defeito grande na superfície posterior

As Figuras 13 a 19 mostram cortes parassagittais, seguindo cada um dos cinco protocolos estabelecidos, para côndilos hígidos e com defeitos (dos três tamanhos) em cada uma das superfícies avaliadas (superior e posterior).



Figura 13 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo sem defeitos: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5

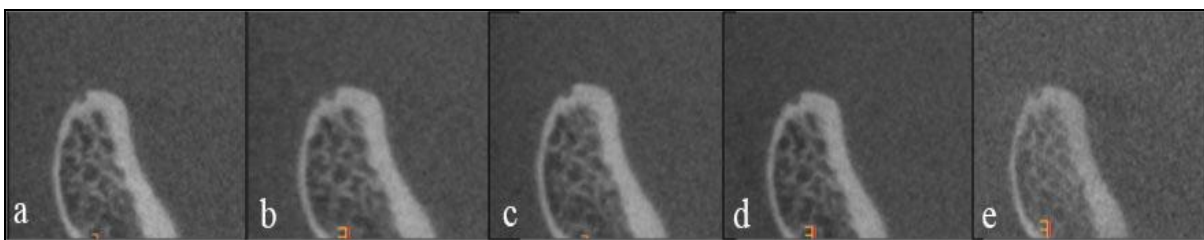


Figura 14 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5



Figura 15 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito pequeno na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5

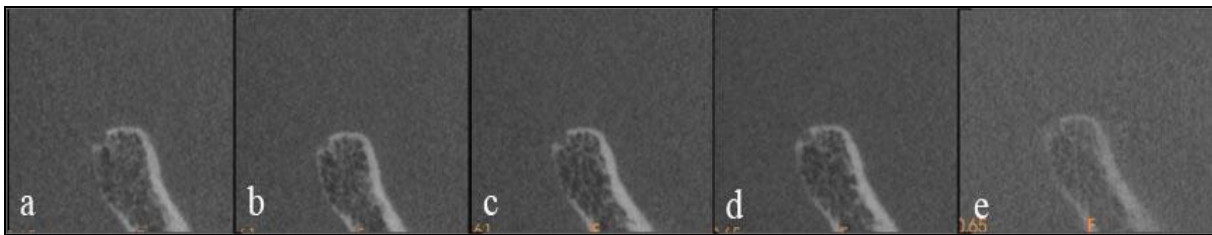


Figura 16 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5

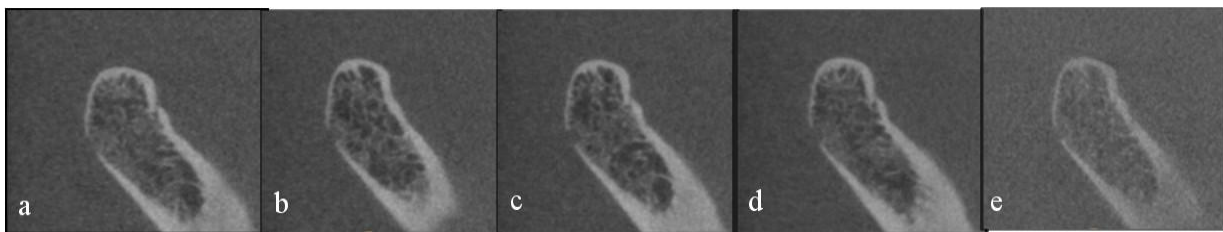


Figura 17 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito médio na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5



Figura 18 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície superior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5



Figura 19 - Exemplos de cortes parassagittais obtidos com cada um dos cinco protocolos em um côndilo com defeito grande na superfície posterior: a) P1; b) P2; c) P3; d) P4; e) P5

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.

4.7 Análise estatística

As análises estatísticas foram calculadas através do sistema SAS (SAS Institute Inc. The SAS System, release 9.3 – TS Level 2M0. SAS Institute Inc., Cary: NC. 2010).

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 gerou ainda a possibilidade da aplicação da análise de variância. As características avaliadas (variáveis de resposta) são apresentadas no Quadro 3.

Identificação	Descrição	Natureza
Qa.1	Existência, ou não, de defeito na superfície superior Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal
Qa.2	Qualidade da visualização do defeito na superfície superior Valores válidos: escores 0,1, 2, 3 e 4	Ordinal
Qb.1	Existência, ou não, de defeito na superfície posterior Valores válidos: SIM e NÃO	Nominal
Qb.2	Qualidade da visualização do defeito na superfície posterior Valores válidos: escores 0, 1, 2, 3 e 4	Ordinal
Qc	Definição da cortical condilar Valores válidos: escores 1, 2, 3 e 4	Ordinal
Qd	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 de Bowker, 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, foi adotado o critério explicitado no Quadro 4.

Quadro 4 - 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 5.

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 5 - Medidas criadas na fase de processamento de dados a partir da comparação do padrão-ouro com o resultado arbitrado pelo avaliador

Em um segundo momento, foi aplicada a técnica de análise de variância baseada em modelos lineares generalizados mistos (apropriados para análise de dados com medidas repetidas) que tratou como fixo o efeito do protocolo utilizado e como efeito aleatório o avaliador que fez avaliações repetidas dos côndilos. No caso das variáveis que quantificavam o acerto foi pressuposta aderência à distribuição binomial e o tamanho do defeito foi adotado como co-variável. Na avaliação da qualidade foi adotada a premissa da aderência à distribuição de Poisson e não foram adotadas co-variáveis. Efeitos significativos foram comparados por meio do Teste de Tukey e em todos os testes adotou-se o nível de significância de 0,05.

Por fim, para avaliar a variação das taxas de acerto em função do tamanho do defeito foi aplicado um modelo de regressão quadrática.

5 RESULTADOS

Concordância inter-avaliadores

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

- Estudo da concordância inter-avaliadores na Sessão 1:

Tabela 1 - 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.1 ^a	12,0000	1	0,0005	0,7633	0,0623	0,6413	0,8854
Qa.2 ^b	22,1111	10	0,0145	0,6902	0,0537	0,5849	0,7954
Qb.1 ^a	0,3333	1	0,5637	0,7553	0,0662	0,6256	0,8850
Qb.2 ^b	14,1524	10	0,1662	0,5219	0,0664	0,3918	0,6520
Qc ^b	8,1000	6	0,2309	0,6879	0,0707	0,3014	0,5784
Qd ^b	41,3063	6	0,0001	0,4795	0,0618	0,3584	0,6006

*GL: Graus de Liberdade

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

^a Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

^b Teste de Simetria de Bowker e Coeficiente Kappa Ponderado

Ao se avaliar os resultados dos dois avaliadores na Qa.1 (existência ou não de defeito na superfície superior) e Qa.2 (qualidade da visualização do defeito na superfície superior), 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 dos coeficientes Kappa (simples para Qa.1, e ponderado para Qa.2) mostrou concordância substancial para estas questões, já que a mesma se situa entre 60 e 80%. Pode-se inferir da soma dos resultados dos dois testes que há mudanças de critérios entre os avaliadores, mas que estas não ocorrem em número suficiente de forma a prejudicar a confiabilidade dos resultados.

Na avaliação de Qb.1 (existência ou não de defeito na superfície posterior) e Qb2 (qualidade da visualização do defeito na superfície posterior) os testes estatísticos indicam valores-p superiores a 5%, não havendo, portanto, indícios de não uniformidade pelo teste de McNemar ou de assimetria pelo teste de Bowker o que representa distribuições mais uniformes entre os avaliadores, ainda que o Kappa seja considerado substancial no caso de Qb.1 (0,7553) e moderado no caso de Qb.2 (0,5219).

No caso de Qc (definição da cortical condilar), o teste de simetria de Bowker não dá indícios ($p = 0,2309$) de que a tabela seja assimétrica, em vista disso, não há indícios da existência de critérios diferentes entre os avaliadores, o coeficiente Kappa (0,6879) também nos dá indícios de uma consistência substancial nas avaliações efetuadas na primeira sessão pelos dois avaliadores.

Em relação a Qd (qualidade geral da imagem) o teste de simetria dá fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de critérios diversos entre os avaliadores o que se confirma na avaliação do coeficiente Kappa ponderado (0,4795) que evidencia uma consistência moderada entre as avaliações.

Uma avaliação geral revela uma boa aderência entre os dados dos dois avaliadores na primeira sessão, o que não significa necessariamente que as avaliações resultem em opções óbvias por parte de ambos, já que avaliação tem natureza subjetiva.

- Estudo da concordância inter-avaliadores na Sessão 2:

Tabela 2 - 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.1 ^a	6,2500	1	0,0124	0,6832	0,0712	0,5436	0,8227
Qa.2 ^c	–	–	–	–	–	–	–
Qb.1 ^a	0,0909	1	0,7630	0,7735	0,0644	0,6473	0,8996
Qb.2 ^b	14,4762	10	0,1524	0,5942	0,0646	0,4675	0,7208
Qc ^b	8,4000	6	0,2102	0,7773	0,0541	0,6713	0,8832
Qd ^b	27,2000	6	0,0001	0,6285	0,0606	0,5098	0,7472

*GL: Graus de Liberdade

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

^a Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

^b Teste de Simetria de Bowker e Coeficiente Kappa Ponderado

^c Teste de Simetria e Kappa não puderam ser calculados por incompatibilidade de respostas

A interpretação das estatísticas começa pelos resultados observados na questão Qa.2 (qualidade da visualização do defeito na superfície superior) as estatísticas não puderam ser calculadas devido a uma discordância entre os valores atribuídos pelos avaliadores. Para uma determinada imagem um dos avaliadores atribuiu um escore 2 (correspondente a uma qualidade regular) enquanto o outro avaliador não atribuiu este escore para nenhuma das imagens avaliadas. Este evento ocorreu apenas duas vezes, entretanto foi suficiente para não se configurar 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.

Em relação à interpretação dos testes estatísticos, persistiu o mesmo comportamento previamente ocorrido na Sessão 1, ou seja, o teste aplicado em Qa.1 (existência ou não de defeito na superfície superior) manteve-se significativo enquanto que os testes aplicados em Qb.1 (existência ou não de defeito na superfície posterior) e Qb.2 (qualidade da visualização do defeito na superfície posterior) mantiveram-se não significativos, conduzindo às mesmas conclusões observadas na sessão 1. Os coeficientes Kappa também se mantiveram próximos aos da sessão 1, aumentando e diminuindo de acordo com a questão, não sendo perceptível, portanto uma evidente melhora ou piora da

confiabilidade inter-avaliador de uma sessão para outra. Enquanto o Kappa de Qa.1 cai de 0,7633 da primeira sessão para 0,6832 na segunda sessão, a questão Qb.2 sobiu de 0,5219 da sessão 1 para 0,5942 na sessão 2. Tendo sido estas as variações mais relevantes.

Em Qc (definição da cortical condilar) e Qd (qualidade geral da imagem), os resultados dos testes também foram coerentes com os valores observados na avaliação da sessão 1, não sendo razoável a ideia de assimetria no caso de Qc ($p = 0,2102$) e sendo altamente significativa a existência de assimetria em Qd ($p < 0,01$). Os coeficientes Kappa na segunda sessão para essas questões são maiores que os da primeira: Qc revelou um valor de 0,6873 na primeira sessão e na segunda aumentou para 0,7773 (ambos os valores, porém, dentro da faixa de concordâncias substanciais); no caso de Qd houve evidente aumento da confiabilidade de moderada na primeira sessão (Kappa = 0,4795) para substancial na segunda sessão (Kappa = 0,6285).

A melhora da aderência de escores atribuídos pelos avaliadores da primeira para a segunda sessão denota a possibilidade de que tenha havido algum grau de familiaridade entre os avaliadores com base no exercício efetuado na primeira sessão.

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.

- Estudo da concordância intra-avaliadores entre as sessões do Avaliador 1:

Tabela 3 - 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.1 ^a	0,0000	1	1,0000	0,9192	0,0396	0,8416	0,9968
Qa.2 ^b	6,3333	10	0,7865	0,9372	0,0249	0,8883	0,9860
Qb.1 ^a	0,6667	1	0,4142	0,8777	0,0484	0,7828	0,9725
Qb.2 ^b	5,6667	10	0,8424	0,8815	0,0406	0,8020	0,9610
Qc ^b	8,3333	6	0,2147	0,7946	0,0503	0,6960	0,8932
Qd ^b	9,3333	6	0,1557	0,7856	0,0507	0,6863	0,8850

*GL: Graus de Liberdade

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

^a Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

^b Teste de Simetria de Bowker e Coeficiente Kappa Ponderado

Na avaliação dos resultados, a primeira observação é a de que as análises puderam ser calculadas para todas as variáveis, o que indica uma consistência maior em relação àquelas observadas quando se contrapunham dados de avaliadores diferentes (concordância inter-avaliador). Fruto dessa maior consistência observa-se que os testes estatísticos de todas as variáveis não revelaram indícios de assimetria (teste de Bowker) ou de mudança de critérios (Teste de McNemar). Por fim, os coeficientes de Kappa são maiores que 0,80 indicando confiabilidades quase perfeitas para os critérios da existência ou não de defeito na superfície superior (Qa.1 = 0,9192), da qualidade da visualização do defeito na superfície superior (Qa.2 = 0,9372), da existência ou não de defeito na superfície posterior (Qb.1 = 0,8777) e da qualidade da visualização do defeito na superfície posterior (Qb.2 = 0,8815); e no caso da definição da cortical condilar (Qc = 0,7946) e da qualidade geral da imagem (Qd = 0,7856) se houver rigidez em relação aos critérios utilizados para avaliação do Kappa, são observadas confiabilidades substanciais, mas com valores numericamente muito próximos a 0,80, o que permite inferir por uma confiabilidade quase perfeita.

- Estudo da concordância intra-avaliadores entre as sessões do Avaliador 2:

Tabela 4 - 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.1 ^a	2,0000	1	0,1573	0,9594	0,0284	0,9038	1,0000
Qa.2 ^c	–	–	–	–	–	–	–
Qb.1 ^a	0,3333	1	0,5637	0,9382	0,0351	0,8694	1,0000
Qb.2 ^b	9,5000	10	0,4854	0,8448	0,0366	0,7731	0,9164
Qc ^b	5,0000	6	0,5432	0,8848	0,0352	0,8158	0,9537
Qd ^b	18,5600	6	0,0050	0,7294	0,0473	0,6369	0,8225

*GL: Graus de Liberdade

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

^a Teste de McNemar e Coeficiente Kappa Simples

^b Teste de Simetria de Bowker e Coeficiente Kappa Ponderado

^c Teste e Kappa não puderam ser calculados por incompatibilidade de respostas

Exceto para a qualidade da visualização do defeito na superfície superior (Qa.2), pois não houve a atribuição do escore 2 na sessão 2, o que causou a impossibilidade do cálculo, para todas as demais questões as análises puderam ser calculadas.

O teste de simetria mostra evidências de uma consistente mudança de critério entre as sessões 1 e 2 no caso de Qd ($p < 0,01$). De forma comum ao que vem sendo observado, o coeficiente Kappa (0,7294), apesar da divergência de critérios entre as sessões dá indícios de uma confiabilidade substancial.

Na avaliação da confiabilidade das demais variáveis os testes estatísticos não evidenciam ($p > 0,05$) alteração de critérios e os valores de Kappa apontam para confiabilidades quase perfeitas.

Comparação das taxas de acerto

Na Tabela 5 é apresentada a simples quantificação do número de imagens que corretamente foram associadas à presença ou ausência de defeitos.

Tabela 5 – Distribuição dos erros e acertos na observação de defeitos nas imagens tomográficas

Superfície	Resultado		Valor-p
	Erro	Acerto	
Superior	36 (9,00%)	364 (91,00%)	<0,0001
Posterior	35 (8,75%)	365 (91,25%)	<0,0001

O Teste do Qui-quadrado dá fortes indícios ($p < 0,01$) de que a proporção de acertos é significativamente superior à proporção de erros havendo poucas diferenças em relação à superfície na qual foi construído o defeito já que no caso da superfície superior houve um único caso de erro a mais que na superfície posterior. Conclui-se, portanto que os erros são relativamente raros em relação aos acertos, entretanto a porcentagem se aproxima de 10%, o que significa que apesar de raros não podem ser considerados como desprezíveis.

Relatório de dose

Protocolo	mA	kV	Dose de exposição (mGy/cm ²)
P1 - Pediátrico	6,3	68	131
P2 - Adulto pequeno porte	8	70	174
P3 - Adulto médio porte	10	70	218
P4 - Adulto grande porte	10	74	236
P5 - De baixa dose	2	60	33

Quadro 6 – Relatórios de dose informados pelo próprio equipamento para cada um dos protocolos testados

De acordo com as informações fornecidas pelo próprio equipamento após cada exposição, pode-se observar que a dose de exposição aumenta gradualmente com o aumento dos fatores energéticos miliamperagem e voltagem. Selecionando os menores valores energéticos disponíveis no equipamento obtivemos assim a menor dose de

exposição possível, 33mGy/cm² (uma redução de quase 85% se comparada à dose do P3 – Adulto médio porte).

Análise de variância

- Qualidade da visualização do defeito na superfície superior (Qa.2):

Tabela 6 - Comparação das médias da Qa.2 em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
2	1,875	1,960	2,502	1,248	A
4	1,800	1,901	2,408	1,192	A
3	1,788	1,898	2,394	1,181	A
1	1,775	1,871	2,373	1,177	A
5	0,975	1,235	1,370	0,580	B

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F:5,35 – Valor-p: 0,0008

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

A análise de variância dá fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre, pelo menos, duas das médias comparadas e o Teste de Tukey permitiu concluir que o protocolo 5 (o de menor dose de exposição) é aquele que apresenta a média significativamente inferior a todos os demais, conforme ilustra a Figura 20.

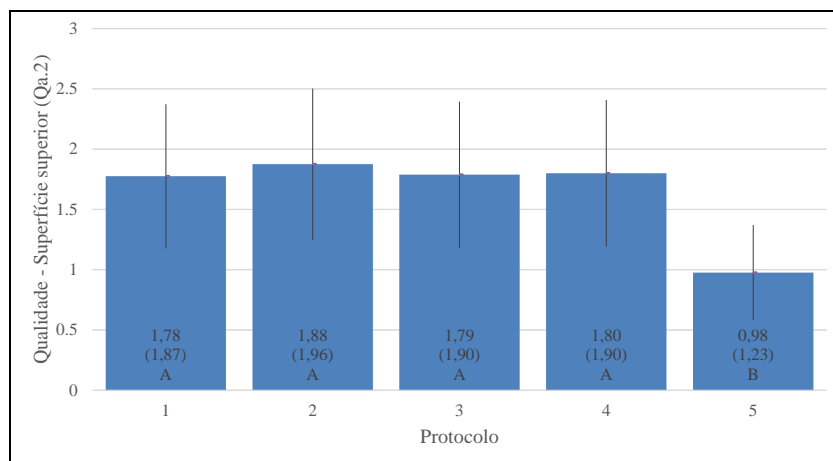


Figura 20 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qa.2 nos níveis do fator protocolo

- Qualidade da visualização dos defeitos na superfície posterior (Qb.2):

Tabela 7 - Comparação das médias da Qb.2 em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
3	2,138	1,854	2,730	1,545	A
2	2,075	1,897	2,682	1,468	A
4	1,975	1,843	2,564	1,386	A
1	1,913	1,776	2,480	1,345	A
5	1,213	1,295	1,627	0,798	B

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F:4,92 – Valor-p: 0,0014

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

Para estes defeitos, também foram encontrados fortes indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias comparadas e o Teste de Tukey indica o protocolo 5 como o de pior desempenho com significância estatística (Figura 21).

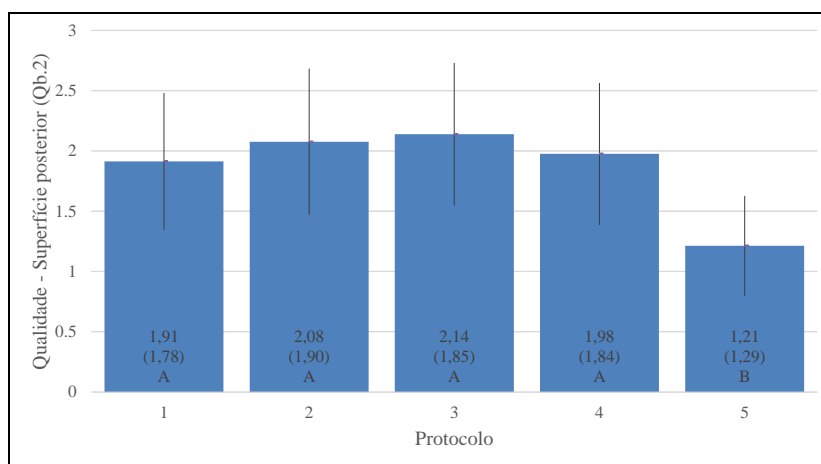


Figura 21 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qb.2 nos níveis do fator protocolo

- Definição da cortical condilar (Qc):

Tabela 8 - Comparação das médias da Qc em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
2	3,950	0,189	4,011	3,889	A
1	3,838	0,347	3,948	3,727	A
3	3,850	0,343	3,960	3,740	A
4	3,813	0,669	4,001	3,574	A
5	1,275	0,480	1,428	1,122	B

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F: 236,53 – Valor-p: 0,0001

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

Para a definição da cortical condilar, os resultados apontam indícios ($p < 0,01$) da existência de diferenças entre as médias comparadas. O Teste de Tukey indica novamente o pior desempenho significativo para o protocolo 5 (Figura 22).

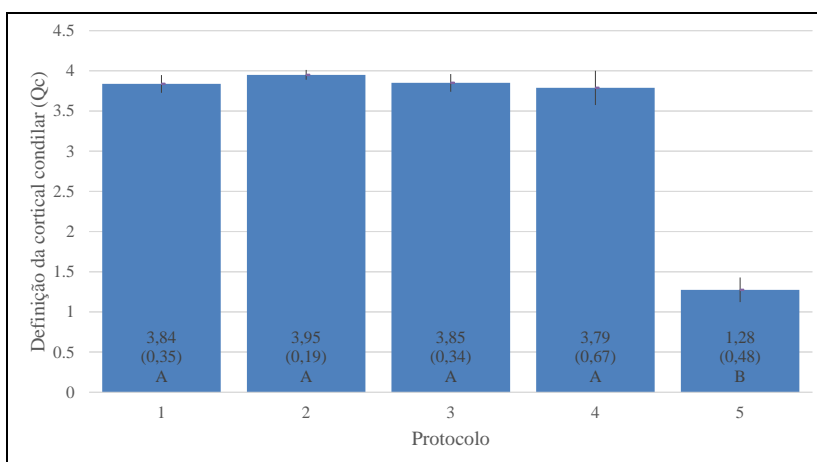


Figura 22 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qc nos níveis do fator protocolo

- Qualidade geral das imagens (Qd):

Tabela 9 - Comparação das médias da Qd em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
2	3,788	0,356	3,901	3,674	A
3	3,688	0,419	3,821	3,554	A
1	3,613	0,513	3,776	3,449	A
4	3,563	0,652	3,771	3,354	A
5	1,238	0,438	1,378	1,097	B

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F: 212,22 – Valor-p: 0,0001

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

Na avaliação subjetiva da qualidade geral da imagem, o mesmo comportamento anteriormente descrito para a definição da cortical condilar foi verificado (Figura 23).

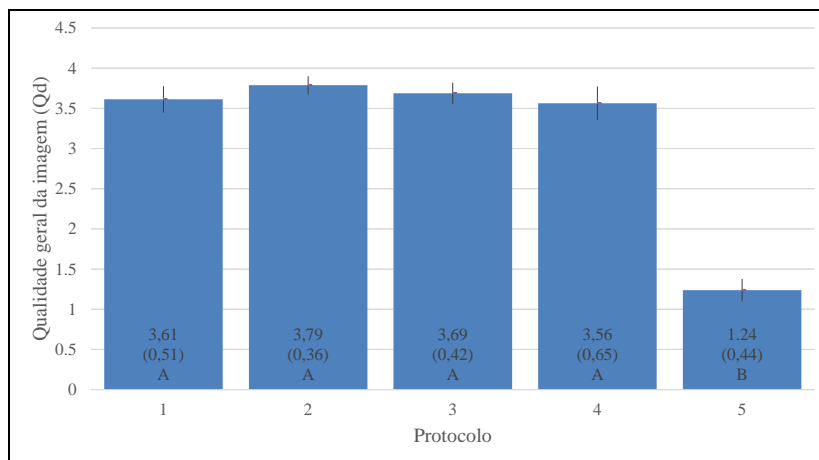


Figura 23 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para a Qd nos níveis do fator protocolo

- Acertos na superfície superior

Tabela 10 - Comparação das médias dos acertos na superfície superior em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
3	0,963	0,191	1,005	0,920	A
2	0,950	0,219	0,999	0,901	A
4	0,950	0,219	0,999	0,901	A
1	0,900	0,302	0,967	0,833	A B
5	0,788	0,412	0,879	0,696	B

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F:3,52 – Valor-p: 0,0108
 Efeito: Tamanho do defeito – Estatística F:0,40 – Valor-p: 0,5364

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

Nesta análise, o protocolo 5 apresentou-se estatisticamente inferior ($p < 0,05$) aos protocolos 3, 2 e 4, conforme ilustra a Figura 24.

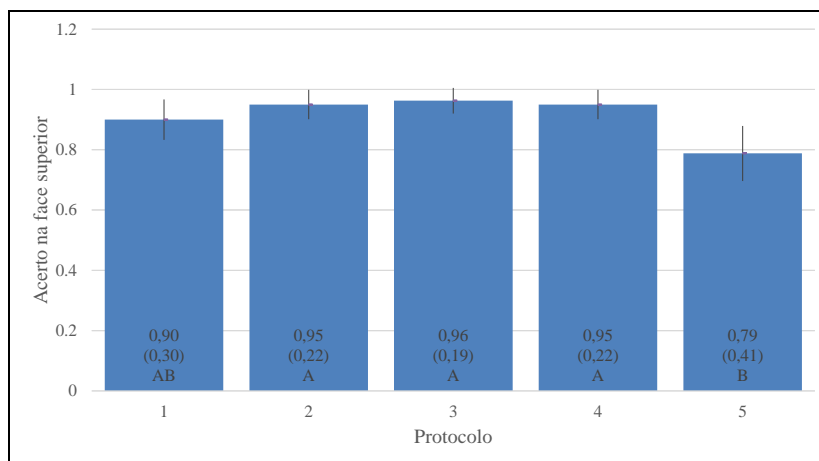


Figura 24 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para os acertos na superfície superior nos níveis do fator protocolo

Com relação ao efeito que o tamanho do defeito provocou, não houve indícios ($p > 0,05$) de que esse fator afete significativamente a variável de resposta para os defeitos localizados superiormente.

- Acertos na superfície posterior

Tabela 11 - Comparação das médias dos acertos na superfície posterior em cada um dos cinco protocolos de aquisição de imagens utilizados

Protocolo	Média	Desvio padrão	Limites do intervalo de confiança (95%)		Teste de Tukey ($\alpha=0,05$)
			Superior	Inferior	
1	0,925	0,265	0,984	0,866	A
2	0,925	0,265	0,984	0,866	A
4	0,913	0,284	0,976	0,849	A
3	0,900	0,302	0,967	0,833	A
5	0,900	0,302	0,967	0,833	A

ANOVA: Efeito: Protocolo – Estatística F:0,26 – Valor-p: 0,9049

Efeito: Tamanho do defeito – Estatística F:4,52 – Valor-p: 0,0476

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

Por fim, para a quantidade de acertos na identificação dos defeitos posteriormente localizados não se evidenciam indícios ($p > 0,05$) da existência de diferenças entre as médias de todos os protocolos aplicados (Figura 25).

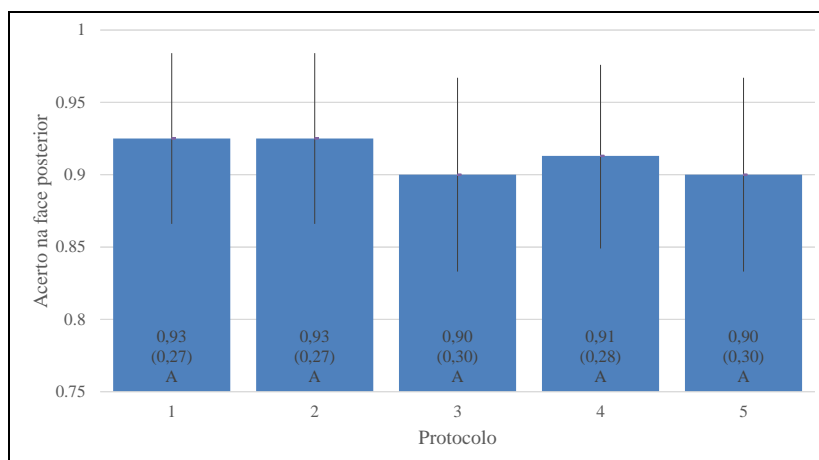


Figura 25 - Média (desvio padrão), limites do intervalo de confiança da média (95%) e Teste de Tukey para os acertos na superfície posterior nos níveis do fator protocolo

Por outro lado, observando-se agora o efeito do tamanho do defeito, de acordo com o valor de p inferior a 0,05, houve indícios que para os defeitos situados na superfície

posterior o tamanho afetou significativamente a variável de resposta, o que pode ser observado por meio da análise de regressão linear, conforme ilustrado na Figura 26.

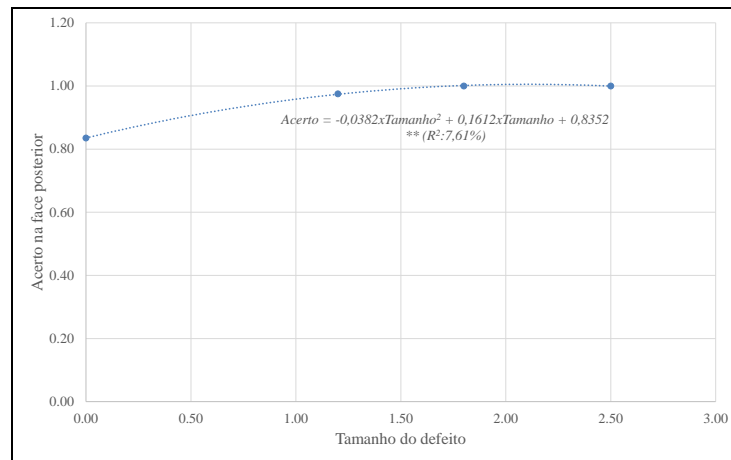


Figura 26 – Modelo de regressão quadrática para avaliação da variação das taxas de acerto em função do tamanho do defeito localizado na superfície posterior

A função evidencia que até o tamanho de 1,2mm há aumento na taxa de acertos. Após esse diâmetro, a taxa se estabiliza em 100%, ou seja, não são mais contabilizados erros para os defeitos acima desta medida.

6 DISCUSSÃO

Muitas técnicas de diagnóstico por imagem foram propostas para avaliar erosões condilares, porém atualmente a maioria dos estudos vem empregando as tomografias computadorizadas (TCFB e TCFC) devido à sua capacidade de eliminar a sobreposição das imagens dos demais ossos cranianos sobre esta região (KOYAMA *et al.*, 2007; UTUMI *et al.*, 2009; CARA *et al.*, 2007). A TCFC é atualmente preferida pelos cirurgiões-dentistas principalmente devido à maior disponibilidade do exame, menor custo, rapidez de realização, baixa dose de exposição e por demonstrar com grande acurácia as estruturas ósseas da ATM (ARAI *et al.*, 1999; LUDLOW *et al.*, 2006; SUOMALAINEN *et al.*, 2009).

Não há uniformidade entre os estudos no que diz respeito aos protocolos de aquisição dos exames tomográficos, havendo grande variação na seleção dos parâmetros energéticos, mesmo quando examinamos uma mesma região anatômica como referência. A combinação entre a miliamperagem e a quilovoltagem irá determinar a dose de exposição a que o paciente se submete neste tipo de exame e também determina alterações na qualidade da imagem tomográfica final, podendo inclusive inviabilizá-la para o diagnóstico (RUSTEMEYER *et al.*, 2004, LUDLOW *et al.*, 2006; PALOMO *et al.*, 2008).

Poucos estudos avaliaram ao mesmo tempo a identificação de defeitos cavitários em côndilos e a qualidade subjetiva das imagens de TCFC, quando da variação da miliamperagem e quilovoltagem empregados, o que justifica apresentar os diferentes trabalhos que embasaram o estabelecimento do método utilizado na presente pesquisa.

A experiência clínica evidencia que as erosões surgem mais comumente nas superfícies ósseas onde a carga funcional é maior, no caso dos côndilos mandibulares as superfícies superior, sobretudo, e a posterior. A determinação da localização central dos defeitos foi adotada devido aos achados relatados por Albuquerque (2011), que simulou defeitos nas regiões lateral, medial e central da superfície superior do côndilo mandibular e encontrou melhores resultados na identificação dos defeitos centralmente localizados nas imagens de TCFC, o que foi atribuído ao fato de que nessa localização, a reformatação parassagital passa exatamente ao longo do diâmetro dos defeitos, facilitando a pronta identificação deles nas imagens.

Ao se utilizar pontas diamantadas de diferentes diâmetros, como também foi feito por Utumi *et al.* (2009), Marques *et al.* (2010), Bastos (2011) e Patel *et al.* (2014), variou-se o tamanho dos defeitos obtidos e, assim, evitou-se o condicionamento dos avaliadores; ainda foi simulada a condição *in vivo* das diversas fases de progressão da doença articular degenerativa. 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 precoce.

Na seleção do protocolo de aquisição das imagens foi escolhido o menor *voxel* disponível no equipamento (76 μ m), pois segundo Albuquerque (2011) e Patel *et al.* (2014), suas melhores imagens para avaliação de defeitos cavitários na região condilar foram obtidas com o emprego do *voxel* de menores dimensões. Neste estudo foram testados os protocolos pré-estabelecidos pelo fabricante, pois geralmente na rotina clínica os profissionais não se utilizam da possibilidade de seleção livre dos parâmetros energéticos (miliampereagem e quilovoltagem) que está disponível para o equipamento em questão. Testou-se ainda um protocolo de baixa dose, com os menores valores energéticos passíveis de serem aplicados. Protocolos de baixa dose são alvos de grande interesse da literatura científica atual (Tsiklakis *et al.*, 2005; Dawood *et al.*, 2012).

Depois de obtidas e reconstruídas nos diferentes planos espaciais, as imagens parassagittais foram eleitas para avaliação, pois devido aos locais em que se situavam os defeitos (superfícies superior e posterior), esta visualização lateral conseguia evidenciar ambas as superfícies condilares conjuntamente, conforme relato prévio de Utumi *et al.* (2009).

De uma maneira geral houve boa reprodutibilidade inter e intra-avaliadores para as questões sobre existência e qualidade de visualização dos defeitos. Em outros estudos com TCFC também foram observadas concordâncias intra-avaliadores elevadas quando comparadas a outras modalidades de exames por imagem utilizados para diagnóstico de lesões erosivas articulares. No estudo de Hintze *et al.* (2007), três avaliadores verificaram a maior precisão 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-existentes na superfície lateral de côndilos secos através da TCFC, radiografia panorâmica, escanografia e tomografia convencional, havendo uma concordância perfeita entre eles para a identificação das alterações utilizando o exame de TCFC. Ainda, no estudo de Bastos (2011), dois avaliadores, empregando o mesmo sistema de avaliação aqui descrito para as imagens condilares, avaliaram a capacidade de detecção dos defeitos utilizando nove protocolos de pós-processamento (baseados na combinação de espessura de corte e tipo de filtro) dos exames de TCFC e obtiveram altas concordâncias. Por outro lado, no estudo de Albuquerque (2011), que avaliou protocolos de aquisição (*voxels* de 0,40mm e de 0,25mm) de imagens de TCFC, os valores da concordância intra-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 de manipulação oferecidas pelos recursos computacionais, o que pode dificultar a observação.

Um estudo (BASTOS, 2011) avaliou a definição da imagem da cortical do côndilo e encontrou resultados divergentes dos do presente estudo. Podemos inferir que resultados tão adversos dos ora demonstrados podem decorrer da natureza diferente dos estudos: enquanto no de Bastos (2011) os protocolos de imagem eram baseados no pós-processamento das suas características, no atual estudo foi empregado variação dos parâmetros prévios à realização do exame (protocolos de aquisição).

Para a qualidade geral das imagens, inicialmente avaliando a concordância inter-avaliadores, estamos em conformidade com os resultados encontrados por Hashimoto *et al.* (2007) que, ao compararem as imagens por TCFC e TCMD de uma maxila seca, também encontraram concordâncias de moderada a substancial para as imagens de TCFC. Por outro lado, Bastos (2011) encontrou para esse mesmo item concordâncias apenas razoáveis. Para a concordância intra-avaliadores, a variação encontrada por Hashimoto *et al.* (2007) e Bastos (2011) foram ainda maiores; já os nossos valores chegaram até a faixa substancial para ambos os avaliadores. Esse aumento era esperado, uma vez que as

respostas dadas por um mesmo avaliador num determinado intervalo de tempo tendem a ser mais coincidentes do que as respostas entre dois avaliadores diferentes. Entretanto, salienta-se a presença de indícios de divergências (devido ao valor reduzido de *p*) nas médias encontradas nos três 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, entretanto a raridade com que os erros apareceram não os torna desprezíveis na avaliação. 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 utilizaram três tamanhos de pontas diamantadas. Eles compararam as projeções tradicionais (coronal, axial e sagital) com as imagens parassagittais e obtiveram uma sensibilidade de 100% para a identificação dos defeitos na superfície superior com as imagens parassagittais. 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” 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 requerer menor dose e maior conforto deve ser eleito, reforçando assim a indicação da TCFC. No estudo de Bastos (2011) a proporção de acertos também foi significativamente superior à de erros na identificação dos defeitos condilares nas mesmas superfícies superior e posterior empregadas na presente pesquisa.

Muitos são os parâmetros que influenciam a dose de exposição e a qualidade geral das imagens tomográficas incluindo tamanho do FOV e fatores ligados ao feixe de raios X. Essas condições variam entre os diversos equipamentos de TCFC atualmente disponíveis o que gera diferentes protocolos pré-estabelecidos de aquisição de imagens. Além disso, como muitos dos equipamentos permitem a alteração independente de cada uma dessas variáveis, para um mesmo equipamento também se pode ter uma infinidade de combinações gerando inúmeros protocolos diferentes. Isso torna o exame de TCFC facilmente personalizável podendo ser adaptado às condições gerais do paciente e à sua situação clínica (LIBRIZZI *et al.*, 2011).

Com relação à influência do fator protocolo de aquisição (miliamperagem e quilovoltagem) sobre as questões anteriormente descritas, pôde-se observar a relativa superioridade dos protocolos indicados para pacientes adultos de pequeno e médio porte (P2 e P3), o que pode ser justificado pelo fato das peças anatômicas utilizadas na presente pesquisa terem aproximadamente proporções medianas. Os resultados significativamente inferiores encontrados para o protocolo de baixa dose (P5) não devem ser interpretados de maneira depreciativa a ponto de desencorajar a redução dos parâmetros energéticos uma vez que mesmo apresentando detrimento na qualidade das imagens, o Teste do Qui-quadrado mostrou uma proporção de acertos significativamente superior à proporção de erros ($p < 0,01$). Não foram encontrados nos trabalhos previamente citados, estudos com este enfoque, para comparação com os nossos os resultados, mas podemos correlacionar alguns dados com informações de alguns outros trabalhos.

No estudo realizado por Librizzi *et al.* (2011), por exemplo, os autores demonstraram através da maior acurácia na detecção dos defeitos simulados no côndilo a influência da redução do tamanho do *voxel*. No equipamento utilizado por eles, o menor

voxel só pode ser obtido quando se seleciona o menor FOV (são fatores indissociáveis) e assim, devido a uma área de exposição também reduzida, a dose efetiva total para o paciente é tanto menor quanto menor o FOV selecionado (o *voxel* não exerce qualquer participação na determinação da dose). Ainda, nos maiores FOV's a quantidade de radiação de espalhamento é maior o que aumenta o ruído da imagem e pode reduzir a sua resolução final.

Nos aparelhos com FOV reduzido esses achados podem ser ainda mais significantes. O equipamento utilizado nesta pesquisa (Kodak K9000 3D) adquire imagens a partir de um FOV de 5cm de altura por 3,7cm de diâmetro mas podendo ser selecionados separadamente os *voxels* de 76, 100 e 200 μ m. Devido à sua maior resolução, associada à dose de radiação baixa, Librizzi *et al.* (2011) inferiam que estes equipamentos de FOV reduzido podem ser mais adequados para aqueles casos em que uma imagem é desejada estritamente para avaliar alterações ósseas localizadas na ATM e encorajaram a execução de pesquisas comparando os aparelhos de FOV estendido com os de FOV reduzido.

Além disso, a versão mais atual do CB MercuRay também permite a aquisição de imagens utilizando apenas 2mA (como o Kodak K9000 3D) o que resulta em uma redução de quase 6 vezes na dose efetiva (PALOMO *et al.*, 2008). Segundo Kwong *et al.* (2008), embora a redução da miliamperagem seja comprovadamente capaz de afetar a qualidade subjetiva da imagem, seria interessante determinar se a qualidade da imagem nos protocolos de baixa dosagem manteria o seu poder diagnóstico adequado para avaliação criteriosa da região temporomandibular. Foi o que realizamos no nosso estudo ao observar o efeito de um protocolo com os menores valores de miliamperagem e quilovoltagem disponíveis no equipamento em questão (2mA e 60kVp). Em todas as questões que envolviam qualidade da imagem (visualização dos defeitos superiores e posteriores, definição da cortical condilar e qualidade geral da imagem) o protocolo de baixa dose apresentou resultados inferiores e estatisticamente significantes em relação aos demais protocolos. Com relação aos defeitos corretamente identificados, as menores médias também foram obtidas pelo protocolo teste, entretanto para os defeitos localizados na superfície posterior não foi encontrada significância estatística.

Analisando o efeito que o tamanho dos defeitos gerou nas variáveis de respostas de identificação dos mesmos pôde-se observar diferenças entre eles: enquanto que para aqueles localizados superiormente o tamanho pareceu não influenciar sua detecção nas imagens tomográficas, para os localizados na superfície posterior houve correlação significativa e os defeitos menores foram os mais dificilmente identificados. Possivelmente a explicação para este fato é que a espessura da cortical na superfície posterior é menor se comparada à superfície superior, que recebe uma carga funcional mais intensa. À medida que o tamanho aumenta, aumenta também a capacidade de identificação. Marques *et al.* (2010) também notaram este comportamento quando empregaram diferentes protocolos de reconstrução das imagens de TCFC para identificação de defeitos simulados por diferentes tamanhos de brocas cirúrgicas carbide (os autores não especificaram o tamanho final dos defeitos realizados). Patel *et al.* (2014) simularam defeitos em três faixas de tamanho: 0- menores que 2mm de diâmetro; 1- 2mm; 2- maiores que 2mm; e empregando dois protocolos de aquisição baseados no tamanho do *voxel* (0,2mm e 0,4mm) notaram uma maior dificuldade de visualização dos defeitos menores que 2mm nas imagens feitas com maior *voxel*.

Tanto este quanto a maioria dos trabalhos que realizaram avaliação de alterações ósseas na ATM são estudos *in vitro* e, por isso, suas conclusões merecem ser consideradas com ressalvas devido ao fato de determinadas condições presentes *in vivo* não poderem ser perfeitamente reproduzidas em laboratório. Entretanto, começam a surgir relatos na literatura de novos trabalhos demonstrando a aplicabilidade clínica proporcionada pelas imagens de TCFC adquiridas sob os mais diferentes protocolos, obtendo resultados satisfatórios ao diagnóstico, porém pouco preocupados com a padronização das informações e a exposição do paciente (NAH, 2012; DE BOER *et al.*, 2014). O maior objetivo da Radiologia como ciência é prover a imagem adequada para auxiliar o profissional solicitante. Por outro lado, é nosso dever nos responsabilizarmos pelos possíveis riscos a que o paciente se sujeita quando faz uso da radiação ionizante. Assim, como não houve diferença estatística entre a maioria dos protocolos (tanto para as questões de identificação dos defeitos quanto para as que se referiram à qualidade das imagens) sugere-se que protocolos de menor dose (ex. pediátrico) sejam considerados em

algumas situações clínicas específicas, para que se possa confirmar e estabelecer a correspondência entre os achados *in vitro* e *in vivo* e preservar a saúde do paciente.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados encontrados, é possível inferir que:

1 – Os protocolos testados apresentaram desempenhos semelhantes na identificação dos defeitos ósseos simulados no côndilo mandibular, com exceção do protocolo de baixa dose (P5) que apresentou resultados inferiores para a identificação dos defeitos da superfície superior;

2 – A dose de exposição medida em produto kerma-área para o protocolo de baixa dose (P5) demonstrou redução de 85% quando comparada com o valor do protocolo clinicamente mais empregado (P3 - Adulto médio porte);

3 – Quando o tamanho do defeito diminuiu, a sua capacidade de detecção tornou-se mais crítica na superfície superior;

4 – Na avaliação da qualidade das imagens geradas, os protocolos estudados também apresentaram desempenho semelhante com exceção do protocolo de baixa dose.

REFERÊNCIAS*

1. AHMAD M, HOLLENDER L, ANDERSON Q, KARTHA K, OHRBACH R, TRUELOVE EL, JOHN MT, SCHIFFMAN EL. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 107(6): 844-60.
2. ALBUQUERQUE DF. Avaliação de imagens de defeitos ósseos induzidos na cabeça da mandíbula por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico. Tese (Doutorado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, São Paulo; 2011.
3. 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.
4. 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.
5. ARAI Y, TAMMISALO E, IWAI K, HASHIMOTO K, SHINODA K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28(4): 245-8.
6. 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.
7. BASTOS LC. 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 (Mestrado). Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, São Paulo; 2011.
8. 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.

* Baseadas na norma da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

9. BEAN LR, OMNELL KA, OBERG T. Comparison between radiologic observations and macroscopic tissue changes in temporomandibular joints. *Dentomaxillofac Radiol.* 1977; 6(2): 90–106.
10. 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.
11. 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.
12. 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.
13. CAMPOS PSF, ARAGÃO JA, REIS FP. Articulação temporomandibular – Anatomia e diagnóstico por imagem (Parte I). *Rev ABRO.* 2008. 9(2): 5-10.
14. CAMPOS PSF, ARAGÃO JA, REIS FP. Articulação temporomandibular – Anatomia e diagnóstico por imagem (Parte II). *Rev ABRO.* 2009. 10(1): 5-13.
15. 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.
16. 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.
17. COHNEN M, KEMPER J, MÖBES O, PAWELZIK J, MÖDDER U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002; 12(3): 634–7.
18. DAWOOD A, BROWN J, SAURET-JACKSON V, PURKAYASTHA S. Optimization of cone beam CT exposure for pre-surgical evaluation of the implant site. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41(1): 70-4.
19. DE BOER EW, DIJKSTRA PU, STEGENGA B, DE BONT LG, SPIJKERVET FK. Value of cone-beam computed tomography in the process of diagnosis and management of disorders of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 52(3): 241-6.

20. 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.
21. DWORKIN SF, LERESCHE L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord* 1992; 6: 301-55.
22. 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.
23. 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.
24. FERRAZ JÚNIOR AML, DEVITO KL, GUIMARÃES JP. Temporomandibular disorder in patients with juvenile idiopathic arthritis: clinical evaluation and correlation with the findings of cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 114(3): e51-7.
25. 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.
26. 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.
27. 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.
28. HASHIMOTO K, ARAI Y, IWAI K, ARAKI M, KAWASHIMA S, TERAOKA 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.
29. HASHIMOTO K, KAWASHIMA S, KAMEOKA S, AKIYAMA Y, HONJOYA 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.

30. 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.
31. HPA - *Health Protection Agency*. HPA-CRCE-010 - Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT. Chilton, Didicot, Oxfordshire: HPA - Health Protection Agency, 2010.
32. 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.
33. 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.
34. 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.
35. 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.
36. 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.
37. 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.
38. 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.
39. 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.

40. HOUNSFIELD GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. 1973. *Br J Radiol.* 1995; 68(815): 166-72.
41. 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.
42. 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.
43. 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.
44. IANNUCCI JM, HOWERTON JH. *Radiologia odontológica: princípios e técnicas.* São Paulo: Santos; 2010.
45. ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* 37: 1-332.
46. ISBERG A. *disfunção da Articulação Temporomandibular: Um Guia para o Clínico.* São Paulo: Artes Médicas; 2005.
47. JOHNSON K. Imaging of juvenile idiopathic arthritis. *Pediatric Radiology.* 2006; 36(8): 743-58.
48. KATZBERG RW, WESTESSON PN. *Diagnosis of the temporomandibular joint.* Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1994.
49. 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.
50. 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.
51. 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.
52. KUMAR V, ABBAS A, FAUSTO N, MITCHELL R. *Robbins Patologia Básica.* 8. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.

53. 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.
54. KWONG JC, PALOMO JM, LANDERS MA, FIGUEROA A, HANS MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133(2): 317-27.
55. 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.
56. LARHEIM TA, SMITH HJ, ASPESTRAND F. Rheumatic disease of the temporomandibular joint: MR imaging and tomographic manifestations. *Radiology*. 1990; 175(2): 527-31.
57. LASCALA CA, PANELLA J, MARQUES MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004; 33(5): 291-94.
58. 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.
59. 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.
60. LIBRIZZI ZT, TADINADA AS, VALIYAPARAMBIL JV, LURIE AG, MALLYA SM. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 140(1): e25-30. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.03.012.
61. 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.
62. 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.

63. MARQUES AP, PERRELLA A, ARITA ES, PEREIRA MSFM, CAVALCANTI MGP. Assessment of simulated mandibular condyle bone lesions by cone beam computed tomography. *Braz Oral Res.* 2010; 24(4): 467-74.
64. 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.
65. NAH KS. Condylar bony changes in patients with temporomandibular disorders: a CBCT study. *Imaging Sci Dent.* 2012; 42(2): 249-53.
66. OLIVEIRA MVL. Avaliação dosimétrica de exames de tomografia computadorizada de feixe cônico em imagens da articulação temporomandibular [dissertação]. Salvador: ICS/UFBA; 2013.
67. 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.
68. PALOMO JM, PEJAVAR SR, HANS MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008; 105(6): 773-82.
69. PATEL A, TEE BC, FIELDS H, JONES E, CHAUDHRY J, SUN Z. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of simulated small osseous defects in the mandibular condyle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145(2): 143-56.
70. 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.
71. 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.
72. 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.

73. RUDISCH A, EMSHOFF R, MAURER H, KOVACS P, BODNER G. Pathologic-sonographic correlation in temporomandibular joint pathology. *Eur Radiol.* 2006; 16(8): 1750–6.
74. RUSTEMEYER P, STREUBÜHR U, SUTTMOELLER J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol* 2014; 45(8): 847-53.
75. 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.
76. 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.
77. SUOMALAINEN A, KILJUNEN T, KÄSER Y, PELTOLA J, KORTESNIEMI 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.
78. 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.
79. TASAKI MM, WESTESSON PL. Temporomandibular joint: diagnostic accuracy with sagittal and coronal MR imaging. *Radiology.* 1993; 186(3): 723-9.
80. 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.
81. TORRES MGG, CAMPOS PSF, PENA NETO SEGUNDO N, RIBEIRO M, NAVARRO M, CRUSOÉ-REBELLO I. Avaliação de doses referenciais obtidas com exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de voxel. *Dental Press J Orthod* 2010;15(5):42-3.
82. TSIKLAKIS K, DONTA C, GARALA S, KARAYIANNI K, KAMENOPOULOU V, HOURDAKIS CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol.* 2005; 56(3): 413-7.

83. 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.
84. 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.
85. VIEIRA AJ, GARRET JM. Understanding Interobserver Agreement: The Kappa Statistic. *Fam Med.* 2005; 37(5): 360-3.
86. 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.
87. 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

ESTUDO COMPARATIVO *IN VITRO* ENTRE DIFERENTES PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO PARA IDENTIFICAÇÃO DE DEFEITOS CAVITÁRIOS NO CÔNDILO MANDIBULAR

Cada arquivo está nomeado com o número do côndilo (de 1 a 100).

Avalie as imagens projetadas em reconstrução multiplanar para-sagital (cortes perpendiculares ao eixo maior do côndilo) de cada côndilo.

Para cada imagem deverão ser observados os seguintes aspectos:

- Qa.1 Visualização do defeito em superfície superior;
- Qa.2 Qualidade da visualização do defeito em superfície superior;
- Qb.1 Visualização do defeito em superfície posterior;
- Qb.2 Qualidade da visualização do defeito em superfície posterior;
- Qc Definição da cortical condilar
- Qd Qualidade geral da imagem

Assinale com um “X” a melhor alternativa.

Qualquer dúvida, não hesite em entrar em contato com a pesquisadora (Luana Bastos: 71 8894-9284).

AVALIADOR 1 SESSÃO 1

Côndilo 1

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

Qa.2) Qualidade da visualização do defeito em superfície superior:

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.

Qb.1) Visualização do defeito em superfície posterior: SIM () NÃO ()

Qb.2) Qualidade da visualização do defeito em superfície posterior:

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.


Qc) 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.


Qd) 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 cêndilo 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.