Universidade Federal da Bahia

Faculdade de Odontologia

Mestrado em Odontologia

AVALIAÇÃO DE DOSES REFERENCIAIS E ACURÁCIA DE MENSURAÇÕES LINEARES OBTIDAS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO ADQUIRIDOS COM DIFERENTES TAMANHOS DE *VOXEL*

MARIANNA GUANAES GOMES TORRES

Salvador
2009

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

MARIANNA GUANAES GOMES TORRES

AVALIAÇÃO DE DOSES REFERENCIAIS E ACURÁCIA DE MENSURAÇÕES LINEARES OBTIDAS EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO ADQUIRIDOS COM DIFERENTES TAMANHOS DE *VOXEL*

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia da Universidade Federal da Bahia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de mestre em Odontologia.

Orientadora: Profª Drª Iêda Margarida Crusoé Rocha Rebello
Co-orientador: Prof. Dr. Nilson Pena Neto Segundo

Salvador
2009

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Rosângela e James, meus maiores orgulhos e grandes incentivadores da realização deste sonho e à Profª Drª Iêda Crusoé-Rebello, minha eterna orientadora, que me deu apoio, confiança e ensinamentos necessários para que esse sonho se tornasse realidade.

AGRADECIMENTOS

A minha família, pelo apoio, amor incondicional e conselhos sábios nos momentos em que mais precisei.

A Bruno, pelo amor verdadeiro, companheirismo e por torcer sempre pelo meu sucesso, me incentivando a seguir em frente em busca dos meus ideais.

À Profª Drª Iêda Crusoé-Rebello, minha eterna orientadora e meu referencial, por me acolher constantemente com seus ensinamentos, paciência, carinho e confiança; a quem sou muito grata pelo que sou hoje.

Ao Prof. Dr. Nilson Pena, meu co-orientador e o primeiro a tornar esse trabalho possível, pelo incentivo e colaboração com seus conhecimentos.

Ao Prof. Dr. Paulo Flores, pelos conselhos preciosos e sugestões imprescindíveis, principalmente na qualificação da dissertação.

Ao Prof. Dr. Marcos Navarro, pela valiosa contribuição com seus conhecimentos e por ter proporcionado a parceria com o Instituto de Física da Bahia (IFBA), para realização dessa pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (UFBA), minha segunda casa, por me oferecer a oportunidade de conviver com grandes mestres e manter o meu aprendizado constante.

Aos professores, monitores, estagiários, bolsistas de iniciação científica e funcionária da disciplina de Radiologia Básica da Faculdade de Odontologia da UFBA, pela amizade e por tornarem todos os dias de trabalho sempre muito especiais.

Aos professores, funcionários e colegas do mestrado, por esse período de convivência de muito companheirismo e aprendizado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro.

Ao Instituto Federal da Bahia (IFBA), pela parceria para realização dos testes dosimétricos.

Ao Laboratório de Anatomia Humana da União Metropolitana de Educação e Cultura (UNIME), em nome do Prof. Erasmo de Almeida Junior, pelo apoio ao nosso trabalho, através da doação das mandíbulas humanas secas.

À clínica Odonto Bio Imagem, pelo incentivo à pesquisa através da parceria para a realização dos exames de tomografia computadorizada de feixe cônico.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, ao laboratório de anatomia humana da UNIME e ao laboratório de prótese da Faculdade de Odontologia da UFBA, pela colaboração com o corte das mandíbulas usadas no nosso trabalho.

A Antônio Porto Maia, não só pela competente análise estatística desse trabalho, mas, antes de tudo, pela enorme paciência com que sempre me recebeu e tirou minhas dúvidas.

À amiga Caroline Assis Alves por ter colaborado com o seu conhecimento e com a execução dos exames de tomografia computadorizada de feixe cônico.

A Deus, que me dá forças para caminhar e, sempre protetor, me guia e me ilumina em todos os momentos da minha vida.

"Não faças do amanhã o sinônimo de nunca,
nem o ontem te seja o mesmo que nunca mais.
Teus passos ficaram.
Olhes para trás... mas vá em frente
pois há muitos que precisam
que chegues para poderem seguir-te."

Charles Chaplin

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO 15

2 REVISÃO DE LITERATURA 19

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA 19

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO 20

2.3 *VOXEL* 23

2.4 DOSES DE RADIAÇÃO NA TC E NA TCFC 25

2.5 ACURÁCIA DE MENSURAÇÕES LINEARES 27

3 PROPOSIÇÃO 29

3.1 OBJETIVO GERAL 29

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 29

4 MATERIAL E MÉTODOS 30

4.1 ASPECTOS ÉTICOS 30

4.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA 30

4.3 SÍTIOS AVALIADOS 30

4.4 COLETA E INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS 32

4.4.1 Obtenção das imagens 32

4.4.2 Obtenção das medidas lineares 33

4.4.2.1 Medidas lineares nas imagens tomográficas 33

4.4.2.2 Medidas lineares nos segmentos das mandíbulas secas 35

4.4.3 Obtenção das medidas de doses referenciais 35

4.5 ANÁLISE DOS DADOS 37

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO 38

5.1 MENSURAÇÕES LINEARES 38

5.1.1 Erro de mensuração 38

5.1.2 Sub-mensuração x sobre-mensuração 40

5.1.3 Coeficiente de concordância de Lin 44

5.2 DOSES REFERENCIAIS 47

6 CONCLUSÕES 50

REFERÊNCIAS 51

ANEXOS 58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Desenho esquemático evidenciando os seis sítios avaliados, sendo três para cada lado de forma simétrica (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar).	31
Figura 2	Mandíbula seca com marcadores em posição, nos sítios I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar).	31
Figura 3	Medidas verticais (A) e horizontais (B) avaliadas, de acordo com os sítios estabelecidos (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) em cortes transversais da mandíbula.	34
Figura 4	Imagens tomográficas parassagitais dos sítios I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar), evidenciando as medidas verticais e horizontais.	34
Figura 5	Medidas vertical (A) e horizontal (B) no sítio M (molar) em segmento de mandíbula seca.	35
Figura 6	Câmara de ionização do tipo lápis (100mm), fixada na extremidade correspondente ao sensor do aparelho i-CAT.	36
Figura 7	Aparelho PTW fixado na extremidade correspondente à fonte de radiação X do aparelho i-CAT.	36
Figura 8	Distribuição do número de mensurações realizadas por medidas (A – verticais e B – horizontais) e por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) para cada protocolo e na mandíbula seca.	38
Figura 9	Percentual de variação das medidas para mais e para menos por protocolo.	41
Figura 10	Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida A (vertical) por protocolo.	42
Figura 11	Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida B (horizontal) por protocolo.	42
Figura 12	Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida A (vertical) por protocolo e por sítio.	43
Figura 13	Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida B (horizontal) por protocolo e por sítio.	43

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Protocolos de aquisição da imagem do aparelho i-CAT.	32
Tabela 2	Medidas verticais (A) e horizontais (B) avaliadas de acordo com os sítios estabelecidos.	33
Tabela 3	Média (MD) e mediana (MN) do erro de mensuração (EM) para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).	39
Tabela 4	Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre avaliação e padrão ouro (Av1_ouro), para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).	44
Tabela 5	Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre as avaliações (Av1_Av2), para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).	45
Tabela 6	Mediana dos valores de doses de radiação (DEP e PDA) para os quatro protocolos.	47

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	-	Porcento; percentual de
<	-	Menor que
±	-	Desvio padrão
º	-	Grau
µGy m^2	-	Miligray por metro quadrado
µSv	-	Microsievert
A	-	Medida vertical
AAROM	-	Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial
ALARA	-	Tão baixo quanto razoavelmente exeqüível *(as low as reasonably achievable)*
ATM	-	Articulação temporomandibular
Av	-	Avaliação / Mensuração nas imagens tomográficas
B	-	Medida horizontal
CAAE	-	Certificado de apresentação para apreciação ética
CCL	-	Coeficiente de concordância de Lin
DEP	-	Dose de entrada na pele
EM	-	Erro de mensuração
bit	-	Dígito binário; menor unidade de informação que pode ser armazenada ou transmitida
FOV	-	Campo de visão (*field of view*)
I	-	Região de incisivo
IFBA	-	Instituto Federal da Bahia
kVp	-	Quilovoltagem-pico
M	-	Região de molar
mA	-	Miliamperagem
mAs	-	Miliamperagem por segundo
MD	-	Média
mGy	-	Miligray
mm	-	Milímetros

MN	-	Mediana
p	-	Probabilidade de erro
p1	-	Protocolo 1
p2	-	Protocolo 2
p3	-	Protocolo 3
p4	-	Protocolo 4
PDA	-	Produto dose-área
PH	-	Plano horizontal
Pixel	-	Elemento de figura; menor unidade detectável em uma imagem
PM	-	Região de pré-molar
PSM	-	Plano sagital mediano
seg	-	Segundos
Software	-	Programa de computador
TC	-	Tomografia computadorizada
TCFC	-	Tomografia computadorizada de feixe cônico
Tv	-	Tempo de varredura
UFBA	-	Universidade Federal da Bahia
UNIME	-	União Metropolitana de Educação e Cultura
Voxel	-	Elemento de volume; menor unidade detectávem em um volume
Xoran	-	Software do i-CAT

RESUMO

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) apresenta *voxel* reduzido, quando comparada à tomografia computadorizada convencional. Além disso, alguns aparelhos permitem a variação do tamanho do *voxel* para aquisição de imagens. Em geral, quanto menor o tamanho do *voxel*, melhor será a resolução. No entanto, para o aparelho i-CAT, por exemplo, um *voxel* menor está atrelado a um tempo de varredura mais longo, o que proporciona algumas desvantagens como maiores possibilidades de movimentação do paciente durante o exame e doses mais elevadas de radiação. Este trabalho tem como objetivo avaliar doses referenciais – produto dose-área (PDA) e dose de entrada na pele (DEP) – e acurácia de mensurações lineares feitas na mandíbula através de imagens de TCFC adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*, a fim de estabelecer o melhor protocolo a ser utilizado para realização de mensurações lineares. Oito mandíbulas secas foram submetidas a exames de TCFC, usando o aparelho i-CAT, a partir de quatro protocolos, a saber: p1) *voxel* de 0,2mm, 40seg e 46,72mAs; p2) *voxel* de 0,25mm, 40seg e 46,72mAs; p3) *voxel* de 0,3mm, 20seg e 23,87mAs; p4) *voxel* de 0,4mm, 20seg e 23,87mAs. A quilovoltagem permaneceu constante (120kVp). Para avaliação da acurácia das mensurações lineares, cortes tomográficos com visualização mais central dos marcadores, colocados em seis sítios em cada mandíbula, foram selecionados para realização de medidas verticais e horizontais, com o auxílio da ferramenta de mensuração de linha do *Xoran* (*software* do i-CAT). Os valores obtidos das mensurações diretas na mandíbula seca, com uso do paquímetro digital, após secção das mesmas nos sítios pré-estabelecidos, e das mensurações nas imagens tomográficas foram comparados e o erro de mensuração (EM) calculado. Para avaliação das doses referenciais, a medição do DEP foi realizada através do uso de uma câmara de ionização do tipo lápis e para o PDA foi utilizado um aparelho PTW, nos quatro protocolos. Na avaliação da acurácia das mensurações lineares, não houve diferença significativa entre o EM dos protocolos, o que mostra que eles se comportaram iguais quanto à realização de medidas lineares. O EM foi bastante reduzido, uma vez que a média da diferença entre os valores obtidos nas imagens e na mandíbula seca foi menor do que 1mm para todos os protocolos e, em sua grande maioria, sofreram variação para menos. Para avaliação das doses referenciais, detectou-se diferença estatisticamente significante ($p<0,001$) entre os protocolos, para avaliação do PDA e DEP, sendo que os protocolos p3 e p4 apresentaram doses significantemente menores. A diferença significativa presente entre os protocolos está diretamente relacionada à diferença da miliamperagem e do tempo de varredura. Sendo assim, o uso dos protocolos p3 e p4 devem ser, preferencialmente, indicados na avaliação de mensurações lineares, uma vez que a dose de radiação é significantemente menor quando comparado aos protocolos p1 e p2, sem perda de acurácia das mensurações verticais e horizontais.

Palavras-chave: tomografia computadorizada de feixe cônico, mandíbula, dosagem de radiação.

ABSTRACT

Cone beam computed tomography (CBCT) presents reduced voxel size, when compared to conventional computed tomography. Besides, some CBCT equipments permit variation of voxel size for image acquirement. Generally, lower voxel sizes present better resolution. However, on i-CAT, for example, low voxel size leads to higher scanning time, what implicates in some disadvantages as - higher possibility of patient movement during the exam and higher radiation doses. This paper aims to evaluate referential doses – dose-area product (DAP) and skin entrance dose (SED) – and the accuracy of linear measurements made on the mandible using different voxel size CBCT images, aiming to establish the best protocol to be use for implant planning. Eight dry human mandibles were used to acquire CBCT images on I-CAT, using four protocols: p1) 0.2mm voxel, 40s, and 46.72mAs; p2) 0.25mm voxel, 40s and 46.72mAs; p3) 0.3mm voxel, 20s and 23.87mAs; p4) 0.4mm voxel, 20s and 23.87mAs. The kilovoltage stayed constant (120kVp). To evaluate the accuracy of the linear measurements, tomographic images that showed central images of the used markers, placed in six points of the mandible, were selected for the acquirement of vertical and horizontal measurements, using Xoran i-CAT software's measuring tools. The obtained measure values of the dry human mandible, done by means of a digital caliper, after the mandible was sectioned in the exact pre-established marker points, and the values obtained from the measurement of the CBCT images were compared and the measurement error (ME) was calculated. For the evaluation of the referential doses, SED measurement was done using a pencil ionizing camera; and for the DAP, a PTW equipment was used, on the four studied protocols. In the evaluation of the linear measurement accuracy, there was no significant difference among the protocols ME, what demonstrates that they behaved equally for the acquirement of implant measurements. The ME was highly reduce, once the mean difference among the obtained image values and dry mandible values were lower than 1mm for all protocols and, majorly, varied to lower values. For the referential dose evaluation, a significant statistical difference ($p<0.001$) was detected among the protocols, for the evaluation of DAP and SED, and the p3 and p4 protocols presented significantly lower doses. The significant difference presented among the protocols is directly related to the different mAs and exposure time. Based on those findings, the use of p3 and p4 protocols should be, preferentially, indicated for implant planning, once radiation dose is significantly lower when compared to p1 and p2 protocols, without vertical and horizontal measurement accuracy loss.

Keywords: cone beam computed tomography, mandible, radiation dosage.

1 INTRODUÇÃO

Um tratamento odontológico próspero deve ser baseado num planejamento completo e isto inclui a utilização de imagens para ajudar no diagnóstico. Na avaliação pré-operatória dos pacientes que serão submetidos à cirurgia para colocação de implantes dentários, exames imaginológicos têm um papel importante, uma vez que, para se ter sucesso no tratamento, uma avaliação rigorosa da quantidade e qualidade do osso remanescente e localização precisa das estruturas anatômicas são necessárias. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Lindh, Petersson e Klinge, 1995; Wyatt e Pharoah, 1998; Dantas, Montebello Filho e Campos, 2005)

A Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAROM) defende a posição de que o sucesso do tratamento de implantes dentários é, em parte, dependente da informação diagnóstica adequada sobre as estruturas ósseas da região oral, incluindo a obtenção de medidas lineares acuradas, como distâncias entre estruturas anatômicas ou espessura óssea. (Tyndall *et al.*, 2000; Loubele *et al.*, 2008; Kamburoglu, Kihç e Yüksel, 2009; Lund, Gröndahl e Gröndahl, 2009)

São importantes, também, o conhecimento e a identificação precisa das estruturas anatômicas que podem oferecer algum tipo de risco durante a cirurgia. Estruturas vulneráveis como canal mandibular, forame mentual, concavidade da região sinfisária, seio maxilar e fossa nasal podem comprometer o tratamento se sua identificação não for realizada adequadamente. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Hanazawa *et al.*, 2004; Guerrero *et al.*, 2006; Van Assche *et al.*, 2007)

Cirurgias na região posterior de mandíbula podem, por exemplo, inadvertidamente, afetar a função neurosensitiva sobre a distribuição dos nervos periféricos da mandíbula, resultando em parestesia que pode levar a perda ou alteração neurosensorial permanente ou duradoura. (Lindh, Petersson e Klinge, 1992; Lindh, Petersson e Klinge, 1995 ; Nasel *et al.*, 1999; Bou Serhal *et al.*, 2001)

A técnica de imagem ideal deve: permitir a visão em secção transversal (vestíbulo-lingual) de todo o maxilar, com o mínimo de distorção; representar a

densidade do osso medular e a espessura da cortical; do ponto de vista cirúrgico, garantir uma maneira simples de relacionar a imagem com o sítio proposto para o implante no momento da cirurgia; e ter uma grande disponibilidade e um baixo custo para o paciente. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Wyatt e Pharoah, 1998) O exame de imagem ideal também deve oferecer a maior quantidade de informações possíveis ao mesmo tempo em que minimiza a radiação ao paciente, respeitando o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*). (Guerrero *et al.*, 2006)

Dentre as técnicas de imagem usadas na avaliação pré-operatória dos maxilares, podemos destacar as radiografias periapical, oclusal e panorâmica, telerradiografia lateral, tomografia convencional, tomografia computadorizada (TC) e, mais recentemente, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Tyndall *et al.*, 2000; Kobayashi *et al.*, 2004; Loubele *et al.*, 2008)

As radiografias periapical, oclusal, panorâmica e telerradiografia lateral apresentam a desvantagem de não mostrarem o plano vestíbulo-lingual e apresentam distorção da imagem, embora a gravidade desses problemas seja variada. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Tyndall *et al.*, 2000)

Além disso, mensurações realizadas em radiografias panorâmicas são menos acuradas que em imagens tomográficas. Dessa forma, quando alta precisão for necessária, o uso de radiografias panorâmicas é desaconselhável e as medidas verticais devem ser obtidas com cuidado. Equipamentos de TC oferecem melhores informações referentes à visualização do canal mandibular e melhores possibilidades de mensuração. (Lindh, Petersson e Klinge, 1995; Wyatt e Pharoah, 1998)

A TC proporciona informações tridimensionais importantes e seu uso está em ascensão. Ela tem como vantagem frente às radiografias e tomografias convencionais, a magnificação uniforme, visões multiplanares, reconstrução tridimensinal e estudo simultâneo de múltiplos sítios de implante. Além disso, a TC é geralmente considerada mais acurada que a tomografia convencional. No entanto, essa técnica apresenta uma grande desvantagem que é a dose de radiação acumulada a estruturas da cabeça e

pescoço, além do seu alto custo. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Mah *et al*., 2003; Kobayashi *et al*., 2004; Guerrero *et al*., 2006; Van Assche *et al*., 2007)

A TCFC permite a aquisição de imagens volumétricas tridimensionais similares às imagens tomográficas médicas, com redução da exposição do paciente à radiação X. (Mah *et al*., 2003; Araki *et al*., 2004 ; Guerrero *et al*., 2006; Van Assche *et al*., 2007; Suomalainen *et al*., 2008)

A informação é adquirida em volume na TCFC, em oposição a uma pilha de várias fatias do objeto escaneado, como ocorre na TC convencional (Stratemann *et al*., 2008), já que a TCFC utiliza um feixe cônico de raios X, em substituição ao feixe de raios X em forma de leque usado na TC convencional. (Haiter-Neto, Wenzel e Gotfredsen, 2008; Suomalainen *et al*., 2008)

Os dados volumétricos da TC e da TCFC compreendem um bloco tridimensional de estruturas cubóides pequenas, conhecidas como *voxel*, que representam *pixels* tridimensionais. O *voxel* (a menor unidade de volume detectável) é isotrópico na TCFC, ou seja, possui as três dimensões (altura, largura e profundidade) iguais, enquanto que na TC convencional, até a geração helicoidal, ao contrário, o *voxel* é anisotrópico. (Pinsky *et al*., 2006; Scarfe, Farman e Sukovic, 2006; Mischkowski *et al*., 2007)

Além disso, o tamanho do *voxel* na TCFC é inferior ao tamanho deste na TC convencional, podendo, ainda, variar em um mesmo aparelho de TCFC a depender do protocolo escolhido. No aparelho i-CAT (*Imaging Sciences International, Hatfield, PA*), por exemplo, o tamanho do *voxel* pode variar de 0,12 a 0,4mm para aquisição de imagens da mandíbula. (Pinsky *et al*., 2006)

Em geral, quanto menor o tamanho do *voxel* e mais longo o tempo de varredura, para o i-CAT, melhores serão a resolução e os detalhes. Isto pode se tornar um ponto mais crítico uma vez que as abordagens de diagnóstico tornam-se mais refinadas para avaliação de estrutura local do trabeculado ósseo em campos como periodontia e cirurgia oral. (Stratemann *et al*., 2008)

No entanto, de acordo com o manual do aparelho i-CAT, um tamanho menor de *voxel* está atrelado a um tempo de varredura mais longo, o que proporciona algumas

desvantagens como: maior possibilidade de movimentação do paciente durante o exame, tempo de reconstrução mais longo e doses mais elevadas de radiação.

A escolha do protocolo, baseada no tamanho do *voxel,* tem sido um exercício difícil. Um maior conhecimento dos valores de doses referenciais, assim como a compreensão da acurácia das mensurações lineares realizadas, para cada um dos protocolos, pode ser de grande importância para estabelecer o melhor protocolo a ser utilizado no planejamento. É nessa perspectiva que esse trabalho tem como objetivo avaliar doses referenciais e acurácia de mensurações lineares feitas na mandíbula em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de *voxel*.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Durante a última década, tem ocorrido uma tendência crescente de se utilizar imagens tridimensionais para melhorar o diagnóstico dentomaxilofacial. (Loubele *et al.*, 2008) A TC proporciona informações nas três dimensões essenciais da anatomia dental e craniofacial para o diagnóstico e planejamento do tratamento de procedimentos clínicos, como reconstruções craniofaciais e colocação de implantes dentários. (Mah *et al.*, 2003)

Imagens tomográficas axiais são adquiridas a partir do maxilar a ser examinado. Os cortes individuais de TC são, então, sobrepostos um em cima do outro para criação da imagem tridimensional. Para aplicações maxilofaciais, *softwares* específicos foram desenvolvidos para reformatar dados dos cortes axiais em imagens panorâmicas e imagens em um plano perpendicular, ou ortorradial, em relação ao arco da maxila ou mandíbula, permitindo a visualização do aspecto vestíbulo-lingual das estruturas anatômicas. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Hanazawa *et al.*, 2004; Guerrero *et al.*, 2006)

A TC proporciona, portanto, informações clínicas importantes e seu uso está em ascensão. No entanto, essa técnica apresenta uma grande desvantagem que é a dose de radiação acumulada a estruturas da cabeça e pescoço. (Lam, Ruprecht e Yang, 1995; Mah *et al.*, 2003; Kobayashi *et al.*, 2004; Guerrero *et al.*, 2006)

Estudos recentes consideram que o uso da TC em regiões dentomaxilofaciais é dificultada pela sua alta dose de radiação, baixa resolução espacial em cortes axiais (até a geração heliocidal), custo elevado e ocorrência de artefatos na presença de restaurações metálicas. (Pinsky *et al.*, 2006; Van Assche *et al.*, 2007)

A depender do protocolo utilizado, a dose efetiva em exames por TC da região dentomaxilofacial é 15-74 vezes maior que a dose efetiva em radiografias panorâmicas. (Suomalainen *et al.*, 2008) Além disso, a dose de radiação recebida com um exame de TC da mandíbula ou maxila é a mesma se um único sítio de implante ou múltiplos sítios estão sendo avaliados. (Guerrero *et al.*, 2006)

Devido a essas desvantagens e como o exame de imagem ideal deve oferecer a maior quantidade de informações possíveis ao mesmo tempo em que minimiza a radiação ao paciente, respeitando o princípio ALARA, o uso da TC deve ser limitado a planejamentos pré-cirúrgicos extensos e anatomicamente difíceis no tratamento para colocação de implantes dentários. (Guerrero *et al*., 2006; Suomalainen *et al*., 2008)

2.2 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

Recentemente, a TCFC, ou *Cone Beam*, tornou-se disponível. Esta tecnologia foi desenvolvida especialmente para obtenção de imagens da região de cabeça e pescoço, o que permite a aquisição de imagens volumétricas tridimensionais similares às imagens tomográficas médicas, com redução da exposição do paciente à radiação. (Mah *et al*., 2003; Marmulla *et al*., 2005 ; Guerrero *et al*., 2006; Loubele *et al*., 2006; Liu *et al*., 2007; Van Assche *et al*., 2007; Loubele *et al*., 2008; Suomalainen *et al*., 2008 ; Kamburoglu, Kihç e Yüksel, 2009)

A TCFC foi primeiramente descrita na literatura em 1998. (Mozzo *et al*., 1998) A partir daí, muitos aparelhos se tornaram disponíveis comercialmente baseados na nova tecnologia apresentada. (Mischkowski *et al*., 2007) Atualmente, muitos sistemas comerciais de TCFC dedicados a regiões do complexo dentomaxilofacial estão disponíveis para o diagnóstico oral e planejamento de tratamentos. Além do NewTom DVT 9000 (*Quantitative Radiology s.r.l., Verona, Italy*), o primeiro aparelho de TCFC, foram desenvolvidos: o NewTom 3G (*Quantitative Radiology, Verona, Italy*), CB MercuRay (*Hitachi Medical Corp., Kashiwa-shi, Chiba-ken, Japan*), 3D Accuitomo – XYZ Slice View Tomography (J. *Morita Mfg Corp., Kyoto, Japan*), 3D Panoramic X-ray CT scanner PSR 9000N (*Ashai Roentgen, Kyoto, Japan*) e i-CAT™ (*Imaging Sciences International, Hatfield, PA*). (Lascala, Panella e Marques, 2004; Guerrero *et al*., 2006; Scarfe, Farman e Sukovic, 2006; Wörtche *et al*., 2006)

Apesar de ser normalmente referenciada como tomografia computadorizada de feixe cônico, uma vez que é a nomenclatura firmemente estabelecida na literatura

científica, este nome está etimologicamente errado, já que esta tecnologia não usa tomografia, que seria a formação de imagens por cortes, secções ou camadas. Ocorre a aquisição direta de dados volumétricos tridimensionais, que podem ser apresentados ao observador através de uma seqüência de cortes, como resultado de uma operação secundária, pela aplicação de um *software*. (Molteni, 2008)

A TCFC utiliza um sensor bidimensional e um feixe cônico de raios x, em substituição ao feixe de raios X em forma de leque usado na TC convencional. (Nakagawa *et al.*, 2002; Kobayashi *et al.*, 2004; Van Assche *et al.*, 2007; Haiter-Neto, Wenzel e Gotfredsen, 2008; Suomalainen *et al.*, 2008) O feixe cônico de raios X deve ter um tamanho adequado para englobar a região de interesse. (Stratemann *et al.*, 2008)

A técnica de feixe cônico envolve uma única varredura de 360º, na qual o feixe de raios X e uma área de detectores, de forma sincronizada, movem-se ao redor da cabeça do paciente, que permanece estabilizado. Em certos intervalos, a cada determinado grau de giro (geralmente 1 grau), projeções de imagens únicas, conhecidas como imagens base, são adquiridas. Elas são similares à radiografia cefalométrica de perfil, com um ligeiro desvio de uma imagem para outra. Esta série de imagens base é referida como a projeção de dados. *Softwares* incorporando sofisticados algoritmos são aplicados a estes dados para gerar uma imagem tridimensional volumétrica e imagens reconstruídas nos 3 planos (axial, sagital e coronal). (Sukovic, 2003; Scarfe, Farman e Sukovic, 2006) Os dados das imagens são adquiridos em formato digital e correspondem a projeções radiográficas de cada etapa da rotação durante a varredura. (Lascala, Panella e Marques, 2004)

A TCFC permite a criação em tempo real de imagens não apenas no plano axial (como é feito normalmente na TC convencional), mas também nos planos bidimensionais sagital e coronal, e em planos de imagem curvos ou oblíquos, em um processo referido como reformatação multiplanar. (Scarfe, Farman e Sukovic, 2006)

O aparelho de TCFC tem tamanho similar a um aparelho de radiografia panorâmica e o seu custo é reduzido quando comparado ao tomógrafo computadorizado convencional. (Lascala, Panella e Marques, 2004; Pinsky *et al.*, 2006;

Loubele *et al*., 2008; Stratemann *et al*., 2008) Isso se deve ao fato da tecnologia *Cone Beam* não necessitar de um mecanismo adicional de movimento do paciente durante a aquisição e devido à utilização de um feixe cônico de raios X, que otimiza a utilização do mesmo, diminuindo, assim, a capacidade térmica do tubo de raios X necessária para a varredura volumétrica. (Jaffray e Siewerdsen, 2000)

A aquisição de imagem volumétrica é rápida, com o tempo de varredura na faixa de 20 segundos, variando de 10 a 70 segundos. No entanto, o tempo de exposição efetiva aos raios X é ainda menor, variando de 3 a 6 segundos. (Lascala, Panella e Marques, 2004; Pinsky *et al*., 2006; Mischkowski *et al*., 2007; Loubele *et al*., 2008)

O campo de visão (FOV) da TCFC, na dimensão axial, é mais restrito quando comparado a TC convencional, o que pode reduzir a dose total de radiação, sem perder informações em determinadas situações. (Suomalainen *et al*., 2008)

Com o FOV limitado na TCFC é difícil avaliar lesões maiores que 30mm sem repetir o escaneamento, em alguns aparelhos. Por outro lado, o tamanho das imagens obtidas através da TCFC é adequado para observar estruturas ósseas mandibulares e para avaliações pré-operatórias para colocação de implantes dentários. (Kobayashi *et al*., 2004)

Dessa maneira, a estrutura e o volume ósseos podem ser avaliados através da TCFC, com a obtenção de dados tridimensionais, com doses razoavelmente baixas, devido à aquisição rápida de imagem volumétrica com uma simples rotação e a utilização de uma baixa mA, e de alta qualidade. (Van Assche *et al*., 2007; Suomalainen *et al*., 2008)

Hashimoto *et al*. (2003), comparando um aparelho de TCFC com um aparelho de TC *multislice* (*Aquilion Multi-Slice CT*), que é a mais moderna tecnologia da TC convencional, constataram a superioridade do TCFC em mostrar tecido duro, associado com regiões dentadas, com redução significante da dose de radiação para o paciente.

A TCFC tem o potencial de se tornar um instrumento de diagnóstico não invasivo para várias aplicações clínicas na odontologia. (Pinsky *et al*., 2006; Loubele *et al*., 2008) Dentre elas podemos citar: ortodontia, endodontia, periodontia, cirurgia, diagnóstico de

anomalias craniofaciais, diagnóstico de cáries, avaliação da articulação temporomandibular (ATM) e planejamento pré-operatório para colocação de implantes dentários. (Lascala, Panella e Marques, 2004; Mischkowski *et al.*, 2007; Haiter-Neto, Wenzel e Gotfredsen, 2008; Stratemann *et al.*, 2008)

A TCFC é incapaz de visualizar tecido mole devido a sua baixa resolução de contraste. No entanto, ela proporciona informações essenciais sobre morfologia óssea para colocação de implantes dentários, incluindo integridade e espessura da cortical, alargamento dos espaços medulares, irregularidas pós-exodontias e densidade do trabeculado ósseo. Osso esponjoso, em particular, é visualizado acentuadamente em TCFC, enquanto que a TC convencional não mostra osso esponjoso claramente em imagens transversais do arco dental. (Kobayashi *et al.*, 2004; Guerrero *et al.*, 2006)

2.3 *VOXEL*

Os dados volumétricos da TC e da TCFC compreendem um bloco tridimensional de estruturas cubóides pequenas, conhecidas como *voxel*, que representam *pixels* tridimensionais. (Pinsky *et al.*, 2006; Patel *et al.*, 2007) Tipicamente, um exame contém em torno de 100 milhões de *voxels*, sendo que cada um deles representa um grau de absorção dos raios X e um valor específico de cinza em imagens bidimensionais no filme ou no monitor do computador. (Patel *et al.*, 2007)

Stratemann *et al.* (2008) explicam que imagens digitais são constituídas por um conjunto de ordenados elementos de imagem (*pixels*) dispostos em uma grade plana. *Pixels* são os menores componentes da imagem e têm dimensões retangulares específicas. Na radiografia digital, a cor do *pixel* é cinza, logo as intensidades que variam do preto ao branco são divididas entre um espectro de valores da escala de cinza com 2^8 (256) tonalidades em dados de 8-bit, ou 2^{12} (4096) tonalidades em dados de 12-bit. A nitidez ou a resolução da imagem estão, em última instância, relacionadas ao tamanho do *pixel* e ao número de tonalidades de cinza. (Stratemann *et al.*, 2008)

Erros associados a dados volumétricos fundamentalmente estão associados ao tamanho do *voxel* e qualidade dos dados (8-bit *vs* 12-bit). Isso ocorre porque o valor da intensidade atribuído a cada *voxel* depende da média de intensidade ou atenuação do feixe do material contido dentro do seu volume. Com um tamanho do *voxel* pequeno, ocorre uma atribuição mais acurada de um valor de atenuação. Da mesma forma, quando existem mais possibilidades de valores de intensidade como em dados de 8-bit *vs* 12-bit (256 vs 4096 tonalidades de cinza), há uma ampla gama de possibilidades de escolha a partir da qual o valor real da intensidade pode ser escolhido. (Stratemann *et al.*, 2008)

O tamanho desses *voxels* determina a resolução da imagem. Na TC convencional (exceto na TC *multislice*), os *voxels* são anisotrópicos – cubos retangulares em que a maior dimensão é a axial. Embora a superfície do *voxel* possa ser tão pequena quanto 0,625mm, a sua profundidade normalmente é na ordem de 1 a 2mm. Todos os aparelhos de TCFC produzem *voxels* que são isotrópicos – igual nas 3 dimensões. Isso produz resolução sub-milimétrica (muitas vezes superior a da TC convencional), variando de 0,4mm a um valor tão baixo quanto 0,125mm (3D Accuitomo). (Connor *et al.*, 2007; Mischkowski *et al.*, 2007; Liedke *et al.*, 2009)

Para sistemas digitais, que é o caso da TCFC, a resolução é determinada não apenas pelo detector de imagem, mas, também, pela resolução do monitor do computador. A exibição e a manipulação de imagens digitais em um monitor são essenciais e a qualidade da imagem se dará, também, em função dos parâmetros físicos do sistema. A maioria dos disponíveis comercialmente tem a resolução (tamanho da matriz de *pixels*) de 1024 x 768, mas alguns monitores de alta performance estão disponíveis, com matrizes de *pixels* tão elevadas quanto 2048 x 2048. Esses monitores de alta resolução são relativamente caros e não são usados com freqüência na odontologia. (Cederberg *et al.*, 1999)

Considerando um mesmo aparelho de tomografia computadorizada de feixe cônico, pode ocorrer a variação do *voxel* a depender do protocolo escolhido, o que pode proporcionar uma alteração na dose de radiação. (Liedke *et al.*, 2009) De acordo com o manual do aparelho i-CAT, em geral, quanto menor o tamanho de *voxel* e mais

longo o tempo de varredura, melhores serão a resolução e os detalhes; não obstante, um tamanho menor de *voxel* e um tempo de varredura mais longo criam um conjunto de dados maior, de modo que o tempo de reconstrução também será mais longo. Além disso, estes protocolos são mais sensíveis a movimentos do paciente, sendo assim essencial restringir os movimentos durante a varredura. Tempos de varredura mais longos também aplicam doses mais altas de radiação.

2.4 DOSES DE RADIAÇÃO NA TC E NA TCFC

O exame de imagem ideal deve oferecer a maior quantidade de informações possíveis ao mesmo tempo em que minimiza a radiação ao paciente, respeitando o princípio ALARA. (Berkhout *et al*., 2004; Guerrero *et al*., 2006; Lofthag-Hansen *et al*., 2008) Vale ressaltar, no entanto, que com doses baixas de radiação, ruídos irão aumentar e o valor diagnóstico da radiografia irá diminuir. (Berkhout *et al*., 2004; Guerrero *et al*., 2006) Sendo assim, avaliações tanto de doses de radiação como de precisão de diagnóstico são de extrema importância. (Lofthag-Hansen *et al*., 2008)

A dose da TCFC, além de ser menor que a da TC convencional, cerca de 15 vezes, está na faixa das modalidades tradicionais de imagens dentais, sendo equivalente, por exemplo, a dose decorrente de um exame periapical de todos os dentes. (Lascala, Panella e Marques, 2004; Schulze *et al*., 2006; Mischkowski *et al*., 2007; Patel *et al*., 2007; Palomo, Rao e Hans, 2008) Quando comparada à dose de um exame panorâmico, a dose supera cerca de 4 a 15 vezes. (Scarfe, Farmam e Sukovic, 2006)

Segundo Kobayashi *et al.* (2004), a dose integral de radiação absorvida usando a TCFC é de aproximadamente 1/15 da TC helicoidal, quando as condições de exposição desta são otimizadas. As doses aproximadas produzidas pelos aparelhos de TCFC NewTom (FOV 12 polegadas), i-CAT e MercuRay são de, respectivamente, 45 μSv, 135 μSv e 477 μSv, enquanto que o valor da dose de radiação X produzida por um aparelho de TC convencional para escaneamento da mandíbula pode variar de 364-1200 μSv e

para escaneamento da maxila pode variar de 100-3324 μSv, de acordo com as Diretrizes Européias de proteção contra radiações em radiologia odontológica.

Mah *et al*. (2003) realizaram um estudo no qual eles mensuraram a dose de radiação absorvida pelos tecidos e calcularam a dose efetiva para o aparelho de TCFC NewTom 9000, comparando os valores encontrados com mensurações de doses e estimativa de doses efetivas em radiografias panorâmicas e outras modalidades de TC para planejamento de implantes dentários. Eles concluíram que a dose efetiva com o aparelho NewTom 9000 é significantemente menor que os valores de dose para outros métodos de TC e encontra-se na faixa dos valores de dose para as modalidades de imagens dentais tradicionais.

No entanto, os dados de dosimetria obtidos não devem ser comparados de forma direta entre diferentes estudos, porque existem diferenças entre as metodologias no que diz respeito à área e tecidos examinados, intervalo de parâmetros operacionais (miliamperagem e quilovoltagem), tecnologia dos aparelhos, *phantoms* e métodos de mensuração utilizados (Lecomber *et al*., 2001; Mah *et al*., 2003).

Patel *et al.* (2007) afirmam que comparar doses de radiação de diferentes aparelhos de TCFC com aparelhos de TC convencional pode-se tornar confuso devido a diferentes unidades de doses de radiação que podem ser usadas.

Vale ressaltar que os aparelhos de TCFC apresentam oscilações nas doses de radiação emitidas a depender do modelo do aparelho, que pode apresentar variações em relação ao FOV e material do detector; e do protocolo adotado, especialmente pela variação do tempo de varredura. (Liedke *et al*., 2009; Lund, Gröndahl e Gröndahl, 2009) Dessa maneira, a dose de radiação relatada para a TCFC não é consistente, devido aos diferentes métodos e aparelhos utilizados. (Lofthag-Hansen *et al*., 2008)

Na radiologia odontológica, há ainda a dificuldade em se determinar a dose efetiva, que é necessária para comparar o risco de radiação entre diferentes técnicas de exame. A maneira tradicional de determinação da dose efetiva é através do uso de dosímetros termoluminescentes, que é um método trabalhoso e demorado, sem

padronização do número e locais dos pontos de mensuração. (Lofthag-Hansen *et al*., 2008) A reprodutibilidade do uso desta técnica pode ser baixa. (Ludlow *et al*., 2006)

Um novo e menos trabalhoso método para avaliação de dose efetiva tem sido relatado, através da determinação do produto dose área (PDA). Valores de PDA podem ser convertidos para dose efetiva e energia transmitida, através de fatores de conversão. (Lofthag-Hansen *et al*., 2008)

2.5 ACURÁCIA DE MENSURAÇÕES LINEARES

A fim de determinar a melhor aplicação da TCFC na odontologia, é necessário analisar a acurácia dos dados obtidos relacionados à mensuração de distâncias (Lascala, Panella e Marques, 2004; Loubele *et al*., 2008), já que em relação à acurácia geométrica, a TC *multislice*, que é a mais moderna tecnologia da TC convencional, é comumente aceita como o padrão de referência, contra o qual outros dispositivos tem que competir. (Mischkowski *et al*., 2007)

Enquanto a acurácia de segmentos ósseos já foi extensivamente estudada para a TC convencional, apenas poucos estudos avaliaram a acurácia na TCFC. (Loubele *et al*., 2006; Mischkowski *et al*., 2007)

Lascala, Panella e Marques (2004) analisaram a acurácia de mensurações lineares obtidas com a TCFC, usando o aparelho NewTom 9000. Eles concluíram que a TCFC é confiável para ser aplicada em diferentes situações clínicas em que mensurações lineares entre sítios anatômicos são requeridas, como no planejamento pré-cirúrgico para colocação de implantes dentários e cirurgias ortognáticas, já que as mensurações feitas nas imagens de TCFC são similares, embora ligeiramente menores, que as distâncias reais entre sítios do crânio, exceto para estruturas localizadas na base do crânio. (Lascala, Panella e Marques, 2004) A acurácia de mensurações lineares também foi elevada em estudo realizado por Lund, Gröndahl e Gröndahl (2009), com o aparelho de TCFC Accuitomo.

Diferenças pequenas entre padrão ouro e exames de imagem de TCFC, usando dois aparelhos diferentes, também foram percebidas em estudo realizado por Stratemann et al. (2008). Comparando valores de distâncias lineares obtidas entre pontos referenciados com marcadores, localizados no crânio e na mandíbula, secos e de plástico, em imagens adquiridas com aparelho NewTom (QR, Verona, Italy) e o padrão ouro, o desvio médio foi de 0,07 ± 0,41mm, enquanto que com o aparelho CB MercuRay (Hitachi Medical Systems, Twinsburg, OH, USA), a variação foi de 0,00 ± 0,22mm.

Em 2004, Kobayashi *et al*. compararam a acurácia de mensurações de distâncias usando a TCFC e a TC espiral e concluíram que o erro de mensuração foi significantemente menor na TCFC. Eles concluíram, ainda, que a TCFC pode ser uma ferramenta útil na avaliação pré-operatória para colocação de implantes dentários devido a sua alta resolução e tamanho de campo de suas imagens.

Uma comparação da acurácia da TCFC (3D Accuitomo) e da TC *multislice* para mensurações lineares da maxila foi realizada por Loubele *et al*. (2008). Eles concluíram com o estudo que não houve diferença significativa entre mensurações físicas e mensurações radiográficas ou entre as mensurações na TCFC e na TC *multislice.*

Suomalainen *et al*. (2008) avaliaram a acurácia de mensurações lineares na região posterior de mandíbula usando TCFC (3D Accuitomo) e TC *multislice* e encontraram como resultado que o erro das mensurações lineares foi ainda menor com a TCFC, confirmando que a TCFC é uma ferramenta confiável para mensurações no planejamento de implantes dentários.

No entanto, o tamanho do *pixel* da imagem adquirida com o aparelho de TCFC, o 3D Accuitomo, foi de 0,125 x 0,125mm, enquanto que o tamanho do *pixel* calculado para a TC *multislice* foi de 0,25 x 0,25mm. Dessa maneira, torna-se evidente que mensurações nas imagens com a melhor resolução (tamanho do *pixel* menor) são propensas a apresentarem erro de mensuração reduzido. Com a utilização de um aparelho de TCFC com um campo de visão (FOV) maior e um tamanho de *pixel* correspondente ao da TC *multislice*, mensurações acuradas similares para a TCFC e a TC *multislice* são esperadas. (Suomalainen *et al*., 2008)

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

- Avaliar doses referenciais e acurácia de mensurações lineares feitas na mandíbula em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de *voxel*.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a acurácia de mensurações lineares feitas na mandíbula através de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridas com *voxels* de 0,2mm, 0,25mm, 0,3mm e 0,4mm.
- Comparar a acurácia de mensurações lineares verticais e horizontais feitas na mandíbula através de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*.
- Comparar a acurácia de mensurações lineares feitas na mandíbula, nos sítios I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar), através de imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*.
- Avaliar produto dose-área (PDA) e dose de entrada na pele (DEP) em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico adquiridos com diferentes tamanhos de *voxel*, a fim de determinar melhores protocolos baseados nos princípios da radioproteção.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 ASPECTOS ÉTICOS

Foram utilizadas mandíbulas humanas secas doadas pelo laboratório de anatomia humana da União Metropolitana de Educação e Cultura (UNIME), conforme Termo de Doação em anexo.

Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia (CAAE: 0029.368.000-08).

4.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

Para o estudo, foram utilizadas oito mandíbulas humanas secas, do acervo do laboratório de anatomia humana da União Metropolitana de Educação e Cultura (UNIME). Essas mandíbulas eram totalmente edêntulas, com processos alveolares reabsorvidos, ausentes de danos e anomalias, mas escolhidas aleatoriamente quanto a outras características anatômicas.

4.3 SÍTIOS AVALIADOS

Foram selecionados para avaliação seis sítios em cada mandíbula, sendo três para cada lado, de forma simétrica (Figura 1). São eles:

- Incisivo (I) – localizado 1cm à distal da linha sagital mediana;
- Pré-molar (PM) – à altura do forame mentual;
- Molar (M) – localizado 1cm à distal do forame mentual;

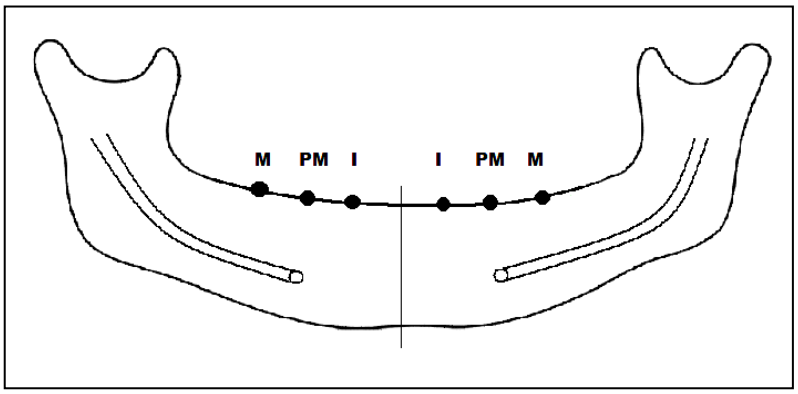


Figura 1 – Desenho esquemático evidenciando os seis sítios avaliados, sendo três para cada lado de forma simétrica (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar).

A partir dos sítios selecionados, com caneta BIC® Marcador Permanente CD.DVD (BIC, Brasil) com ponta de 0,7mm, foram traçadas, por vestibular, linhas (L1) perpendiculares à base da mandíbula.

Marcadores esféricos vazados foram fixados na mandíbula nos seis sítios pré-estabelecidos, através da colocação de uma camada de cera utilidade sobre o rebordo ósseo remanescente, para servirem como referência na escolha dos locais em que serão realizadas mensurações. Marcadores esféricos de 3mm foram colocados na porção mais superior do rebordo ósseo remanescente e marcadores esféricos de 1mm, por vestibular, na porção mais próxima do nível coronal do rebordo ósseo (Figura 2).

Figura 2 – Mandíbula seca com marcadores em posição, nos sítios I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar).

4.4 COLETA E INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

4.4.1 Obtenção das imagens

Para obtenção das imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico, foi utilizado o aparelho i-CAT (*Imaging Sciences International, Hatfield, PA*), estando este previamente calibrado. As mandíbulas foram colocadas no interior de uma caixa de isopor (16cm X 14,5cm X 10cm) com água, a fim de simular a atenuação sofrida pelos raios X pela presença do tecido mole do paciente, de modo que o plano sagital mediano (PSM) ficasse perpendicular ao plano horizontal (PH) e o plano mandibular paralelo ao PH. O conjunto foi levado ao aparelho e mantido em posição na plataforma fornecida com o aparelho.

Foram obtidas imagens das mandíbulas, com altura da varredura (colimação) de 6cm, a partir dos seguintes protocolos de aquisição da imagem do aparelho i-CAT (Tabela 1):

Tabela 1 - Protocolos de aquisição da imagem do aparelho i-CAT.

Protocolo	Tamanho do *voxel*	Tempo de varredura	kVp	mAs
1	0,2mm	40 seg	120 kVp	46,72 mAs
2	0,25mm	40 seg	120 kVp	46,72 mAs
3	0,3mm	20 seg	120 kVp	23,87 mAs
4	0,4mm	20 seg	120 kVp	23,87 mAs

Após a aquisição dos dados volumétricos, foram realizadas reformatações panorâmicas e parassagitais das imagens através do *Xoran* (*software* do i-CAT).

4.4.2 Obtenção das medidas lineares

4.4.2.1 Medidas lineares nas imagens tomográficas

As imagens foram submetidas à apreciação de um examinador, especialista em Radiologia Odontológica, com experiência em tomografia computadorizada por oito anos, que avaliou cada uma delas em dois momentos distintos, com intervalo de duas semanas entre as avaliações, repetindo o mesmo procedimento nas mesmas condições-ambiente. O período para a realização das mensurações foi determinado pelo examinador, de forma a não ser cansativo para a sua avaliação e ele não tinha conhecimento de qual protocolo ele estava avaliando.

As imagens foram avaliadas na tela do monitor do computador Sync Master 2232 BW (*Samsung Electronics Co, Suwon, South Korea)* de 21 polegadas e resolução de 1280 x 1024, na qual as medições realizadas são de tamanho real, dentro de, aproximadamente, 1 *voxel*.

Foi selecionado o corte tomográfico com visualização mais central dos marcadores, para cada região estudada e, a partir da porção vazada dos marcadores e com o auxílio da ferramenta de mensuração de linha do *software*, foram realizadas medidas verticais e horizontais: A – altura óssea implantar e B – largura óssea, que variam para cada região avaliada, conforme Tabela 2 (Figura 3 e 4).

Tabela 2 - Medidas verticais (A) e horizontais (B) avaliadas de acordo com os sítios estabelecidos.

Sítios	A	B
I	Seguindo o longo eixo do perfil ósseo, estendendo-se da porção mais superior do rebordo alveolar ao contorno interno da cortical basilar da mandíbula.	À altura do contorno interno da cortical basilar da mandíbula, estendendo-se da cortical interna vestibular à cortical interna lingual.
PM	Seguindo o longo eixo do perfil ósseo, estendendo-se da porção mais superior do rebordo alveolar ao contorno superior do forame mentual.	À altura do contorno superior do forame mentual, estendendo-se da cortical interna vestibular à cortical interna lingual.
M	Seguindo o longo eixo do perfil ósseo, estendendo-se da porção mais superior do rebordo alveolar ao contorno superior do canal mandibular.	À altura do contorno superior do canal mandibular, estendendo-se da cortical interna vestibular à cortical interna lingual.

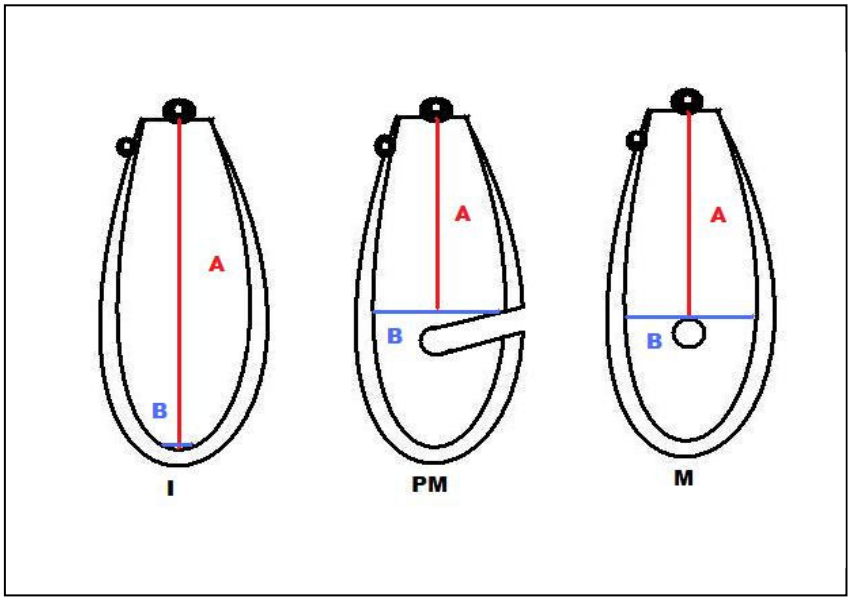


Figura 3 – Medidas verticais (A) e horizontais (B) avaliadas, de acordo com os sítios estabelecidos (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) em cortes transversais da mandíbula.

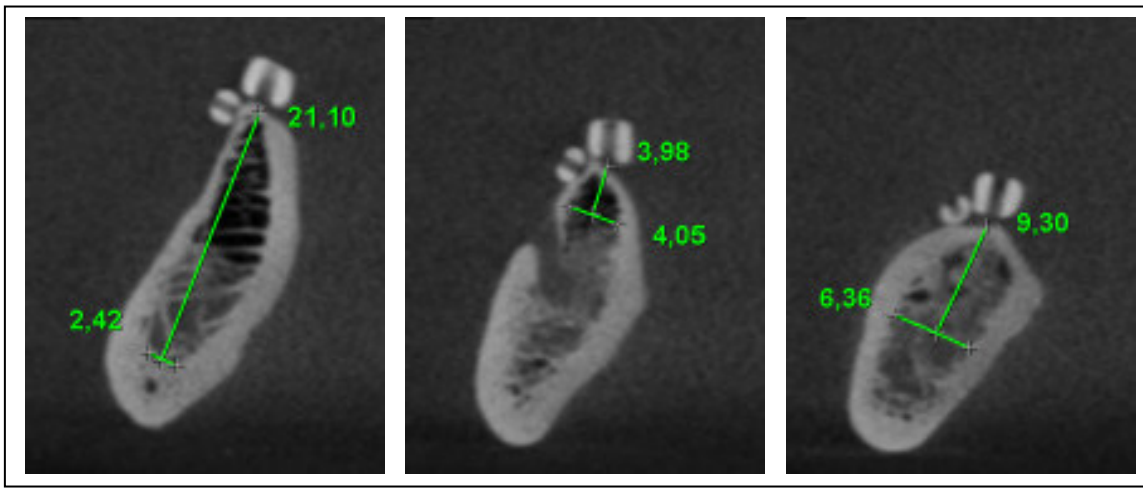


Figura 4 – Imagens tomográficas parassagitais dos sítios I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar), evidenciando as medidas verticais e horizontais.

4.4.2.2 Medidas lineares nos segmentos das mandíbulas secas

Em um momento posterior, as mandíbulas foram seccionadas nos seis sítios pré-estabelecidos, utilizando uma serra elétrica imediatamente antes das linhas L1 desenhadas, de modo que não fosse perdido tecido ósseo no local correspondente aos cortes tomográficos avaliados. Cautelosamente, os segmentos ósseos foram desgastados no recortador de gesso até as linhas L1, a fim de se reproduzir o local exato para a realização das mensurações.

Nos segmentos das mandíbulas secas, foram obtidas as mesmas medidas verticais (A) e horizontais (B), para cada sítio, com o uso de um paquímetro digital de alta precisão (Tabela 2 e figuras 3 e 5).

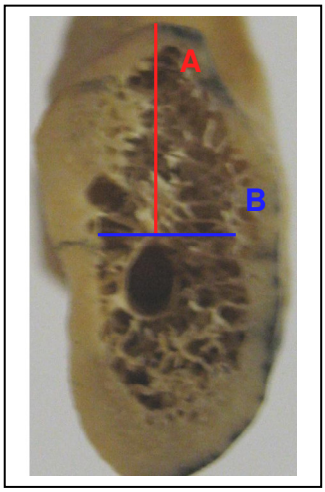


Figura 5 – Medidas vertical (A) e horizontal (B) no sítio M (molar) em segmento de mandíbula seca.

4.4.3 Obtenção das medidas de doses referenciais

Foram utilizados o medidor de dose RADCAL 9095 (*Radcal. Corp., Monrovia, CA, USA*) e o medidor de PDA PTW (*PTW, Freiburg, Germany*), de propriedade do Laboratório de Física Radiológica do Instituto Federal da Bahia (IFBA), durante a aquisição das imagens tomográficas, sendo este processo repetido quatro vezes por

protocolo. Todos os equipamentos foram calibrados em laboratório reconhecidos na Rede Brasileira de Metrologia.

Numa extremidade do tomógrafo, foi fixada uma câmara de ionização do tipo lápis (100mm), acoplada a um eletrômetro, de modo a mensurar as doses empregadas quando da obtenção das imagens (DEP). (Figura 6) Posteriormente foi realizado o cálculo do fator multiplicativo com base na distância entre a saída do feixe de raio-X e do sensor, para compensar a distância do centro do aparelho até onde foi colocado a câmara de ionização.

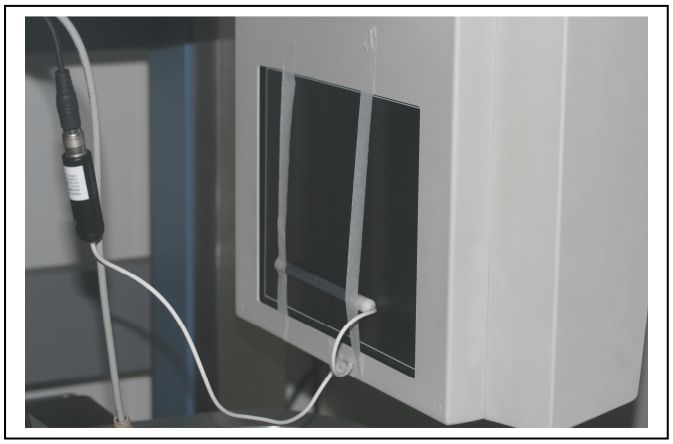


Figura 6 – Câmara de ionização do tipo lápis (100mm), fixada na extremidade correspondente ao sensor do aparelho i-CAT.

Para a medida do PDA, um aparelho PTW foi acoplado à outra extremidade do aparelho. (Figura 7)

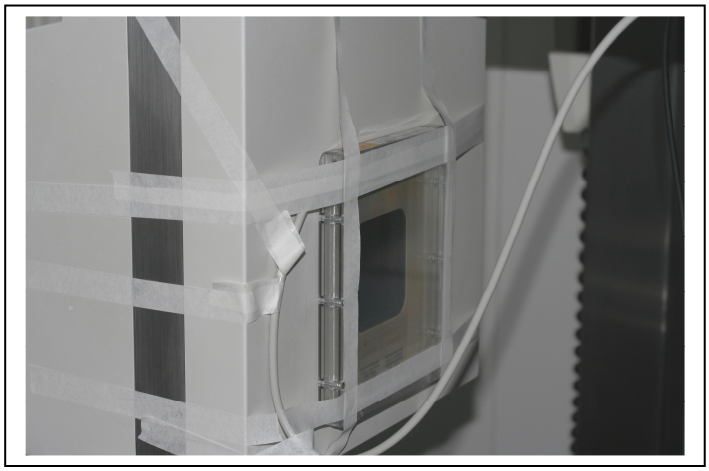


Figura 7 – Aparelho PTW fixado na extremidade correspondente à fonte de radiação X do aparelho i-CAT.

4.5 ANÁLISE DOS DADOS

Em relação à acurácia das mensurações lineares, os valores obtidos das mensurações diretas na mandíbula seca e das mensurações nas imagens tomográficas foram comparados. O Erro de Mensuração (EM) foi calculado através da subtração do valor obtido nas imagens tomográficas (X) pelo valor obtido na mensuração direta na mandíbula seca (Y), sendo este o padrão ouro. (Kobayashi *et al.*, 2004)

$$EM\ (\%) = \frac{|\ (X-Y)\ |}{Y} \times 100$$

O valor do EM calculado foi expresso como um valor percentual absoluto e o valor médio e mediano do EM para cada protocolo foi estabelecido. Os testes de Friedman, Kruskal-Wallis, e Wilcoxon foram utilizados para a comparação do EM entre os protocolos, respectivamente, para avaliação geral, por sítio e por medida, seguidos do teste de Dunn. Resultados foram considerados estatisticamente significantes com um $p < 0,05$.

Para avaliação da reprodutibilidade das medidas, tanto entre as avaliações, como para o padrão ouro, foi utilizado o Coeficiente de Concordância de Lin (CCL).

Para a análise dos dados obtidos para a avaliação das doses referenciais foram utilizados os testes de Kruskal-Wallis e de Dunn, sendo considerado como estatisticamente significante $p < 0,001$.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 MENSURAÇÕES LINEARES

Foram realizadas 480 mensurações, sendo 96 para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4) e 96 para a mensuração na mandíbula seca (ouro), conforme distribuição mostrada na figura 8.

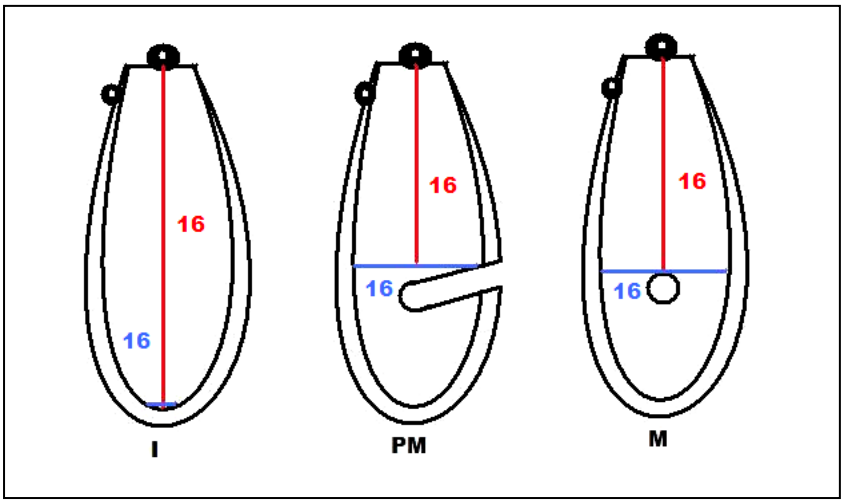


Figura 8 – Distribuição do número de mensurações realizadas por medidas (A – verticais e B – horizontais) e por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) para cada protocolo e na mandíbula seca.

5.1.1 Erro de mensuração

A média (MD) e a mediana (MN) do EM para cada protocolo, na avaliação geral, por sítio e por medida, estão representadas na tabela 3. Em decorrência da distribuição da amostra não ser normal, a representação da mediana é mais coerente.

Não houve diferença estatisticamente significante entre o EM dos protocolos p1, p2, p3 e p4 na avaliação geral (p=0,606), o que mostra que todos eles se comportam iguais quanto à realização de medidas lineares aqui propostas.

Tabela 3 - Média (MD) e mediana (MN) do erro de mensuração (EM) para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).

	EM - Geral (%)		EM - Sítios (%)						EM - Medidas (%)			
			I		PM		M		A		B	
	MD	MN	MD	MN	MD	MN	MD	MN	MD	MN	MD	MN
p1	12,65	8,54	14,62	5,96	13,56	9,71	9,59	8,04	8,20	6,09	17,11	9,37
p2	12,20	7,46	15,00	5,40	12,62	8,78	8,80	7,88	7,19	5,61	17,22	10,35
p3	12,18	7,46	13,52	6,05	13,16	9,41	9,85	7,60	8,13	6,42	16,22	9,35
p4	13,62	8,38	18,61	6,40	13,85	11,7	8,41	7,54	7,33	4,90	16,91	12,40

Achado semelhante foi encontrado em estudo realizado por Liedke *et al*. (2009), no qual foram comparados exames com *voxels* de 0,2mm, 0,3mm e 0,4mm (aparelho i-CAT), para avaliação de cavidades na superfície vestibular de raízes, simulando reabsorção radicular externa. Isso mostra que o uso de *voxels* menores, ao contrário do que se espera, não oferece uma maior precisão em relação ao diagnóstico ou à mensuração de distâncias, utilizando o i-CAT, apesar das avaliações em exames com *voxels* menores serem mais facilitadas. (Liedke *et al*., 2009)

De maneira semelhante à avaliação geral, também não houve diferença significativa entre o EM dos protocolos tendo como parâmetro os sítios I (p=0,472), PM (p=0,812) e M (p=0,274) e medidas A (p=0,498) e B (p=0,555).

O EM foi bastante reduzido nos quatro protocolos, uma vez que a média da diferença entre os valores obtidos nas imagens e na mandíbula seca, para p1, p2, p3 e p4, variou de 0,68mm a 0,72mm. Podemos considerar tais mensurações como precisas uma vez que, por exemplo, na avaliação pré-operatória do planejamento de implantes, mensurações precisas são consideradas aceitáveis com um erro de até 1mm (Nasel *et al*., 1999; Kobayashi *et al*., 2004) a 2mm. (Kamburoglu, Kihç e Yüksel, 2009)

Diferenças pequenas entre padrão ouro e exames de imagem de TCFC, também foram percebidas em estudo realizado por Stratemann *et al*. (2008), que encontraram valores ainda mais reduzidos (0,07 ± 0,41mm para o aparelho NewTom e 0,00 ± 0,22mm para o aparelho CB MercuRay), já que houve uma precisão maior nos pontos

escolhidos para servirem como parâmetro, uma vez que nas duas extremidades tinha marcador, ao contrário do que ocorreu no trabalho atual, em que o marcador existia apenas para a escolha do sítio, mas a mensuração linear se baseou na identificação de reparos anatômicos (cortical interna da mandíbula, forame mentual, canal mandibular) e, conseqüentemente, estes eram considerados os pontos finais. Acreditamos, contudo, que a metodologia empregada nesse trabalho reproduz mais fielmente a realidade do planejamento odontológico na clínica, no qual reparos anatômicos são usados como referenciais.

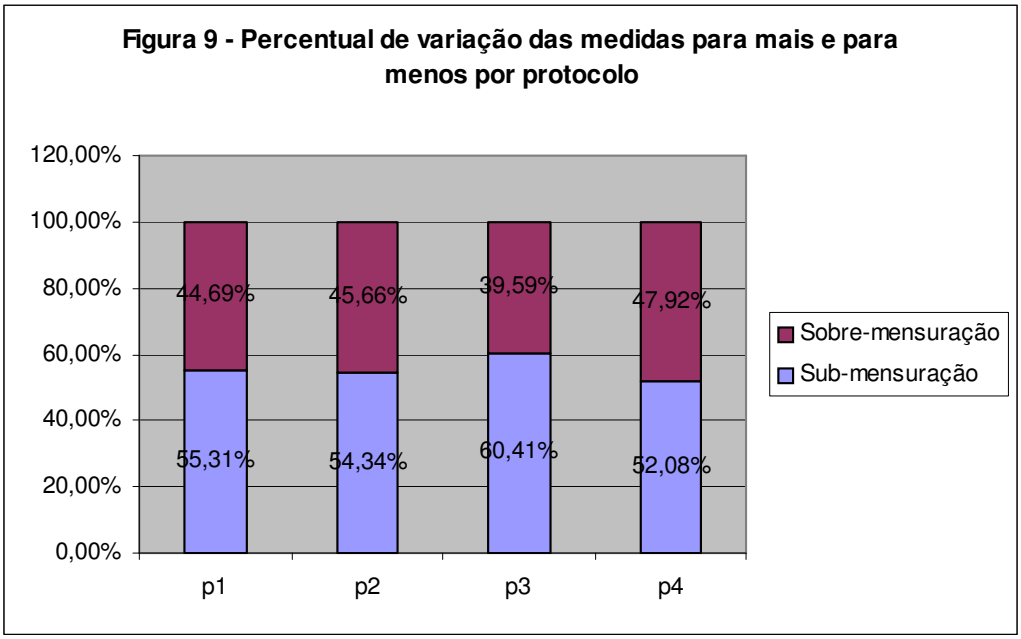
Comparando o EM dos sítios para cada protocolo, não houve diferença significativa entre as regiões I (incisivo), PM (pré-molar) e M (molar), para nenhum deles. Para p1, p2, p3 e p4, respectivamente, tivemos p=0,3569, p=0,6516, p=0,1692, p=0,5141. (Tabela 3)

Já para as medidas A (verticais) e B (horizontais), encontramos diferença significativa entre elas para os quatro protocolos, a nível de p=0,0276, p=0,0066, p=0,0194 e p=0,0023, para p1, p2, p3 e p4, respectivamente. (Tabela 3) Isso pode ser justificado pelo fato da medida A, que representa altura óssea, ser maior que a medida B, que representa espessura óssea.

Acreditamos que o EM fica mais evidente quando são consideradas distâncias menores, já que a diferença absoluta, mesmo que pequena, pode representar um valor relativo (EM) elevado. Por exemplo, uma diferença absoluta de 0,5mm entre o valor da medida A obtido na imagem tomográfica (21,9mm) e o padrão ouro (22,4mm) produziu um EM de 2,23%, já a mesma diferença absoluta de 0,5mm entre o valor da medida B obtido na imagem tomográfica (1,2mm) e o padrão ouro (1,7mm) produziu um EM de 29,41%.

5.1.2 Sub-mensuração x sobre-mensuração

Em sua grande maioria, os valores obtidos nas imagens variaram para menos (Figura 9), ou seja, a medida feita na imagem tomográfica foi menor do que a do valor real.



A sub-mensuração, quando comparada à sobre-mensuração, demonstra ser mais segura quanto à repercussão clínica, visto que, sob tal condição, estruturas nobres podem ser preservadas quando planejada a colocação de implante dentário menor em altura ou largura do que a região permite. (Bou Serhal *et al.*, 2001)

No entanto, tanto a sub-mensuração quanto a sobre-mensuração da quantidade de osso disponível e a localização de estruturas anatômicas podem afetar o sucesso do tratamento para a colocação de implantes dentários. (Tyndall *et al.*, 2000)

Sobre-mensuração da distância entre a crista óssea alveolar e a cortical superior do canal mandibular pode resultar na inserção de um implante que pode interferir no feixe neurovascular e causar parestesia do mento e do lábio inferior. Sub-mensuração, por outro lado, pode afetar o prognóstico do tratamento de implantes, uma vez que pode levar a decisão de usar um implante mais curto que o necessário, bem como proporcionar o aumento do custo do tratamento, por ser necessário colocar um número maior de implantes para suportar a carga mastigatória. (Lindh, Petersson e Klinge, 1995)

A variação dos valores obtidos para mais e para menos nas imagens tomográficas em relação ao padrão ouro, por protocolo, para as medidas A (verticais) e B (horizontais), estão representados respectivamente nas figuras 10 e 11.

Figura 10 - Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida A (vertical) por protocolo

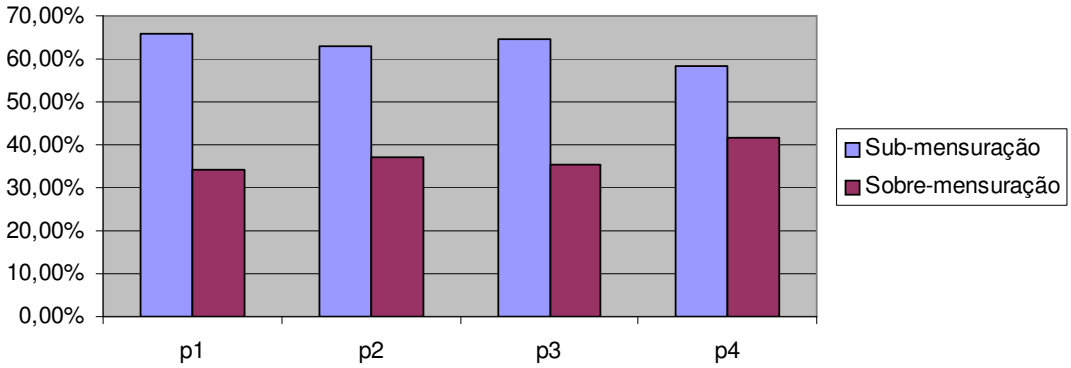
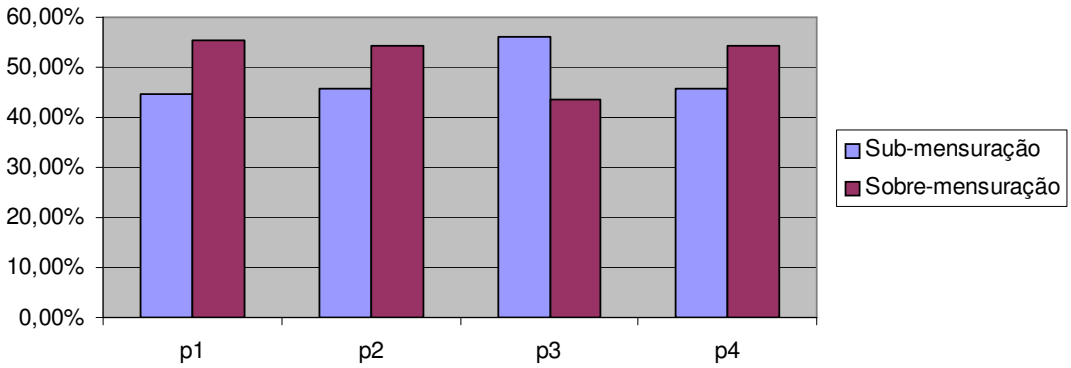


Figura 11 - Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida B (horizontal) por protocolo



Percebe-se uma maior ocorrência de sub-mensuração da medida A (vertical) para os quatro protocolos e uma maior ocorrência de sobre-mensuração da medida B (horizontal) para todos os protocolos, exceto o p3.

Em estudo similar realizado por Bou Serhal *et al.* (2001), usando tomografia convencional espiral e comparação com osteometria direta na mandíbula, as taxas de sobre-mensuração e sub-mensuração para medidas de altura mostraram-se semelhantes. Já para as medidas de largura óssea, a sobre-mensuração foi mais freqüente, como ocorreu no nosso estudo.

O examinador parece ser mais conservador em respeito ao forame mentual e canal mandibular, observados, respectivamente, nas regiões de PM (pré-molar) e M (molar), para realização das mensurações verticais, já que há risco maior nesses sítios de ocorrer alteração da função neurosensitiva. (Lindh, Petersson e Klinge, 1992; Lindh, Petersson e Klinge, 1995) Dessa forma, ocorreu uma predominância de sub-mensuração nesses sítios, conforme mostrado na figura 12.

Figura 12 - Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida A (vertical) por protocolo e por sítio

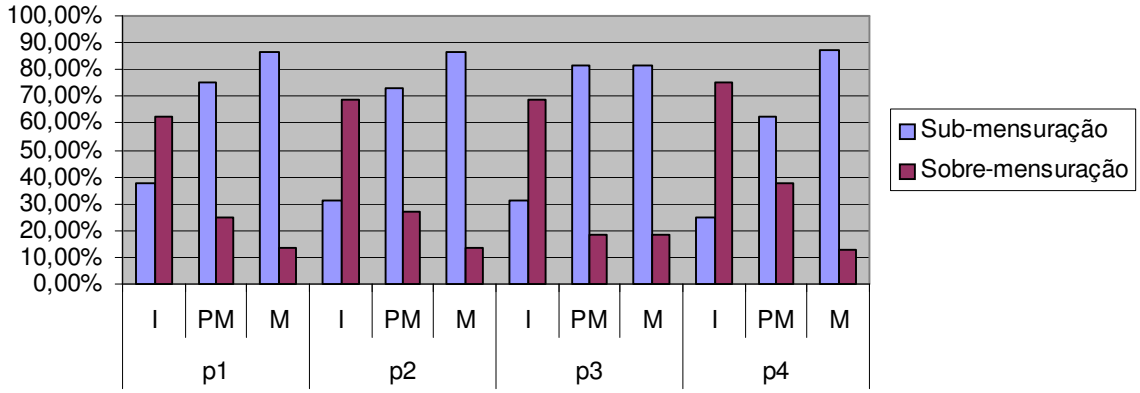
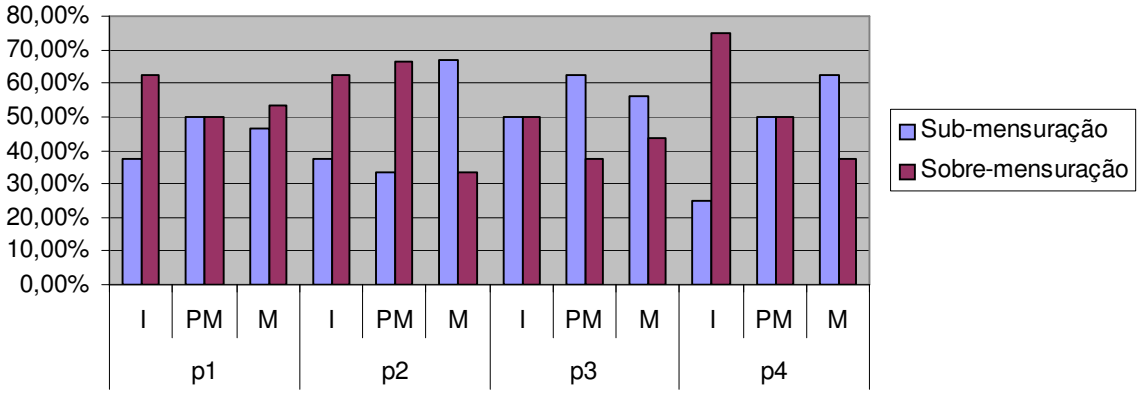


Figura 13 - Percentual de variação dos valores para mais e para menos da medida B (horizontal) por protocolo e por sítio



No sítio I (incisivo), para as mensurações verticais, assim como na maioria dos sítios para as medidas horizontais (Figuras 12 e 13), para todos os protocolos, percebe-se uma tendência para sobre-mensuração, que pode ser explicado, ainda, por a cortical interna da mandíbula, usada como referencial nessas avaliações, não ser um parâmetro preciso, já que é possível perceber um decréscimo da radiodensidade nessa estrutura.

5.1.3 Coeficiente de concordância de Lin

Confirmando a acurácia dos quatro protocolos para realização de mensurações lineares em sítios na mandíbula, o CCL entre a mensuração nas imagens tomográficas (Av) e a mensuração nas mandíbulas secas (ouro), na avaliação geral, por sítio e por medida, mostra alta concordância para os quatro protocolos (Tabela 4).

Tabela 4 - Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre avaliação e padrão ouro (Av1_ouro), para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).

Protocolos	CCL Av1_ouro - Geral	CCL Av1_ouro - Sítios			CCL Av1_ouro - Medidas	
		I	PM	M	A	B
p1	0,966	0,988	0,937	0,950	0,988	0,959
p2	0,968	0,954	0,949	0,898	0,991	0,817
p3	0,967	0,969	0,910	0,947	0,984	0,882
p4	0,958	0,952	0,916	0,921	0,992	0,794

Para o sítio I (incisivo), a concordância foi maior, quando comparada a dos sítios PM (pré-molar) e M (molar), para todos os protocolos (Tabela 4). A presença de estruturas nobres nos sítios PM e M, tais como forame mentual e canal mandibular, respectivamente, que representam referenciais com parâmetros pouco expressivos e de importância subjetiva maior ao compararmos com a base da mandíbula, justificam essa ocorrência.

Considerando o CCL entre Av e ouro para as medidas A (verticais) e B (horizontais), percebe-se uma alta concordância para a medida A (0,984 a 0,992) e uma concordância razoável para a medida B (0,794 a 0,959) (Tabela 4). Isso pode ser justificado pela dificuldade em se realizar mensurações de distâncias menores, como é o caso das medidas horizontais B, com o uso da ferramenta de mensuração de linha do software do i-CAT. Percebe-se, contudo, que no p1 o valor do CCL foi bastante elevado (0,959), mostrando a superioridade deste na acurácia das mensurações realizadas, mesmo para distâncias curtas. (Tabela 4)

A concordância intra-examinador, demonstrada na tabela 5, foi bastante elevada para avaliação geral dos quatro protocolos (variando de 0,960 a 0,986) e para avaliação dos quatro protocolos para o sítio I (variando de 0,972 a 0,994) e para a medida A (variando de 0,972 a 0,995), mostrando que o método é reprodutível.

Para os sítios PM e M, a concordância intra-examinador foi muito alta apenas para os dois primeiros protocolos, sendo possível observar um decréscimo na concordância para os protocolos p3 e p4, com valores de CCL menores que 0,899. Isso mostra que esses dois últimos protocolos promovem uma variabilidade maior nas mensurações quando comparados aos protocolos de *voxels* menores. O mesmo ocorre com o protocolo p4, quando comparados aos demais protocolos, para a medida B (tabela 5).

Tabela 5 - Coeficiente de concordância de Lin (CCL) entre as avaliações (Av1_Av2), para cada protocolo (p1, p2, p3 e p4): avaliação geral, por sítios (I – incisivo, PM – pré-molar e M – molar) e por medidas (A – verticais e B – horizontais).

Protocolos	CCL Av1_Av2 - Geral	CCL Av1_Av2 - Sítios			CCL Av1_Av2 - Medidas	
		I	PM	M	A	B
p1	0,980	0,984	0,926	0,901	0,986	0,940
p2	0,986	0,991	0,943	0,899	0,995	0,947
p3	0,984	0,994	0,849	0,875	0,976	0,961
p4	0,960	0,972	0,862	0,831	0,972	0,840

Essa alta concordância intra-examinador nas mensurações está em consonância com o trabalho realizado por Kamburoglu, Kihç e Yüksel (2009), que apresentaram taxas variando de 0,86 a 0,97.

O CCL da concordância intra-examinador para as mensurações realizadas na mandíbula seca, com uso do paquímetro digital, foi de 0,987. Este valor bastante elevado está entre os padrões referenciados por Kamburoglu, Kihç e Yüksel (2009).

A acurácia das mensurações verticais e horizontais, usando a TCFC nos quatro protocolos, mostrou-se comparável a das mensurações realizadas na mandíbula seca. Achado semelhante ocorreu nos trabalhos de Lascala, Panella e Marques (2004), Lund, Gröndahl e Gröndahl (2009) e Kamburoglu, Kihç e Yüksel (2009), que usaram como exame de imagem a TCFC, e Nasel *et al*. (1999), que usaram TC convencional e ressonância magnética.

Uma comparação da acurácia da TCFC (3D Accuitomo) e da TC *multislice* para mensurações lineares da maxila foi realizada por Loubele *et al*. (2008). Eles concluíram com o estudo que não houve diferença significativa entre mensurações reais e mensurações radiográficas ou entre as mensurações na TCFC e na TC *multislice*. Já Suomalainen *et al*. (2008) avaliaram a acurácia de mensurações lineares na região posterior de mandíbula usando TCFC (3D Accuitomo) e TC *multislice* e encontraram como resultado que o erro das mensurações lineares é ainda menor com a TCFC, confirmando que a TCFC é uma ferramenta confiável para mensurações no planejamento de implantes dentários.

A localização do canal mandibular e a estimativa da distância do rebordo alveolar até este, em imagens de TCFC de mandíbulas, representam um adequado instrumento de investigação para aplicação clínica. A partir dos dados desse trabalho, acreditamos na necessidade de se investigar a influência de outras variáveis na mensuração de distâncias, além da qualidade da imagem, tais como: performance do observador, seleção de pontos de referência, sensibilidade do *mouse,* resolução do monitor, capacidade do *software* utilizado e relação sinal-ruído. (Kamburoglu, Kihç e Yüksel, 2009)

5.2 DOSES REFERENCIAIS

Sendo a TCFC uma tecnologia nova, faz-se necessário o conhecimento de metodologia adequada para a mensuração da dose de radiação. Acreditamos que o método proposto, através da DEP e PDA, deve ser considerado como padrão para mensuração da dose neste tipo de exame.

A mediana dos valores de DEP e PDA encontrados para os quatro protocolos avaliados estão demonstrados na tabela 6. Percebe-se diferença estatisticamente significante ($p < 0,001$) entre os quatro protocolos, para os dois métodos de avaliação da dose de radiação.

Tabela 6 - Mediana dos valores de doses de radiação (DEP e PDA) para os quatro protocolos.

Protocolos	Dose de Entrada na Pele - DEP (mGy)	Produto Dose Área - PDA (µGy m2)
p1	3,77	44,92
p2	3,78	45,30
P3	2,00	24,43
p4	2,00	24,98
	(p = 0,00083)	(p = 0,000145)

*Diferenças significativas com $p < 0,001$.

Os protocolos p1 e p2 apresentam valores de DEP e PDA bastante semelhantes, já que apesar de haver diferença entre o tamanho do *voxel*, o tempo de varredura (Tv), a quilovoltagem (kVp) e a miliamperagem por segundo (mAs) permanecem constantes. O mesmo ocorre quando consideramos os protocolos p3 e p4. (Tabelas 1 e 6) Isso mostra que o tamanho do *voxel*, de maneira independente, não influencia na dose de radiação exposta, ou seja, quando os fatores de exposição (Tv, kVp e mAs) são mantidos, a simples alteração do tamanho do *voxel* não altera de maneira significativa a dose de radiação. No entanto, os protocolos atrelam o uso de *voxels* menores a Tv e

mAs maiores, o que invariavelmente provoca o aumento da dose de radiação. Isso ocorre já que os protocolos são totalmente pré-estabelecidos pelo fabricante, no i-CAT. (Ludlow *et al*., 2006)

Esse achado está em consonância com o trabalho de Lofthag-Hansen *et al*. (2008), que encontraram que os valores de PDA aumentaram com o aumento da miliamperagem (mA), bem como pelo aumento do kVp.

Um tamanho de *voxel* maior, associado a uma baixa mA e Tv reduzido, é capaz de reduzir a dose em até 50%. (Mozzo *et al*., 1998) No nosso estudo, a medida em que Tv e mAs praticamente dobraram de p3 e p4 para p1 e p2, as doses de radiação DEP e PDA se comportaram da mesma forma entre os protocolos, sendo aproximadamente o dobro em p1 e p2, em relação a p3 e p4 (Tabelas 1 e 6).

O teste de Dunn mostrou que na avaliação do PDA, p2 e p3 promoveram a diferença estatisticamente significante, não sendo possível detectar qual dos protocolos na avaliação da DEP proporcionou este resultado.

A limitação do teste de Dunn em apresentar diferença significativa entre outros protocolos e também na avaliação da DEP, se deu pela pequena amostra. Mas, apesar da amostra pequena, este foi capaz de mostrar que p2 e p3 promovem uma diferença significativa entre si (p= 0,0065), para o PDA, o que só foi possível por uma diferença extremamente relevante que existe entre esses protocolos.

Com este trabalho destacamos, portanto, que a acurácia das mensurações verticais e horizontais, usando exames de TCFC (i-CAT) adquiridos com diferentes tamanhos de *voxel*, mostrou-se comparável a das mensurações realizadas na mandíbula seca, não havendo diferenças entre os protocolos. Dessa maneira, uma vez que os protocolos p1 e p2 requerem doses de radiação que representam praticamente o dobro dos valores de dose requeridos para os protocolos p3 e p4, estes últimos devem ser preferencialmente indicados na avaliação das mensurações lineares.

Deve-se observar, contudo, que a subjetividade na avaliação da imagem não foi objeto de estudo neste trabalho e imagens com *voxels* menores podem ter indicações

específicas quanto a avaliações que requerem uma maior visualização de detalhes, a exemplo de pesquisa de fraturas e reabsorções radiculares.

6 CONCLUSÕES

A partir da análise dos resultados encontrados, este estudo concluiu que:

- A acurácia das mensurações verticais e horizontais, usando TCFC (i-CAT), adquiridas com diferentes tamanhos de *voxel*, mostrou-se comparável a das mensurações realizadas na mandíbula seca.
- Os quatro protocolos de TCFC (i-CAT) avaliados, com *voxels* de 0,2mm, 0,25mm, 0,3mm e 0,4mm, mostraram-se comparáveis, em relação à acurácia das mensurações verticais e horizontais.
- Não foram observadas diferenças significativas entre o EM dos sítios I, PM e M, para os protocolos p1, p2, p3 e p4.
- Foram observadas diferenças significativas entre o EM das medidas verticais e horizontais, para os protocolos p1, p2, p3 e p4.
- O tamanho do *voxel,* isoladamente, não interfere na dose de radiação em exames de TCFC (i-CAT).
- A dose de radiação para exames de TCFC (i-CAT) está diretamente relacionada ao tempo de varredura e à miliamperagem.
- O uso dos protocolos p3 e p4 devem ser, preferencialmente, indicados na avaliação de mensurações lineares, uma vez que a dose de radiação é significantemente menor quando comparado aos protocolos p1 e p2, sem perda de acurácia das mensurações verticais e horizontais.

REFERÊNCIAS

1. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, Okano T, Seo K. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay™): system configuration and physical properties. Dentomaxillofac Radiol 2004; 33: 51-59.

2. Berkhout WER, Beuger DA, Sanderink GCH, van der Stelt PF. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? Dentomaxillofac Radiol 2004; 33: 1-5.

3. Bou Serhal C, van Steenberghe D, Quirynen M, Jacobs R. Localisation of the mandibular canal using conventional spiral tomography: a human cadave study. Clin Oral Impl Res 2001; 12: 230-236.

4. Cederberg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD. Influence of the digital image display monitor on observer performance. Dentomaxillofac Radiol 1999; 28: 203-207.

5. Comission of European Communities. European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Issue nº 136. The European Comission, 2004. Disponível em: http://www.sefm.es/docs/otros/raddigUE.pdf

6. Connor SEJ, Arscott T, Berry J, Greene L, O'Gorman R. Precision and accuracy of low-dose CT protocols in the evaluation of skull landmarks. Dentomaxillofac Radiol 2007; 36: 270-276.

7. Dantas JA, Montebello Filho A, Campos PSF. Computed tomography for dental implants: the influence of the gantry angle and mandibular positioning on the boné height and width. Dentomaxillofac Radiol 2005; 34: 9-15.

8. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Invest 2006; 10: 1-7.

9. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 18-22.

10. Hanazawa T, Sano T, Seki K, Okano T. Radiologic measurements of the mandible: a comparison between CT-reformatted and conventional tomographic images. Clin Oral Impl Res 2004; 15: 226-232.

11. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 95: 371-77.

12. Jaffray DA, Siewerdsen JH. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial perfomance characterization. Med Phys 2000; 27: 1311-1323.

13. Kamburoglu K, Kihç C, Yüksel, SP. Measurements of mandibular canal region obtained by cone-beam computed tomography: a cadaveric study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009; 107: e34-e42.

14. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurements of distance using limited cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19: 228-231.

15. Lam EWN, Ruprecht A, Yang J. Comparison of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography and panoramic radiography for dental omplant treatment planning. J Prosthet Dent 1995; 74: 42-46.

16. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol 2004; 33: 291-294.

17. Lecomber AR, Yoneyama Y, Lovelock DJ, Hosoi T, Adams AM. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2001; 30: 255-259.

18. Liedke GS, Silveira HED, Silveira HLD, Dultra V, Figueiredo JAP. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorpition. J Endod 2009; 35: 233-235.

19. Lindh C, Petersson A, Klinge B. Visualisation of the mandibular canal by different radiographic techniques. Clin Oral Impl Res 1992; 3: 90-97.

20. Lindh C, Petersson A, Klinge B. Measurementes of distances related to the mandibular canal in radiographs. Clin Oral Impl Res 1995; 6: 96-103.

21. Liu D, Zhang W, Zhang Z, Wu Y, Ma X. Three-dimensional evaluations of supernumerary teeth using cone-beam compued tomography for 487 cases. Oral Surg Oram Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 103: 403-11.

22. Lofthah-Hansen S, Thilander-Klang A, Ekestubbe A. Helmrot E, Gröndahl K. Calculating effective dose on a cone beam computed tomography device: 3D Accuitomo and 3D Accuitomo FPD. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 72-79.

23. Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: a pilot study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2006; 102: 225-234.

24. Loubele M, Van Assche N, Carpentier K, Maes F, Jacobs R, van Steenberghe D, Suetens P. Comparative localized linear accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008; 105: 512-518.

25. 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: 219-226.

26. Lund H, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision of linear measurements in cone beam computed tomography Accuitomo® tomograms

obtained with different reconstruction techniques. Dentomaxillofac Radiol 2009; 38: 379-386.

27. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 96: 508-513.

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

29. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HS, Keeve E, Zöller JE. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2007; 104: 551-559.

30. Molteni R. The so-called cone beam computed tomography technology (or, CB3D, rather!). Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 477-478.

31. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andrei IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. Eur Radiol 1998; 8: 1558-1564.

32. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 2002; 31: 322-327.

33. Nasel CJO, Pretterklieber M, Gahleitner A, Czemy C, Breitenseher M, Imhoh H. Osteometry of the mandible perfomed using dental MR imaging. Am J Neuroradiol 1999; 20: 1221-1227.

34. Palomo JM, Rao PS, Hans MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. Oral Surg Oral Med Oral Payhol Oral Radiol Endod 2008; 105: 773-782.

35. Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. The potencial apllications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. Int Endod J 2007; 40: 818-830.

36. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35:410-416.

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

38. Schulze D, Blessmann M, Pohlenk P, Wagner KW, Heiland M. Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 232-235.

39. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 80-93.

40. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofacial Res 2003; 6 (Suppl. 1): 31-36.

41. Suomalainen A, Vehmas T, Kortesniemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2008; 37: 10-17.

42. Tyndall DA, Brooks SL, Hill CH, Arbor A. Selection criteria for dental implant site imaging: A position of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2000; 89: 630-637.

43. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. J Clin Periodontol 2007; 34: 816-821.

44. Wörtche R, Hassfeld S, Lux CJ, Müssig E, Hensley FW, Krepien R, Hofele C. Clinical application of cone beam digital volume tomography in childrem with cleft lip and palate. Dentomaxillofac Radiol 2006; 35: 88-94.

45. Wyatt CCL, Pharoah MJ. Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. Int J Prosthodont 1998; 11: 442-452.

ANEXOS

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo