



MARIA AUGUSTA PORTELLA GUEDES VISCONTI

**“VALIDITY OF WATER AND ACRYLIC AS SOFT TISSUE
SIMULATION MATERIALS IN AN IN VITRO STUDY USING
CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY”**

**“VALIDADE DA ÁGUA E ACRÍLICO COMO MATERIAIS
SIMULADORES DE TECIDOS MOLES EM ESTUDO IN VITRO
REALIZADO COM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE
FEIXE CÔNICO”**

**PIRACICABA
2014**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

MARIA AUGUSTA PORTELLA GUEDES VISCONTI

**“VALIDITY OF WATER AND ACRYLIC AS SOFT TISSUE SIMULATION
MATERIALS IN AN IN VITRO STUDY USING CONE BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY”**

Orientador: Prof. Dr. Francisco Haiter Neto

**“VALIDADE DA ÁGUA E ACRÍLICO COMO MATERIAIS SIMULADORES DE
TECIDOS MOLES EM ESTUDO IN VITRO REALIZADO COM TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO”**

**Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Radiologia
Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de
Campinas para obtenção do título de Doutora em Radiologia Odontológica, na área de
Radiologia Odontológica**

**Doctorate thesis presented to the Oral Radiology Postgraduation
Programme of the Piracicaba Dental School of the University of Campinas to
obtain the Ph.D. grade in Oral Radiology, in the Oral Radiology area**

**ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE
DEFENDIDA PELA ALUNA MARIA AUGUSTA PORTELLA GUEDES
VISCONTI, ORIENTADA PELO PROF. DR. FRANCISCO HAITER NETO**

Assinatura do Orientador

**PIRACICABA
2014**

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

V822v Visconti, Maria Augusta Portella Guedes, 1985-
Validade da água e acrílico como materiais simuladores de tecidos moles em estudo *in vitro* realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico / Maria Augusta Portella Guedes Visconti. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Francisco Haiter Neto.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico. I. Haiter Neto, Francisco, 1964-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an *in vitro* study using cone beam computed tomography

Palavras-chave em inglês:

Cone-beam computed tomography

Área de concentração: Radiologia Odontológica

Titulação: Doutora em Radiologia Odontológica

Banca examinadora:

Francisco Haiter Neto [Orientador]

Solange Aparecida Caldeira Monteiro

Neuza Maria Souza Picorelli Assis

Deborah Queiroz de Freitas França

Christiano de Oliveira Santos

Data de defesa: 14-03-2014

Programa de Pós-Graduação: Radiologia Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 14 de Março de 2014, considerou a candidata MARIA AUGUSTA PORTELLA GUEDES VISCONTI aprovada.

Prof. Dr. FRANCISCO HAITER NETO

Profa. Dra. SOLANGE APARECIDA CALDEIRA MONTEIRO

Profa. Dra. NEUZA MARIA SOUZA PICORELLI ASSIS

Profa. Dra. DEBORAH QUEIROZ DE FREITAS FRANÇA

Prof. Dr. CHRISTIANO DE OLIVEIRA SANTOS

RESUMO

O presente estudo propôs-se validar os materiais água e acrílico como simuladores de tecidos moles em um estudo in vitro realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC). Para isso foram utilizadas três cabeças humanas, com tecidos moles intactos, para determinação do padrão-ouro. Essas cabeças foram submetidas a exames de TCFC e posteriormente descarnadas e tomografadas novamente, agora com diferentes tipos de simuladores de tecido mole, seguindo o mesmo protocolo de aquisição. Para simulação dos tecidos moles foram confeccionadas três caixas de acrílico com diferentes dimensões e espessuras. Estas caixas foram utilizadas isoladamente, conjugadas entre si e em combinação com a água, totalizando dez diferentes tipos de simuladores. Um único avaliador experiente realizou as mensurações em quatro regiões de interesse para maxila e mandíbula, incluindo dentes e ossos alveolares. As regiões de interesse consistiram em áreas quadrangulares, nas quais foram determinados todos os valores de cinzas expressos em pixels. Os resultados mostraram que tanto a região avaliada quanto os tipos de simuladores testados interferiram diretamente nos valores de pixels obtidos. As caixas de acrílico de 0,5 e 1,5 cm de espessura foram os simuladores que mais se assemelharam ao padrão-ouro, não apresentando diferença significativa. No entanto, essa similaridade apenas foi observada para a maxila, limitada às regiões dos dentes e ossos alveolares anteriores. A simulação dos tecidos moles realizada apenas com o acrílico foi a que mais se aproximou dos tecidos moles humanos nas imagens de TCFC, apenas para maxila.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico. Tecidos moles. Simuladores.

ABSTRACT

The aim of this study was to validate the materials water and acrylic as soft tissue simulators in an *in vitro* study conducted with cone beam computed tomography (CBCT). For this we used three human heads, with soft tissues intact, to determine the "gold standard". These heads were submitted to CBCT exams, and subsequently stripped and scanned again, this time with different types of soft tissue simulators, following the same acquisition protocol. For soft tissue simulation, three acrylic boxes of differing dimensions and thicknesses were prepared. These boxes were used separately, combined together, and in combination with water, totaling ten different types of simulators. A single experienced evaluator did measurements in four regions of interest for the maxilla and mandible, including teeth and alveolar bone. The regions of interest consisted of quadrangular areas, in which all gray values were determined, expressed in pixels. The results showed both the region evaluated as well as the types of simulators tested directly affected the pixel values obtained. The acrylic boxes with 0.5 and 1.5 cm thickness were the simulators that more closely resembled the gold standard, presenting no significant difference. However, this similarity was observed only for the maxilla, limited to the anterior tooth and alveolar bone regions. The simulation of soft tissues done solely with acrylic was the one closest to human soft tissues in the CBCT images, only for maxilla.

Key words: Cone beam computed tomography. Soft tissue. Simulators.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA.....	xiii
AGRADECIMENTOS.....	xv
INTRODUÇÃO.....	1
CAPÍTULO 1: Validade da água e acrílico como materiais simuladores de tecidos moles em estudo in vitro realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico.....	4
CAPÍTULO 2: Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an in vitro study using cone beam computed tomography.....	22
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	37
CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS.....	41
APÊNDICE 1: Metodologia detalhada.....	45
ANEXO 1: Certificado de aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo CEP da FOP-UNICAMP.....	53
ANEXO 2: Carta de submissão do artigo “Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an in vitro study using cone beam computed tomography”	54

Dedicatória

*Dedico este trabalho aos
meus pais **Renato e Maria**
Eduarda, por permitirem,
sem restrição, que todos os
meus sonhos se realizassem*

AGRADECIMENTOS

Agradeço à **Universidade Estadual de Campinas**, na pessoa do Reitor, **Prof. Dr. José Tadeu Jorge**.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba**, na pessoa do seu Diretor, **Prof. Dr. Jackes Jorge Júnior**.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica**, na pessoa da Coordenadora, **Profa. Dra. Gláucia Maria Bovi Ambrosano**.

Ao **Departamento de Patologia e Diagnóstico Oral da Universidade Federal do Rio de Janeiro**, na pessoa da **Profa. Dra. Márcia Grillo**.

Ao **Laboratório de Anatomia da Universidade Federal de Juiz de Fora**, na pessoa do **Prof. Dr. Eduardo Stelling Urbano**.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, pela concessão das bolsas DS (Demanda Social).

Agradeço a **Deus** por iluminar meu caminho.

À **Carolina**, meu anjo da guarda, pela proteção sempre. *“Sim, tenho saudades. Sim, acuso-te porque fizeste o não previsto nas leis da amizade e da natureza nem nos deixaste sequer o direito de indagar porque o fizeste, porque te foste.” Carlos Drummond de Andrade.*

Aos meus pais, **Renato e Maria Eduarda**, a quem dedico todas as minhas conquistas. Sem dúvida nenhuma eles são os verdadeiros responsáveis pela minha formação. Não tenho

palavras para dizer o quanto sou grata por todo esforço e dedicação durante todas as etapas da minha vida. Nada seria possível sem vocês!

Aos meus irmãos **João Pedro** e **Bruno**, pela paciência nos momentos difíceis e principalmente pela amizade sincera sempre.

Aos meus avós, **Murillo e Zezé**, pelo amor incondicional.

Ao meu noivo, **Olavo**, pelo carinho, amor e compreensão nesse momento tão difícil e importante da minha vida. Amo você! E à sua família por todo carinho.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, por me ensinar que os caminhos, por mais difíceis que sejam, precisam ser seguidos com dedicação, honestidade e competência. Por permitir que as oportunidades pudessem ser seguidas, por me fazer acreditar que *é possível*. Ao professor “Chico” agradeço pela paciência, amizade e orientação, não só no curso de Doutorado, mas em várias decisões difíceis que precisei tomar durante este período. Serei eternamente grata por ter tido a oportunidade de ser sua orientada e pela confiança depositada em mim.

À minha Co-orientadora **Profa. Dra. Karina Lopes Devito**, pelo incentivo, apoio e amizade sempre. Um exemplo de dedicação, ética e competência a ser seguido. Agradeço pela ajuda concedida durante todos esses anos de convivência.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Radiologia Odontológica, **Prof. Dr. Frab Norberto Boscolo**, **Profa. Dra. Solange Maria de Almeida**, **Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França** e **Profa. Dra. GlauCIA Maria Bovi Ambrosano**. Agradeço pelos valiosos ensinamentos transmitidos.

Em especial agradeço à **Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França** pela amizade e respeito cultivados nesses dois anos de curso, pela acolhida carinhosa e principalmente por ser um exemplo de professora jovem e competente para todos nós.

Aos professores **Prof. Dr. Matheus Lima de Oliveira** e **Profa. Dra. Luciana Asprino**, pelo carinho durante a qualificação deste trabalho e pela colaboração inestimável dada ao mesmo.

À secretaria da Radiologia **Luciane Sattolo**, aos funcionários e técnicos da clínica de Radiologia **Waldeck Moreira**, **Fernando Andrade** e **Giselda Gonçalves**. Obrigada pela amizade e pela dedicação com a qual vocês trabalham.

Aos professores participantes da banca de defesa, **Profa. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis**, **Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França**, **Profa. Dra. Solange Aparecida Caldeira Monteiro** e **Prof. Dr. Christiano de Oliveira Santos** por gentilmente aceitarem o convite e pela disponibilidade em estarem presentes neste dia.

À **Profa. Dra. Neuza Maria Souza Picorelli Assis** pelo carinho materno, amizade sincera e por participar de todas as principais conquistas da minha vida.

A todos os amigos que conheci na FOP-UNICAMP, alunos do programa de pós-graduação em Radiologia Odontológica, pela convivência, apoio e companheirismo nos momentos difíceis. Pessoas incríveis, com suas particularidades, que tornaram esses dois anos de curso especiais e inesquecíveis.

Em especial agradeço às grandes amigas e “irmãs” **Liana Matos**, **Helena Aguiar**, **Anne Caroline Oenning**, **Ana Caroline Brito**, **Priscila Peyneau** e **Ilana Sanamayka** pela amizade

sincera e eterna que construímos. Sem vocês tudo teria sido mais difícil. Serei eternamente grata por todo carinho e atenção quando mais precisei.

À amiga, eterna “dupla”, **Francielle Verner**, por estar presente na minha vida em todos os momentos. *“Fácil é ser colega, fazer companhia a alguém, dizer o que ele deseja ouvir. Difícil é ser amigo para todas as horas e dizer sempre a verdade quando for preciso.”*
Carlos Drummond de Andrade.

Aos amigos **Saulo Leonardo de Melo** e **Sérgio Lins de Azevedo Vaz** por todos os momentos divertidos e pela ajuda sempre.

Ao amigo **Gustavo Santaella**, pela ajuda e contribuição inestimáveis para realização deste trabalho.

Às amigas de infância, **Bruna Malta, Roberta Santos e Elisa Figueiredo**, por fazerem parte da minha vida e vivenciarem comigo cada momento.

Às amigas **Larissa Tilli, Vanessa Moraes, Fabiana Picorelli e Thais Areal** pela amizade sincera, mesmo com a distância e todos os compromissos.

Aos eternos amigos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, **Prof. Dr. Fábio Ribeiro Guedes, Profa. Dra. Andrea Domingos, Profa. Carla Barros e Profa. Mariane Michels**. Vocês me deram força para superar os obstáculos e acreditar nos meus sonhos, permitindo que esse dia chegasse. Nunca vou me esquecer de toda ajuda e carinho recebido.

Aos amigos **Alexandre Marques, Vanessa Vital e Patrícia Marques**, pela parceria de sucesso.

Às amigas radiologistas **Dra. Andrea Fernandes e Dra. Andrea Rocha** pelos conhecimentos passados com carinho em todos os momentos.

INTRODUÇÃO

A preocupação com o efeito da radiação X sobre os seres humanos vem sendo cada vez mais discutida. Sabe-se que as propriedades inerentes às radiações ionizantes podem provocar alterações nos organismos vivos, em diferentes graus (Al-Bahri & Spyrou, 1996). Por este motivo existem inúmeras limitações às pesquisas clínicas envolvendo seres vivos e radiação ionizante. O aperfeiçoamento das pesquisas *in vitro* evita uma exposição desnecessária aos pacientes, atendendo ao princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable) (Caldas et al., 2010).

Estudos *in vitro* utilizam, em sua maioria, peças anatômicas secas. No entanto, essas condições não reproduzem fielmente os organismos vivos. Quando os fótons de raios X atravessam um objeto eles sofrem atenuação, principalmente pelos tecidos moles. As peças anatômicas secas não possuem tecidos moles, dessa forma, a atenuação dos fótons de raios X é menor, provocando alterações na densidade e contraste da imagem resultante, podendo interferir na qualidade final da imagem (Schropp et al., 2012). Para aumentar a atenuação dos fótons de raios X nas pesquisas *in vitro* que utilizam peças anatômicas secas é necessário dispor de materiais que simulem os tecidos moles dos pacientes, fazendo com que a imagem resultante se aproxime o máximo possível da realidade clínica. Esses simuladores têm sido utilizados principalmente para pesquisas que realizam análise óptica da densidade de estruturas do complexo maxilomandibular (Midgley, 2005).

Os simuladores de tecidos moles devem possuir alguns requisitos essenciais como, fornecerem valores precisos de densidade e contraste, estarem disponíveis no mercado, serem reprodutíveis e prontos para utilização em qualquer momento (Caldas et al., 2010). A variação na espessura do material utilizado, o número atômico e a densidade física do mesmo influenciam diretamente a intensidade de absorção e dissipação dos

fótons de raios X, conseqüentemente possui relação direta com a densidade e contraste das imagens resultantes (Midgley, 2005). A água foi o primeiro material utilizado para simulação dos tecidos moles em pesquisas envolvendo radiação, no entanto estudos mostraram que outros materiais também podem ser utilizados, como a cera, resina acrílica, parafina, polietileno, madeira e até mesmo amostras de gordura e músculo animal (Souza et al., 2004; Schopp et al., 2012; De Molon et al., 2013).

Os estudos existentes que avaliaram materiais simuladores de tecidos moles para pesquisas *in vitro* foram realizados com imagens radiográficas bidimensionais (Souza et al., 2004; Caldas et al., 2010; Schopp et al., 2012; De Molon et al., 2013). No entanto, atualmente, a Odontologia dispõe de uma nova tecnologia, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que permite a observação das estruturas em suas três dimensões, bem como a utilização de recursos adicionais que podem vir a contribuir positivamente com o diagnóstico.

A TCFC tem exercido importante papel no diagnóstico dento-maxilo-facial, comprovando significativa eficácia na representação dos tecidos duros dos maxilares, na avaliação de patologias e no planejamento de implantes dentários (Hatcher, 2010; Tetradis & White, 2010). Similarmente à Tomografia Computadorizada (TC), a imagem de TCFC é resultante de múltiplas imagens radiográficas bidimensionais realizadas ao redor do paciente. No entanto, essa vai apresentar um feixe de radiação primário em formato cônico ou piramidal associado a um receptor de imagem plano. Tais peculiaridades da TCFC fazem com que a obtenção de um volume de imagem seja possível à partir de giros de 180 ou 360 graus ao redor do paciente, dependendo da marca comercial do tomógrafo utilizado, bem como da indicação do exame.

Diferentemente da Tomografia Computadorizada Multislice (TCMS) os aparelhos de TCFC não utilizam um sistema de escala de cinza padrão. No entanto estudos

têm demonstrado que a relação entre a atenuação dos raios-X e os valores de cinza de TCFC é linear (Mah et al., 2010; Valiyaparambil et al., 2012). Baseados nesses estudos, métodos têm sido propostos para avaliação dos valores de cinza obtidos nas imagens de TCFC (Mah et al., 2010; Reeves et al., 2012). Uma limitação importante a ser considerada é que tais métodos assumem que a relação entre os valores de cinza de TCFC e a atenuação dos raios-X é uniforme por todo o volume de imagem. Entretanto, é importante salientar que a anatomia e topografia dento-alveolar apresentam variações entre diferentes regiões das arcadas dentárias (Madeira, 2004).

Provavelmente em virtude da dificuldade em se mensurar os valores de cinza obtidos nas imagens de TCFC não foram encontrados na literatura trabalhos que validassem materiais simuladores de tecidos moles nessas imagens. Diante disso, e da necessidade em padronizar as pesquisas *in vitro*, o objetivo no presente estudo foi validar a utilização de dois materiais, a água e o acrílico, em diferentes condições, como simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC.

CAPÍTULO 1

A versão em inglês deste artigo foi submetida à apreciação, visando publicação, pelo periódico *Dentomaxillofacial Radiology*, considerado Qualis A1 pela CAPES. A formatação do artigo baseou-se nas “Instruções aos Autores” preconizadas pela editora do periódico.

Validade da água e acrílico como materiais simuladores de tecidos moles em estudo in vitro realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico

Maria Augusta Portella Guedes Visconti¹, Gustavo Machado Santaella¹, Karina Lopes Devito², Eduardo Stelling Urbano³, Luciana Asprino⁴, Francisco Haiter-Neto¹

¹ Departamento de Diagnóstico Oral, Área de Radiologia Odontológica, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

² Departamento de Clínica Odontológica, Área da Radiologia Odontológica, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

³ Departamento de Morfologia, Área de Anatomia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

⁴ Departamento de Diagnóstico Oral, Área de Cirurgia Oral, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

Endereço para correspondência: Maria Augusta Portella Guedes Visconti

Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas,
Departamento de Diagnóstico Oral.

Av. Limeira, 901, Caixa postal 52, 13414-903 Piracicaba, SP, Brasil; e-mail:

gutavisconti@hotmail.com

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico; tecidos moles; simuladores

RESUMO

Objetivo: Validar os materiais água e acrílico como simuladores de tecidos moles em um estudo in vitro realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC).

Métodos: Foram utilizadas três cabeças humanas, com tecidos moles intactos, para determinação do padrão-ouro. Essas cabeças foram submetidas a exames de TCFC e posteriormente descarnadas e tomografadas novamente, agora com diferentes tipos de simuladores de tecido mole, seguindo o mesmo protocolo de aquisição. Para simulação dos tecidos moles foram confeccionadas três caixas de acrílico com diferentes espessuras (0,5, 1,0 e 1,5 cm). Estas caixas foram utilizadas isoladamente, conjugadas entre si e em combinação com a água, totalizando dez diferentes tipos de simuladores. Um único avaliador experiente realizou as mensurações em quatro regiões de interesse para maxila e mandíbula, incluindo dentes e ossos alveolares. As regiões de interesse consistiram em áreas quadrangulares, nas quais foram determinados todos os valores de cinzas expressos em pixels. **Resultados:** Tanto a região avaliada quanto os tipos de simuladores testados interferiram diretamente nos valores de pixels obtidos. As caixas de acrílico de 0,5 e 1,5 cm de espessura foram os simuladores que mais se assemelharam ao padrão-ouro, não apresentando diferença significativa. No entanto, essa similaridade apenas foi observada para a maxila, limitada às regiões dos dentes e ossos alveolares anteriores. **Conclusão:** A simulação dos tecidos moles realizada apenas com o acrílico foi a que mais se aproximou dos tecidos moles humanos nas imagens de TCFC.

Palavras-Chave: Tomografia computadorizada de feixe cônico, Tecidos moles, Simuladores

INTRODUÇÃO

Atualmente há uma grande preocupação com o efeito da radiação X sobre os seres humanos. Sabe-se que as propriedades inerentes às radiações ionizantes podem provocar alterações nos organismos vivos, em diferentes graus.¹ Por este motivo existem inúmeras limitações às pesquisas clínicas envolvendo seres vivos e radiação ionizante. O aperfeiçoamento das pesquisas in vitro evita uma exposição desnecessária aos pacientes, atendendo ao princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable).²

Estudos in vitro utilizam, em sua maioria, peças anatômicas secas. No entanto, essas condições não reproduzem fielmente os organismos vivos. Quando os fótons de raios X atravessam um objeto sofrem atenuação, principalmente pelos tecidos moles. As peças anatômicas secas não possuem tecidos moles, dessa forma, a atenuação dos fótons de raios X é feita com menor intensidade, provocando alterações na densidade e contraste da imagem resultante, podendo interferir na qualidade final da imagem.³ Para aumentar a intensidade de atenuação dos fótons de raios X nas pesquisas in vitro que utilizam peças anatômicas secas é necessário dispor de materiais que simulem os tecidos moles dos pacientes, fazendo com que a imagem resultante se aproxime o máximo possível da realidade clínica. Esses simuladores têm sido utilizados principalmente para pesquisas que realizam análise óptica da densidade de estruturas do complexo maxilomandibular.⁴

Os simuladores de tecidos moles devem possuir alguns requisitos essenciais como, fornecerem medidas precisas, estarem disponíveis no mercado, serem reprodutíveis e prontos para utilização em qualquer momento.² A variação na espessura do material utilizado influencia diretamente a intensidade de absorção e dissipação dos fótons de raios X, conseqüentemente possui relação direta com a densidade e contraste

das imagens resultantes.⁴ A água foi o primeiro material utilizado para simulação dos tecidos moles em pesquisas envolvendo radiação, no entanto estudos mostraram que outros materiais também podem ser utilizados, como a cera, resina acrílica, parafina, polietileno, madeira e até mesmo amostras de gordura e músculo animal.^{3, 5-6}

Os estudos existentes que avaliaram materiais simuladores de tecidos moles para pesquisas in vitro foram realizados com imagens radiográficas.^{2-3, 5-6} No entanto, atualmente, a Odontologia dispõe de uma nova tecnologia, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que permite a observação das estruturas em suas três dimensões, bem como a utilização de recursos adicionais que podem vir a contribuir positivamente com o diagnóstico. Contudo, não foram encontrados na literatura trabalhos que validassem materiais simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC. Diante disso, e da necessidade em padronizar as pesquisas in vitro, o objetivo no presente estudo foi validar a utilização de dois materiais, a água e o acrílico, em diferentes condições, como simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC.

MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da FOP-UNICAMP (Piracicaba, São Paulo, Brasil) (protocolo n. 129/2013) e realizado no Laboratório de Anatomia e na Clínica de Radiologia Odontológica da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF – Juiz de Fora, Minas Gerais, Brasil).

Foram utilizadas três cabeças humanas não identificadas em relação à raça, sexo e idade. Foram incluídas no estudo àquelas que apresentaram os acidentes anatômicos maxilo-mandibulares e os tecidos moles circundantes intactos.

Os materiais simuladores de tecidos moles testados foram água e acrílico, em diferentes condições. Três caixas de acrílico, de espessuras distintas, foram confeccionadas sendo utilizadas isoladamente, de forma combinada entre si e com a água. As caixas 1, 2 e 3 possuíam 0,5 cm, 1,5 cm e 1,0 cm de espessura de parede externa, respectivamente (Figura 1).

Figura 1. Dimensões (cm) das caixas de acrílico simuladoras de tecidos moles

Caixas	Espessura	Altura	Largura	Comprimento
1	0,5	29	30	33
2	1,5	19	21	23
3	1	27	28	31

Para realização das imagens tomográficas foi utilizado o tomógrafo de feixe cônico i-CAT New Generation (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, EUA) pertencente à Clínica de Radiologia Odontológica, da Faculdade de Odontologia da UFJF. O protocolo utilizado foi padronizado, para todas as imagens realizadas, sendo fixados os valores de voxel 0,25 mm e FOV (Field of View) de 11 cm de altura e 16 cm de diâmetro. Os parâmetros de aquisição utilizados foram 120 kVp e 5mA, com tempo de 26,9 s.

Inicialmente foram adquiridas as imagens das três cabeças, com os tecidos moles intactos, para determinação do padrão-ouro (Figura 2).

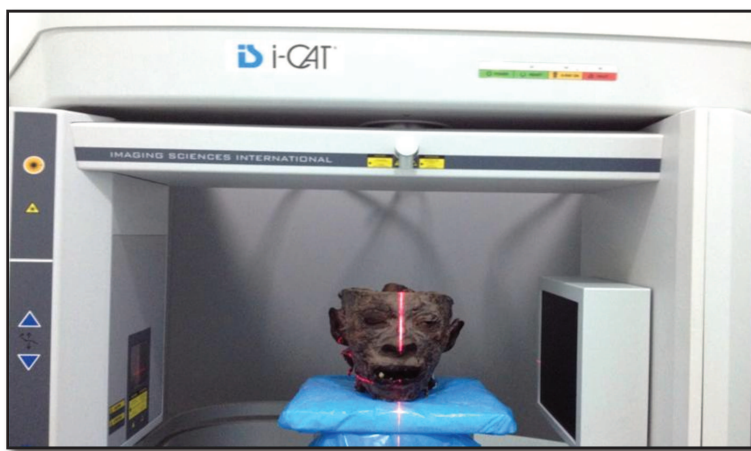


Figura 2. Cabeça humana com os tecidos moles intactos posicionada no tomógrafo para aquisição da imagem (padrão-ouro).

Após a obtenção das imagens, foram removidos os tecidos moles circundantes para obtenção dos três crânios secos, que também foram tomografados, seguindo o mesmo protocolo. Os crânios foram posicionados no centro das caixas de acrílico simuladoras de tecido mole. Cada caixa foi utilizada em diferentes condições: individualmente, conjugadas entre si e em combinação com a água. Inicialmente foram feitas as aquisições individuais, onde cada crânio foi tomografado em cada caixa separadamente. Este grupo foi denominado como simuladores 1 (caixa 1), 2 (caixa 2) e 3 (caixa 3). Em seguida os crânios foram tomografados no interior de cada caixa, porém submersos em água. O volume de água utilizado foi suficiente para submergir totalmente a peça anatômica, totalizando 4,2 litros. Para este grupo de aquisições os simuladores testados foram denominados 4 (caixa 1 + água), 5 (caixa 2 + água) e 6 (caixa 3 + água) (Figura 3).

Posteriormente foram realizadas as aquisições de caixas combinadas e água. No entanto, para este grupo, a água estava disposta apenas entre as caixas, não estando em contato direto com a peça anatômica. O volume de água dispensado entre as caixas foi nivelado à altura dos crânios, variando de 4,2 a 6,2 litros. Foram realizadas quatro combinações distintas, resultando nos simuladores 7 (caixa 1 combinada à caixa 3 e água entre as caixas), 8 (caixa 1 combinada à caixa 2 e água entre as caixas), 9 (caixa 2 combinada à caixa 3 e água entre as caixas) e 10 (caixa 1 combinada às caixas 2 e 3 e água entre as caixas) (Figura 3).

Figura 3. Descrição dos simuladores testados.

Simulador	Descrição
1	Caixa 1 (0,5 cm espessura)
2	Caixa 2 (1,5 cm de espessura)
3	Caixa 3 (1,0 cm de espessura)
4	Caixa 1 + água submergindo o crânio
5	Caixa 2 + água submergindo o crânio
6	Caixa 3 + água submergindo o crânio
7	Caixa 1 + caixa 3 + água entre as caixas
8	Caixa 1 + caixa 2 + água entre as caixas
9	Caixa 2 + caixa 3 + água entre as caixas
10	Caixa 1 + caixa 2 + caixa 3 + água entre as caixas

Para avaliação das imagens tomográficas foi utilizado o programa Image J versão 1.48i (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA). As ferramentas pós-processamento de brilho e contraste puderam ser ajustadas para garantir a melhor visualização. Um único avaliador, devidamente treinado, especialista em Radiologia Odontológica e com experiência em imagens tomográficas, realizou as mensurações.

Regiões de interesse (ROI) foram determinadas em um corte axial padrão das imagens das três cabeças ainda com tecidos moles. Em cada corte foram selecionadas áreas representativas, em maxila e mandíbula, de tecidos dentários e de osso alveolar, tanto para região anterior como posterior. Assim sendo, foram selecionadas, para cada cabeça isoladamente, quatro ROI por arcada, sendo estas: dente anterior, osso alveolar anterior, dente posterior e osso alveolar posterior. As mensurações consistiram em áreas quadrangulares de 3 x 3 mm para as regiões anteriores e 4 x 4 mm para as posteriores. Essas determinações iniciais nas imagens padrão guiaram as ROI nas imagens com os materiais simuladores, garantindo que a região a ser avaliada fosse sempre a mesma.

Após a determinação das ROI, todos os valores de cinzas, expressos em pixels, presentes em cada região, foram obtidos. Para as regiões anteriores foram obtidos 144 valores de cinza e para as posteriores 256 para cada cabeça.

As análises foram realizadas com auxílio do software Statistical Package for Social Sciences (SPSS) versão 13.0 para Windows (Chicago, IL, Estados Unidos). Para verificar a influência das regiões e dos simuladores e a interação entre estes nos valores de pixels, foi realizado o teste de ANOVA de dois fatores seguido teste post-hoc de Tamhane, com nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Os resultados mostraram que tanto a região quanto os tipos de simuladores interferiram diretamente nos valores de pixels obtidos ($p < 0,01$). A comparação dos valores das médias para as regiões testadas, com cada simulador, em relação ao padrão-ouro, está expressa na Tabela 1. As imagens correspondentes a cada um dos simuladores testados estão ilustradas na Figura 4.

Tabela 1. Médias e desvios-padrão das regiões avaliadas, de acordo com os simuladores testados.

Simulador	Maxila				Mandíbula			
	Dente		Osso		Dente		Osso	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)
Média (dp)								
Padrão-ouro	1430 (239)	1367 (250)	586 (276)	141 (175)	1384 (400)	1398 (362)	910 (490)	422 (245)
1	1355 (355)*	1147 (520)	267 (386)*	- 136 (298)	1284 (364)	1197 (330)	895 (591)	- 26 (450)
2	1378(268)*	951 (419)	63 (252)	- 286 (305)	1253 (401)	1115 (253)	464 (475)	- 110 (337)
3	1226 (378)	1215 (389)	285 (383)	- 140 (272)	1215 (368)	1061 (378)	648 (575)	3 (535)
4	605 (391)	323 (312)	63 (273)	- 310 (268)	568 (315)	464 (336)	199 (424)	- 119 (439)
5	44 (140)	- 53 (144)	- 250 (130)	- 403 (142)	- 14 (128)	- 84 (189)	- 108 (183)	- 354 (161)
6	1002 (302)	- 220 (136)	- 326 (131)	- 432 (135)	- 102 (154)	- 179 (186)	- 95 (214)	- 296 (239)
7	1182 (520)	671 (472)	172 (261)	- 339 (262)	887 (381)	617 (342)	307 (367)	- 148 (336)
8	1207 (281)	1017 (381)	77 (662)	- 167 (330)	1040 (378)	968 (322)	242 (371)	153 (364)
9	854 (326)	931 (429)	230 (347)	- 288 (274)	1125 (389)	896 (332)	323 (471)	- 49 (394)
10	922 (605)	696 (272)	106 (308)	- 295 (202)	882 (305)	644 (314)	173 (348)	- 244 (325)

* Médias que não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p \geq 0,05$) em comparação com o padrão-ouro, pelo teste ANOVA 2 fatores.

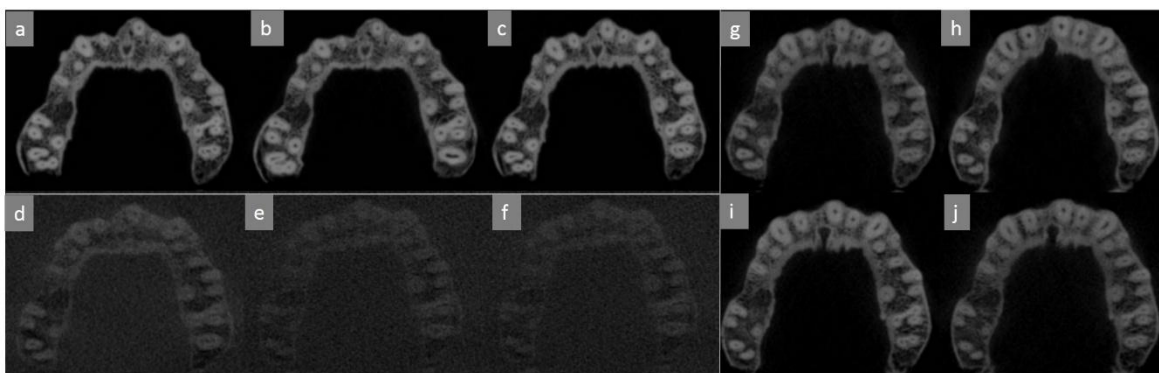


Figura 4. Imagens correspondentes a cada um dos simuladores testados. a. Simulador 1. b. simulador 2. c. simulador 3. d. simulador 4. e. simulador 5. f. simulador 6. g. simulador 7. h. simulador 8. i. simulador 9. j. simulador 10.

Foi possível perceber que apenas os simuladores 1, para as regiões de dente e osso alveolar anterior da maxila, e 2, para a região de dente anterior da maxila, não diferiram do padrão-ouro ($p \geq 0,05$). Todos os demais simuladores testados foram

diferentes do padrão-ouro em todas as regiões avaliadas ($p < 0,01$). No entanto, quando comparados entre si, para a região de dente anterior da maxila, os simuladores 1 e 2 não diferiram ($p < 0,01$). Já para região osso anterior na maxila a comparação pareada entre eles mostrou diferença significativa ($p \geq 0,05$) (Figuras 5 e 6).

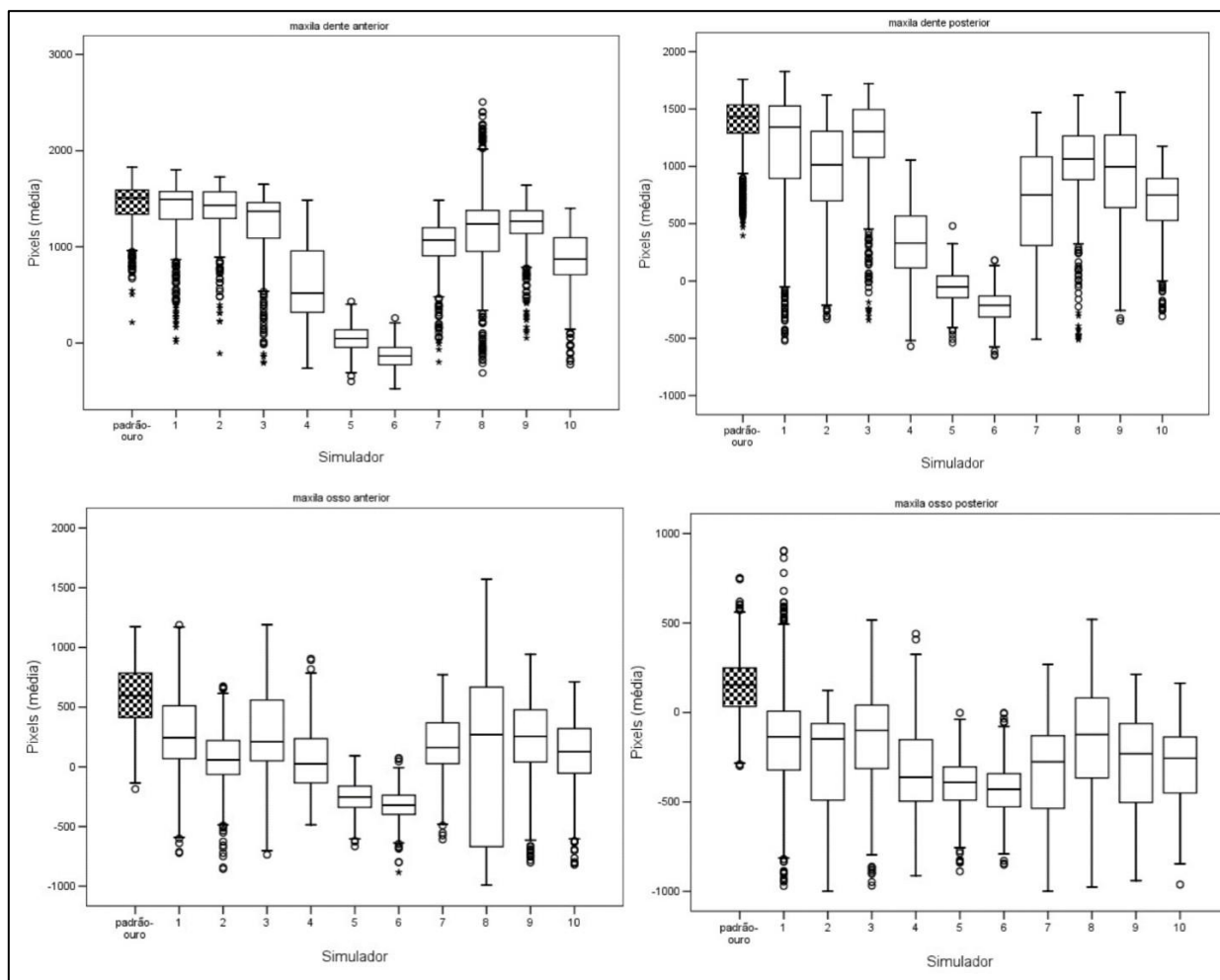


Figura 5. Distribuição dos valores de pixel, na maxila, para o padrão ouro e os diferentes simuladores testados.

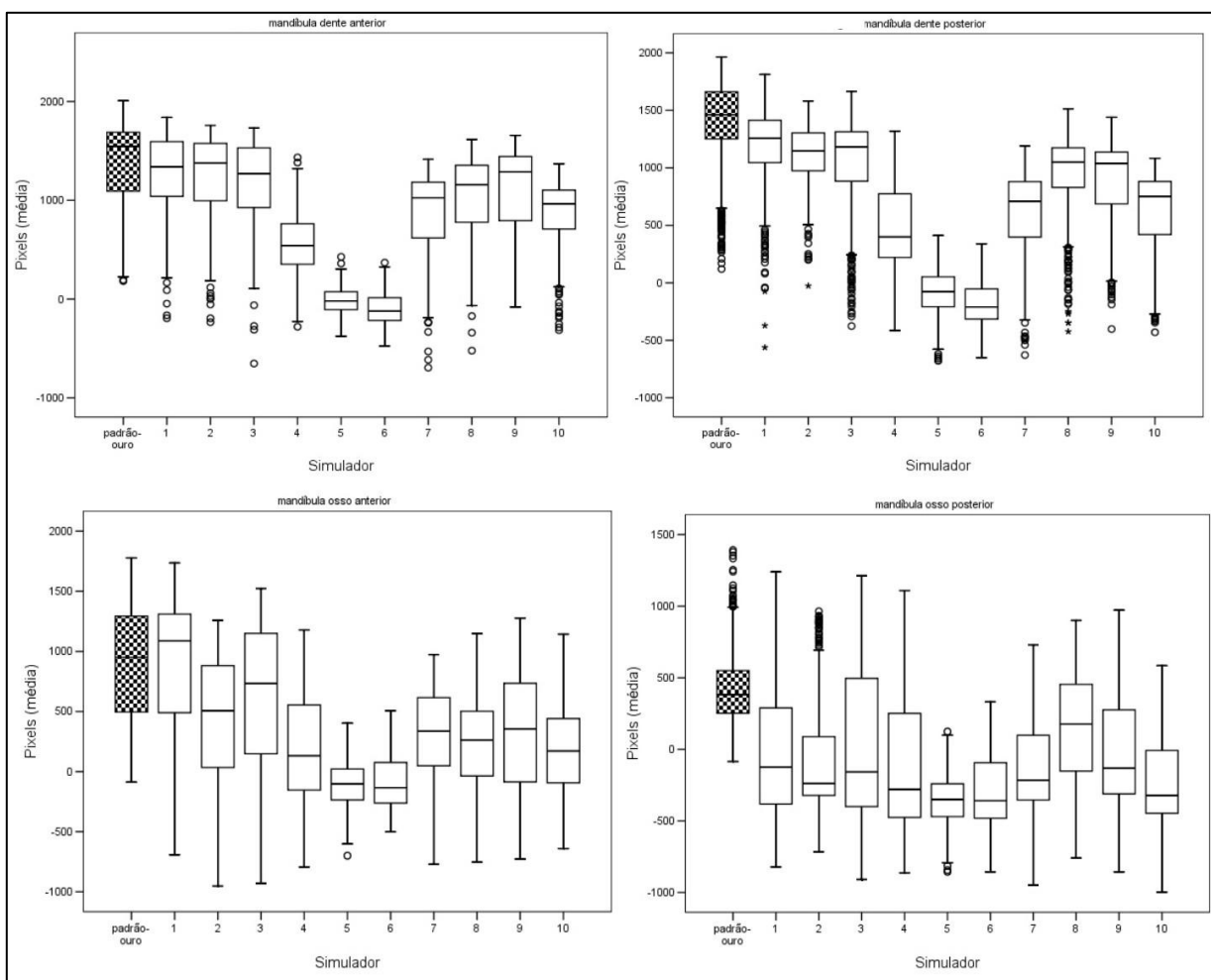


Figura 6. Distribuição dos valores de pixel, na mandíbula, para o padrão ouro e os diferentes simuladores testados.

DISCUSSÃO

A influência dos tecidos moles, musculares e adiposos, nas imagens radiográficas é bastante discutida por diferentes autores.^{2-3, 5-6, 7-8} Os fótons de raios X quando atravessam um objeto sofrem atenuação e dispersão influenciando diretamente os tons de cinzas, ou seja, os valores de pixels, obtidos na imagem radiográfica final.^{1, 4, 6, 8-9}

Grande parte dos estudos envolvendo radiação ionizante utiliza peças anatômicas secas, em virtude dos efeitos provocados pela radiação nos organismos vivos.^{4, 6} No entanto, a ausência dos tecidos moles aumenta a absorção dos fótons de raios X pelo objeto, interferindo sensivelmente na imagem final. Para aumentar a intensidade de atenuação dos fótons de raios X nas pesquisas in vitro é necessário dispor de materiais que simulem os tecidos moles, fazendo com que a imagem resultante se aproxime o máximo possível da realidade clínica. Esses simuladores têm sido utilizados principalmente para pesquisas que realizam análise óptica da densidade de estruturas do complexo maxilomandibular.²⁻⁸

A maioria dos estudos in vitro que testaram simuladores de tecidos moles utilizaram imagens radiográficas bidimensionais.^{2-3, 5-8} No entanto, a TCFC vem sendo amplamente utilizada na clínica odontológica, para diferentes especialidades, possuindo vantagens como: equipamento compacto, tamanho de FOV reduzido e dose de radiação relativamente baixa.¹⁰⁻¹⁴

A escolha do padrão-ouro é determinante para validar a acurácia de um material simulador de tecido mole, por isso deve ser feita da maneira mais padronizada possível.⁶ Em alguns estudos o padrão-ouro é definido por imagens de pacientes provenientes de um banco de dados.^{2-3, 5} Nessas imagens são realizadas médias dos tons de cinza para cada região estudada e posteriormente esses valores são comparados com aqueles obtidos nas imagens com simuladores. No entanto, este método possui uma grande limitação devido às diferenças teciduais inerentes a cada paciente, mesmo que sejam utilizados critérios de exclusão bem definidos.² Além das diferenças individuais de cada paciente existem aquelas provenientes dos parâmetros de aquisição que contribuem sensivelmente para alterações na imagem final. Dessa forma, a média dos tons de cinza realizada por meio de um grupo de imagens de diferentes pacientes não reproduz fielmente a realidade clínica.

Neste estudo foram utilizadas três cabeças humanas, com os tecidos moles intactos, para determinação do padrão-ouro. Estas mesmas cabeças foram descarnadas, obtendo-se os crânios secos. Os valores dos tons de cinza obtidos nas imagens dos crânios secos, com o uso dos simuladores, foram comparados com aqueles provenientes das imagens padrão. Com o uso das próprias cabeças como padrão-ouro eliminam-se as limitações inerentes às diferenças individuais de cada paciente. Além disso, os parâmetros de aquisição estabelecidos foram padronizados.

Vários materiais já foram utilizados como simuladores de tecidos moles, como: água, cera, resina acrílica, resina epóxi, madeira e até mesmo tecido muscular e gordura animal. Sendo o acrílico, a cera e a água os materiais mais comumente utilizados.^{3, 5, 15-17} A água foi o primeiro material testado como substituto para tecidos moles¹⁸ e continua sendo utilizado atualmente^{2, 5, 17}. Contudo, o volume de água utilizado é dificilmente padronizado nos trabalhos realizados.³

Caldas et al. (2010)² avaliaram quatro materiais em 11 diferentes espessuras (4, 8, 12, 15, 20, 24, 28, 32, 36, 40 e 45 mm) com imagens radiográficas periapicais convencionais. Os materiais utilizados foram cera utilidade, resina acrílica, madeira e polimetilmetacrilato com água. Os resultados mostraram que todos os materiais testados, em todas as espessuras, podem ser utilizados como simuladores, exceto a cera utilidade (4 e 8 mm) e a água (4 mm). De Molon et al., (2013)⁵ avaliaram quatro materiais simuladores (acrílico, cera, água e tecido bovino) em diferentes condições (10, 15 e 20 mm de espessura), no entanto em imagens radiográficas periapicais digitais. Os autores concluíram que todos os materiais testados, em todas as espessuras avaliadas, influenciaram significativamente o nível da densidade óssea alveolar. Nos tecidos dentários não houve diferença nos níveis de tons de cinza para nenhum dos simuladores testados.

No presente estudo foram testados acrílicos com diferentes espessuras e água, em diferentes combinações, nas imagens de TCFC. Para padronizar o volume de água utilizado, estabeleceu-se que este deveria ser suficiente para encobrir todo o crânio em altura. Os resultados mostraram que os simuladores 1 e 2, foram os que geraram imagens mais próximas do padrão-ouro, ou seja, as caixas 1 (0,5 cm de espessura) e 2 (1,5 cm de espessura) utilizadas separadamente e sem a água. Este resultado garante maior facilidade e menor custo na realização das pesquisas, já que apenas o acrílico deveria ser utilizado.

As regiões mensuradas no presente estudo foram dente e osso alveolar, anteriores e posteriores, para maxila e mandíbula. Foi possível observar que tanto os tipos de simuladores testados como as regiões avaliadas influenciam diretamente nos valores de pixels obtidos. As regiões dentárias anteriores foram as que obtiveram valores de pixels mais próximos do padrão-ouro. Para região óssea anterior, o único que não diferiu do padrão foi o simulador 1. A comparação pareada entre os simuladores 1 e 2 revelou que para as regiões dentárias anteriores não há diferença entre eles, já nas regiões ósseas anteriores essa diferença existe. Dessa forma é possível optar pela caixa de acrílico menos custosa e mais facilmente confeccionada, dependendo da região avaliada.

Para De Molon et al., (2013) ⁵ as regiões dentárias não mostraram diferenças significativas entre os simuladores e o padrão-ouro. No entanto, isso não ocorre quando se analisa áreas com menor densidade óssea, como osso alveolar posterior. As áreas ósseas mandibulares posteriores são as que mais sofrem influência com o uso dos simuladores. ⁶

As regiões dentárias possuem um menor espectro de tons de cinza, no entanto esses valores de pixels são numericamente maiores. Já as áreas ósseas, por possuírem espaços medulares em diferentes tamanhos e formatos, produzem um maior espectro de

tons de cinza, com valores numericamente menores, em função das áreas hipodensas. Este fato pode justificar a maior dificuldade em simular áreas ósseas, especialmente posteriores.

De acordo com os resultados encontrados neste estudo os simuladores 4, 5 e 6 foram os que apresentaram maiores diferenças em relação ao padrão-ouro, principalmente para a região de osso alveolar posterior da mandíbula. Ou seja, o acréscimo da água, submergindo os crânios, aumenta de forma significativa a diferença em relação à imagem padrão.

Para imagens de TCFC, os simuladores 1 e 2 são os que mais se aproximam do padrão, principalmente nas regiões dentes e ossos alveolares anteriores e dentes anteriores, respectivamente.

Os resultados mostraram que o acrílico, nas espessuras de 0,5 e 1,5 cm, foi o material simulador que mais se aproximou dos tecidos moles humanos, principalmente para as regiões anteriores da maxila. Não foi possível determinar um simulador ideal para as regiões posteriores, tanto na maxila como na mandíbula.

REFERÊNCIAS

1. al-Bahri JS, Spyrou NM. Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues. *Appl Radiat Isot* 1996; 47(8):777-784.
2. Caldas M de P, Ramos-Perez FM, de Almeida SM, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(3):264-2677.

3. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; 41(8):686-90.

4. Midgley SM. Materials analysis using x-ray linear attenuation coefficient measurements at four photon energies. *Phys Med Biol* 2005 ; 50(17):4139-57.

5. De Molon RS, Batitucci RG, Spin-Neto R, Paquier GM, Sakakura CE, Tosoni GM, Scaf G. Comparison of changes in dental and bone radiographic densities in the presence of different soft-tissue simulators using pixel intensity and digital subtraction analyses. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(9): Epub 2013 Sep.

6. Souza PH, da Costa NP, Veeck EB. Influence of soft tissues on mandibular gray scale levels. *Braz Oral Res* 2004; 18(1):40-4.

7. Furukawa M, Izumi M, Hishikawa T, Noguchi T, Arijji E. Influence of overlying soft tissues on radiographic absorptiometry in intraoral radiography. *Oral Radiol* 2005; 21:69-73.

8. Rosa RA, Bier CAS, Pereira CC, Só MVR, Wolle CFB. Simulation of soft and hard tissues and its effects on radiopacity of root canal sealers. *Rev Odonto Cienc.* 2011; 26(4):326-330.

9. Oliveira ML, Pedrosa EF, Cruz AD, Haiter-Neto F, Paula FJ, Watanabe PC. Relationship between bone mineral density and trabecular bone pattern in postmenopausal osteoporotic Brazilian women. *Clin Oral Investig* 2013;17(8):1847-53.

10. Liu Y, Bäuerle T, Pan L, Dimitrakopoulou-Strauss A, Strauss LG, Heiss C, Schnettler R, Semmler W, Cao L. Calibration of cone beam CT using relative attenuation ratio for quantitative assessment of bone density: a small animal study. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2013; 8(5):733-9.
11. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel Gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(6):1438-1442.
12. Azeredo F, de Menezes LM, Enciso R, Weissheimer A, de Oliveira RB. Computed gray levels in multislice and cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011; 144(1):147-155.
13. Endo A, Katoh T, Vasudeva SB, Kobayashi I, Okano T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose-area product for limited-area cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42(4): Epub 2013 Feb 18.
14. Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 116(1):105-119.
15. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Aiji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104(6):829-36.

16. Visconti MA, Verner FS, Assis NM, Devito KL. Influence of maxillomandibular positioning in cone beam computed tomography for implant planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42(7):880-6.

17. Whyms BJ, Vorperian HK, Gentry LR, Schimek EM, Bersu ET, Chung MK. The effect of computed tomographic scanner parameters and 3-dimensional volume rendering techniques on the accuracy of linear, angular, and volumetric measurements of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; 115(5):682-691.

18. Cook JE, Cunningham JL. The assessment of fracture healing using dual X-ray absorptiometry: a feasibility study using phantoms. 1995 *Phys. Med. Biol.* 40 119.

CAPÍTULO 2

Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an *in vitro* study using cone beam computed tomography

Maria Augusta Portella Guedes Visconti¹, Gustavo Machado Santaella¹, Karina Lopes Devito², Eduardo Stelling Urbano³, Luciana Asprino⁴, Francisco Haiter-Neto¹

¹Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Radiology, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil

²Departament of Dental Clinic, Division of Oral Radiology, Dental School, Juiz de Fora Federal University, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil

³Department of Morphology, Division of Anatomy, Juiz de Fora Federal University, Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil

⁴Department of Oral Diagnosis, Division of Oral Surgery, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil

Address correspondence to: Maria Augusta Portella Guedes Visconti

Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Department of Oral Diagnosis, Av. Limeira, 901, PO Box 52, 13414-903 Piracicaba, SP, Brazil.

Av. Limeira, 901, Caixa postal 52, 13414-903 Piracicaba, SP, Brasil; e-mail:

gutavisconti@hotmail.com

Key words: Cone beam computed tomography; soft tissue; simulators

INTRODUCTION

Currently there is great concern about the effect of X-radiation on humans. It is known that the properties inherent to ionizing radiation can cause changes in living organisms, in different degrees.¹ For this reason there are countless limitations on clinical research involving living beings and ionizing radiation. The improvement of *in vitro* research avoids unnecessary exposure for patients, following the ALARA principle (As Low As Reasonably Achievable).²

In vitro studies use, mostly, dry anatomical specimens. However, these conditions do not faithfully reproduce living organisms. When X-ray photons pass through an object, they suffer attenuation, mainly by soft tissue. Dry anatomical specimens have no soft tissue, thus X-ray photon attenuation has a lower intensity, altering the density and contrast of the resulting image, and potentially affecting the final quality of the image.³ To increase the attenuation intensity of X-ray photons in studies, *in vitro*, using dried anatomical parts, requires the availability of materials that simulate the soft tissues of patients, making the resulting image approximate clinical reality as closely as possible. These simulators have been used primarily for research conducting optical analysis of the density of structures of the maxillo-mandibular complex.⁴

Soft tissue simulators must present some essential qualities, such as providing accurate measurements, being available in the market, being reproducible and ready for use at any time.² Varying the thickness of the material used directly influences the intensity of absorption and dissipation of X-ray photons, and thus relates directly to the density and contrast of the resulting images⁴. Water was the first material used to simulate soft tissues for research involving radiation, but studies have shown that other materials can also be used, such as wax, acrylic resin, paraffin, polyethylene, wood, and even samples of animal fat and muscle.^{3, 5-6}

The existing studies evaluating soft tissue simulation materials for *in vitro* studies were carried out using radiographic images.^{2-3, 5-6} However, dentistry is now using a new technology, cone beam computed tomography (CBCT), which allows for three dimensional observation of structures, and for the use of additional resources that may positively contribute to diagnosis. However, studies that validated soft tissue simulation materials in CBCT images were not found in the literature. Given this, and the need to standardize *in vitro* studies, the objective of this study was to validate the use of two materials, water and acrylic, under various conditions, as soft tissue simulators in CBCT images.

MATERIALS AND METHODS

This study was approved by the research ethics committee of the FOP-UNICAMP (Piracicaba, São Paulo, Brazil) (protocol no. 129/2013), and conducted at the Anatomy Laboratory and the Dental Radiology Clinic, Federal University of Juiz de Fora (UFJF - Juiz de Fora, Minas Gerais, Brazil).

Three human heads, unclassified in relation to race, sex, and age, were used. Those that presented maxillo-mandibular anatomical accidents, with surrounding soft tissues intact, were included in the study.

The soft tissue simulation materials tested were water and acrylic, in varying conditions. Three acrylic boxes of different thicknesses were fabricated and used alone, in combination with each other, and with water. Boxes 1, 2, and 3 had a 0.5 cm, 1.5 cm, and 1.0 cm thick outer wall, respectively (Figure 1).

Figure 1. Dimensions (cm) of acrylic boxes simulating soft tissue.

Boxes	Thickness	Height	Width	Length
1	0,5	29	30	33
2	1,5	19	21	23
3	1	27	28	31

To acquire the tomographic images, the i-CAT New Generation cone beam scanner (Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, USA), belonging to the Dental Radiology Clinic of the UFJF School of Dentistry, was used. The protocol employed was standardized, for all the images taken, with fixed voxel values of 0.25 mm and FOV (Field of View) of 11 cm height and 16 cm diameter. The acquisition parameters used were 120 kVp and 5mA, with a duration of 26.9 s.

First, images were acquired of the three heads with soft tissues intact, to determine the gold standard (Figure 2).



Figure 2. Human head with soft tissues intact positioned in the scanner for image acquisition (gold standard).

After acquiring the images, the surrounding soft tissue was removed in order to image the three dry skulls, which were also scanned using the same protocol. The skulls were positioned in the center of the acrylic boxes that simulate soft tissue. Each box was used under different conditions: individually, together with each other, and in combination with water. First, individual images were taken, where each skull was scanned in each box, separately. This group was called simulator 1 (box 1), 2 (box 2), and 3 (box 3). Then, the skulls were scanned inside each box, but submerged in water. The volume of water used was sufficient to completely submerge the anatomical specimen,

totaling 4.2 liters. For this group of acquisitions, the simulators tested were called 4 (box 1 + water), 5 (box 2 + water), and 6 (box 3 + water) (Table 1).

Subsequently, images of combined boxes and water were taken. However, for this group, the water was placed only between the boxes and not in direct contact with the anatomical part. The volume of water distributed between the boxes was leveled to the height of skulls, ranging from 4.2 to 6.2 liters. Four different combinations were implemented, resulting in simulators 7 (box 1 combined with box 3 and water between the boxes), 8 (box 1 combined with box 2 and water between the boxes), 9 (box 2 combined with box 3 and water between boxes), and 10 (box 1 combined with boxes 2 and 3, and water between the boxes) (Figure 3).

Figure 3. Description of the simulators tested.

Simulator	Description
1	Box 1 (0.5 cm thickness)
2	Box 2 (1.5 cm thickness)
3	Box 3 (1.0 cm thickness)
4	Box 1 + skull submerged in water
5	Box 2 + skull submerged in water
6	Box 3 + skull submerged in water
7	Box 1 + box 3 + water between the boxes
8	Box1 + box 2 + water between the boxes
9	Box 2 + box 3 + water between the boxes
10	Box 1 + box 2 + box 3 + water between the boxes

To evaluate the tomographic images, the Image J program, version 1.48i (U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) was used. The brightness and contrast post-processing tools could be adjusted to ensure the best visualization. A single evaluator, duly trained, a specialist in Dental Radiology and experienced in tomographic images, did the measurements.

Regions of interest (ROI) were determined in a standard axial section of the images of the three heads with soft tissues intact. In each section, representative areas were selected, in the maxilla and mandible, of dental tissues and alveolar bone, both for anterior and posterior regions. Thus, we selected, for each head separately, four ROI per arch, these being: anterior tooth, anterior alveolar bone, posterior tooth, and posterior alveolar bone. The measurements consisted of quadrangular areas of 3 x 3 mm for the anterior regions, and 4 x 4 mm for the posterior ones. These initial demarcations in the standard images regulated the ROI in the images with the simulation materials, ensuring that the region to be evaluated was always the same.

After determining the ROIs, all the gray values, expressed in pixels, present in each region, were obtained. For the anterior regions 144 gray values were obtained and 256 for the posterior ones, for each head.

Data analysis

The analyses were performed using the Statistical Package for Social Sciences (SPSS) software, version 13.0 for Windows (Chicago, IL, USA). To check the influence of the regions and the simulators, and the interaction between them in the pixel values, the two-way ANOVA test, with a post-hoc Tamhane test, at a significance level of 5% ($p \leq 0.05$), was performed.

RESULTS

The results showed that both the region and the types of simulators directly affect the pixel values obtained ($p < 0.01$). Comparison of the mean values for the regions tested, with each simulator, compared with the gold standard, is shown in Table 1. The images corresponding to each of the tested simulators are illustrated in Figure 4.

Table 3. Means and standard deviations of the evaluated regions, according to the simulators tested.

Simulator	Maxilla				Mandible			
	Tooth		Bone		Tooth		Bone	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)	(n= 432)	(n= 768)
Mean (sd)								
Gold Standard	1430 (239)	1367 (250)	586 (276)	141 (175)	1384 (400)	1398 (362)	910 (490)	422 (245)
1	1355 (355)*	1147 (520)	267 (386)*	- 136 (298)	1284 (364)	1197 (330)	895 (591)	- 26 (450)
2	1378(268)*	951 (419)	63 (252)	- 286 (305)	1253 (401)	1115 (253)	464 (475)	- 110 (337)
3	1226 (378)	1215 (389)	285 (383)	- 140 (272)	1215 (368)	1061 (378)	648 (575)	3 (535)
4	605 (391)	323 (312)	63 (273)	- 310 (268)	568 (315)	464 (336)	199 (424)	- 119 (439)
5	44 (140)	- 53 (144)	- 250 (130)	- 403 (142)	- 14 (128)	- 84 (189)	- 108 (183)	- 354 (161)
6	1002 (302)	- 220 (136)	- 326 (131)	- 432 (135)	- 102 (154)	- 179 (186)	- 95 (214)	- 296 (239)
7	1182 (520)	671 (472)	172 (261)	- 339 (262)	887 (381)	617 (342)	307 (367)	- 148 (336)
8	1207 (281)	1017 (381)	77 (662)	- 167 (330)	1040 (378)	968 (322)	242 (371)	153 (364)
9	854 (326)	931 (429)	230 (347)	- 288 (274)	1125 (389)	896 (332)	323 (471)	- 49 (394)
10	922 (605)	696 (272)	106 (308)	- 295 (202)	882 (305)	644 (314)	173 (348)	- 244 (325)

* Means not showing statistically significant difference ($p \geq 0.05$) compared with the gold standard, by ANOVA 2 test factors.

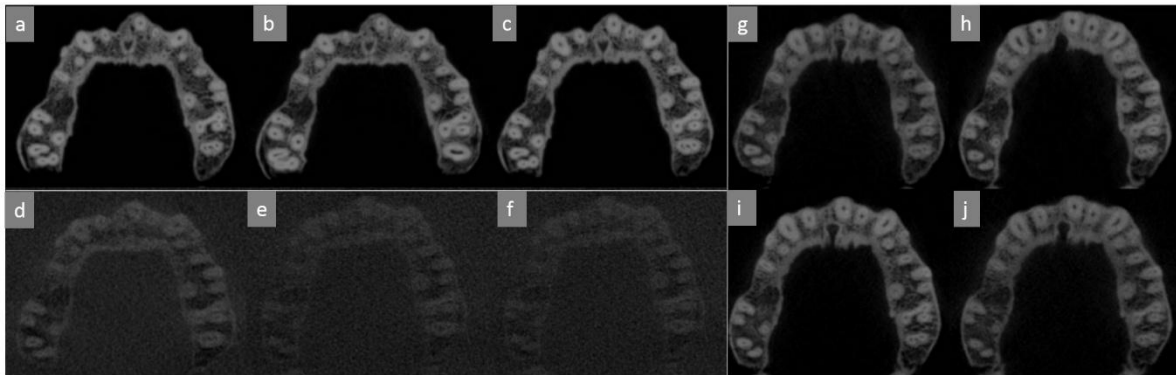


Figure 4. Images corresponding to each of the tested simulators. a. simulator 1. b. simulator 2. c. simulator 3. d. simulator 4. e. simulator 5. f. simulator 6. g. simulator 7. h. simulator 8. i. simulator 9. j. simulator 10.

It could be observed that only simulators 1, for the anterior maxillary tooth and alveolar bone regions, and 2, for the anterior maxillary tooth region, did not differ from the gold standard ($p \geq 0.05$). All the other simulators tested were different from the gold standard in all the regions evaluated ($p < 0.01$). However, when compared to each other, for the anterior maxillary tooth region, simulators 1 and 2 did not differ ($p < 0.01$).

And for the anterior maxillary bone region, the pairwise comparison between them showed significant difference ($p \geq 0.05$) (Figures 5 and 6).

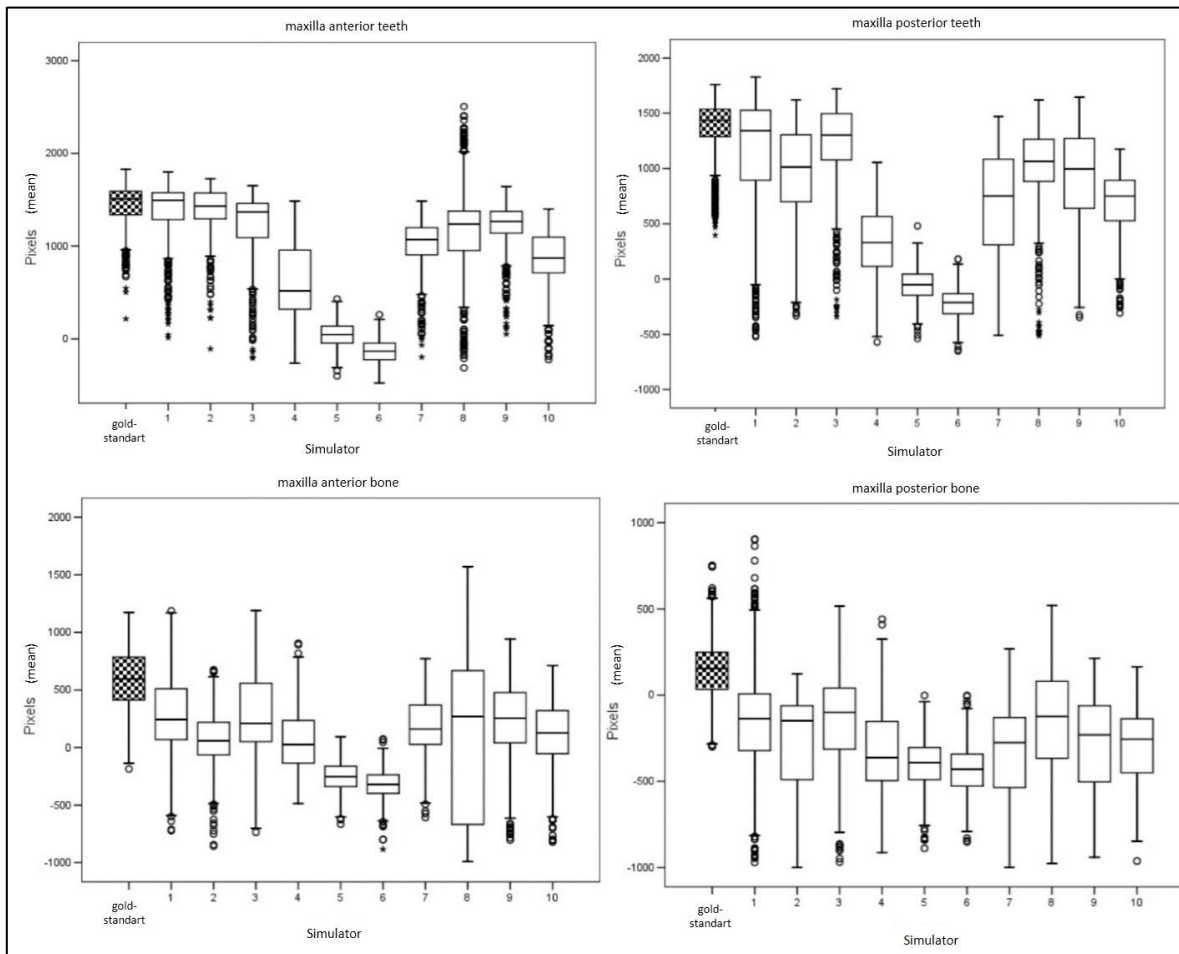


Figure 5. Distribution of pixel values, in the maxillary regions, for the gold standard and the different simulators tested.

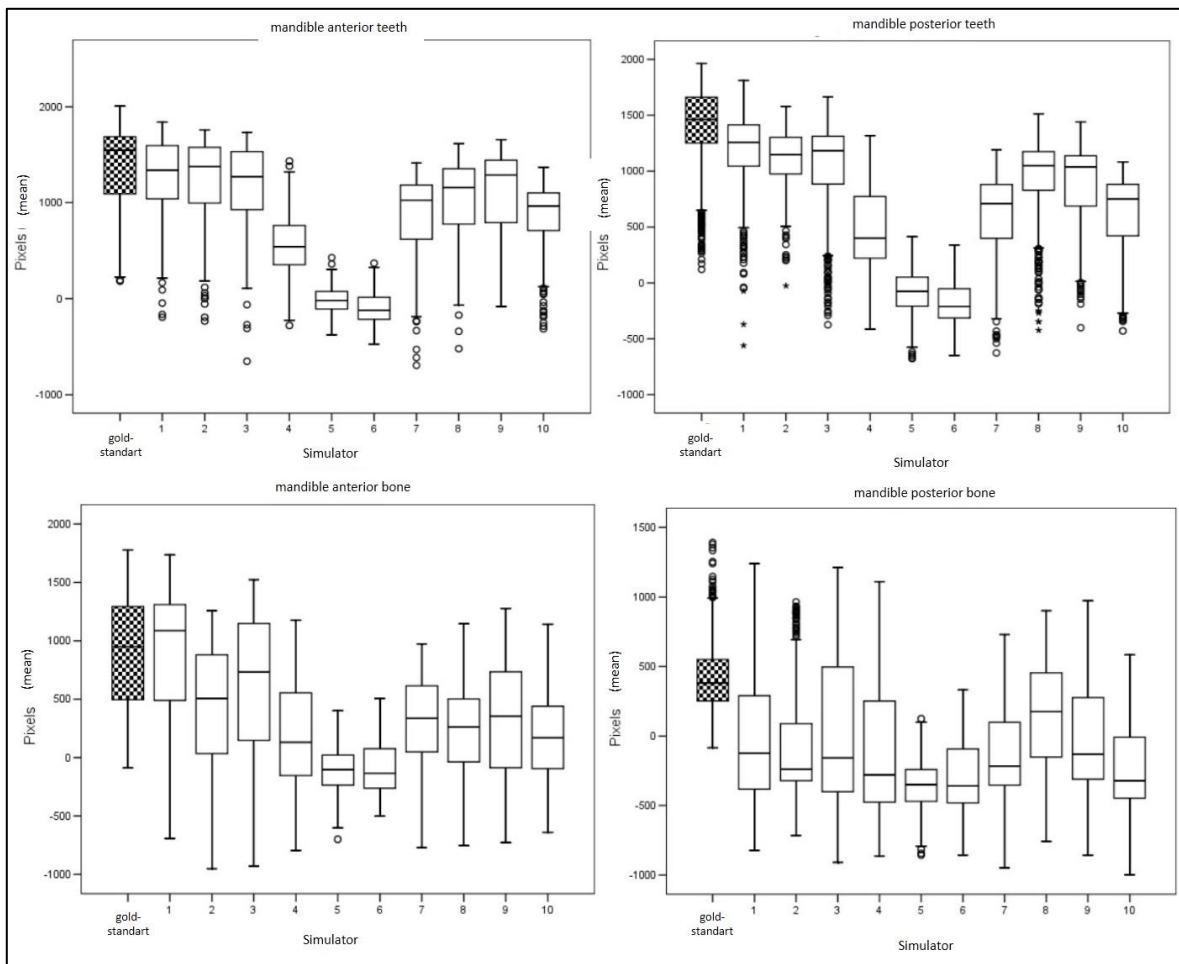


Figure 6. Distribution of pixel values, in the mandibular regions, for the gold standard and the different simulators tested.

DISCUSSION

The influence of the soft, muscle, and adipose tissues, on the radiographic images is widely discussed by different authors.^{2-3, 5-8} X-ray photons, when passing through an object, undergo attenuation and dispersion, directly influencing the gray tones, i.e., the pixel values obtained in the final radiographic image.^{1, 4, 6, 8-9}

Most studies involving ionizing radiation use dry anatomical specimens, because of the adverse effects of radiation on living organisms.^{4, 6} However, the absence

of soft tissue increases the absorption of X-ray photons by the object, substantially affecting the final image. To increase the intensity of X-ray photon attenuation in *in vitro* studies, it is necessary to utilize materials that simulate the soft tissues, making the resulting image approximate clinical reality as closely as possible. These simulators have been used primarily for studies that optically analyze the density of structures of the maxillo-mandibular complex.²⁻⁸

Most *in vitro* studies testing soft tissue simulators have used two-dimensional radiographic images.^{2-3, 5-8} However, CBCT is becoming more widely used in the dental clinic, for different specialties, having advantages such as: compact equipment, reduced FOV size, and relatively low radiation dose.¹⁰⁻¹⁴

The selection of the gold standard is crucial in validating the accuracy of a soft tissue simulation material, so it should be made in the most standardized way possible.⁶ In some studies, the gold standard is defined by images from patients, stored in a database.^{2, 3, 5} In these images, mean gray shades for each study area are determined and then these values are compared with those obtained in the images with simulators. However, this method has a major limitation due to the inherent tissue differences for each patient, even when using well-defined exclusion criteria.² In addition to the individual differences of each patient, there are those stemming from the acquisition parameters that contribute significantly to changes in the final image. Thus, the mean gray shades obtained using a group of images from different patients does not accurately reflect clinical reality.

In this study, three human heads were used, with soft tissues intact, to determine the gold standard. The same heads were stripped to yield dry skulls. The values of gray shades obtained in the images of the dried skulls, with the use of the simulators, were compared with those obtained from the standard images. The use of these same

heads as the gold standard eliminates the limitations inherent in the individual differences of each patient. In addition, the acquisition parameters established were standardized.

Various materials have been used as soft tissue simulators, such as: water, wax, acrylic resin, epoxy resin, wood, and even muscle and adipose tissue. Acrylic, wax, and water are the most commonly used materials.^{3, 5, 15-17} Water was the first material tested as a substitute for soft tissue¹⁸, and is currently still in use.^{2, 5, 17} However, the volume of water used is hardly standardized in the work that has been done.³

Caldas et al. (2010)² evaluated four materials in 11 different thicknesses (4, 8, 12, 15, 20, 24, 28, 32, 36, 40, and 45 mm) with conventional periapical radiographs. The materials used were utility wax, acrylic resin, wood, and polymethylmethacrylate with water. The results show that all the materials tested, in all thicknesses, can be used as simulators, except for utility wax (4 and 8 mm) and water (4 mm). De Molon et al. (2013)⁵ evaluated four simulation materials (acrylic, wax, water, and bovine tissue) under different conditions (10, 15, and 20 mm in thickness), but in digital periapical radiographic images. The authors concluded that all the materials tested, in all the thicknesses evaluated, significantly influenced the alveolar bone density level. In the dental tissues there was no difference in the levels of gray shade for any of the simulators tested.

The present study tested acrylics with different thicknesses and water, in different combinations, in the CBCT images. To standardize the amount of water used, it was decided that this should be enough to cover the entire skull height. The results showed that simulators 1 and 2 were those that generated the images closest to the gold standard, i.e., boxes 1 (0.5 cm thick) and 2 (1.5 cm thick), used separately and without water. This result ensures greater ease and lower cost in carrying out the research, since only acrylic need be used.

The regions measured in this study were tooth and alveolar bone, anterior and posterior, for the maxilla and mandible. It could be observed that the types of simulators tested, as well as the regions assessed, directly influence the pixel values obtained. The anterior dental regions obtained pixel values closer to the gold standard. For anterior bone region, the only one that did not differ from the standard was simulator 1. A paired comparison between simulators 1 and 2 revealed that for the anterior dental regions there is no difference between them, while in the anterior bone regions this difference exists. Thus it is possible to opt for the less expensive and more easily fabricated acrylic box, depending on the assessed region.

For De Molon et al., (2013) ⁵ the dental regions showed no significant differences between the simulators and the gold standard. However, this does not occur when analyzing areas with lower bone density, such as posterior alveolar bone. The posterior mandibular bony areas suffer more influence with the use of simulators ⁶.

The dental regions have a smaller spectrum of gray shades, however these pixel values are numerically larger. While the bony areas, by having marrow spaces in different sizes and formats, produce a wider range of gray shades, with numerically smaller values, depending on the hypodense areas. This fact may explain the greater difficulty in simulating bony areas, especially posterior ones.

According to the results seen in this study, simulators 4, 5, and 6 were those with the greatest differences in relation to the gold standard, especially for the posterior mandibular alveolar bone region. In other words, the addition of water, submerging the skulls, significantly increases the difference relative to the standard picture. For CBCT images, simulators 1 and 2 are the ones that come closest to the standard, especially in the anterior tooth and alveolar bone regions, and anterior tooth region, respectively.

The results showed that acrylic, in thicknesses of 0.5 and 1.5 cm, was the simulation material that more closely approximated human soft tissues, mainly for the anterior regions of the maxilla. It was not possible to determine an ideal simulator for the posterior regions, in the maxilla as well as the mandible.

REFERENCES

1. al-Bahri JS, Spyrou NM. Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues. *Appl Radiat Isot* 1996; **47**(8):777-784.
2. Caldas M de P, Ramos-Perez FM, de Almeida SM, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Oral Sci* 2010; **18**(3):264-2677.
3. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol* 2012; **41**(8):686-90.
4. Midgley SM. Materials analysis using x-ray linear attenuation coefficient measurements at four photon energies. *Phys Med Biol* 2005 ; **50**(17):4139-57.
5. De Molon RS, Batitucci RG, Spin-Neto R, Paquier GM, Sakakura CE, Tosoni GM, Scaf G. Comparison of changes in dental and bone radiographic densities in the presence of different soft-tissue simulators using pixel intensity and digital subtraction analyses. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;**42**(9): Epub 2013 Sep 4.
6. Souza PH, da Costa NP, Veeck EB. Influence of soft tissues on mandibular gray scale levels. *Braz Oral Res* 2004; **18**(1):40-4.

7. Furukawa M, Izumi M, Hishikawa T, Noguchi T, Aiji E. Influence of overlying soft tissues on radiographic absorptiometry in intraoral radiography. *Oral Radiol* 2005; **21**:69-73.
8. Rosa RA, Bier CAS, Pereira CC, Só MVR, Wolle CFB. Simulation of soft and hard tissues and its effects on radiopacity of root canal sealers. *Rev Odonto Cienc.* 2011; **26**(4):326-330.
9. Oliveira ML, Pedrosa EF, Cruz AD, Haiter-Neto F, Paula FJ, Watanabe PC. Relationship between bone mineral density and trabecular bone pattern in postmenopausal osteoporotic Brazilian women. *Clin Oral Investig* 2013; **17**(8):1847-53.
10. Liu Y, Bäuerle T, Pan L, Dimitrakopoulou-Strauss A, Strauss LG, Heiss C, Schnettler R, Semmler W, Cao L. Calibration of cone beam CT using relative attenuation ratio for quantitative assessment of bone density: a small animal study. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2013; **8**(5):733-9.
11. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel Gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; **27**(6):1438-1442.
12. Azeredo F, de Menezes LM, Enciso R, Weissheimer A, de Oliveira RB. Computed gray levels in multislice and cone beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **201**; **144**(1):147-155.

13. Endo A, Katoh T, Vasudeva SB, Kobayashi I, Okano T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose-area product for limited-area cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;**42**(4): Epub 2013 Feb 18.

14. Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; **116**(1):105-119.

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

16. Visconti MA, Verner FS, Assis NM, Devito KL. Influence of maxillomandibular positioning in cone beam computed tomography for implant planning. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; **42**(7):880-6.

17. Whyms BJ, Vorperian HK, Gentry LR, Schimek EM, Bersu ET, Chung MK. The effect of computed tomographic scanner parameters and 3-dimensional volume rendering techniques on the accuracy of linear, angular, and volumetric measurements of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013; **115**(5):682-691.

18. Cook JE, Cunningham JL. The assessment of fracture healing using dual X-ray absorptiometry: a feasibility study using phantoms. 1995 *Phys. Med. Biol.* 40 119.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A preocupação com os possíveis efeitos causados pela radiação ionizante nos organismos vivos, faz com que as pesquisas *in vitro* sejam cada vez mais utilizadas. Essas pesquisas, em grande parte, utilizam peças anatômicas secas, dessa forma contribuindo para redução da dose de radiação aos pacientes (al-Bahri e Spyrou, 1996; Caldas et al., 2010). No entanto, algumas condições não reproduzem fielmente a realidade clínica, em função da ausência de tecidos moles nas peças anatômicas secas.

Os fótons de raios-X quando atravessam um objeto sofrem atenuação e em decorrência da ausência dos tecidos moles circundantes, essa atenuação é feita com menor intensidade nas peças anatômicas secas, provocando alterações significativas na imagem final resultante (Schropp et al., 2011). Para tentar reproduzir as condições obtidas com pacientes são necessários materiais que consigam simular os tecidos moles, dessa forma aumentando a atenuação dos fótons de raios-X.

Vários materiais podem ser úteis como simuladores de tecidos moles, como água, acrílico, cera, madeira, resina epóxi e amostras de tecido e gordura animais (Midgley, 2005; Caldas et al., 2010; Schropp et al., 2012; de Molon et al., 2013). Vale ressaltar que fatores como espessura, número atômico e densidade física dos materiais podem influenciar a densidade e o contraste das imagens obtidas (Midgley, 2005).

Os estudos encontrados que validaram materiais simuladores de tecidos moles para pesquisas *in vitro* foram realizados com imagens radiográficas bidimensionais, analógicas e digitais (Souza et al., 2004; Caldas et al., 2010; Schropp et al., 2012; de Molon et al., 2013). No entanto, desde a década de noventa, um novo método de aquisição de imagem foi introduzido à Odontologia, a TCFC. Essa modalidade de exame por imagem tem exercido importante papel no diagnóstico dentomaxilofacial, comprovando

significativa eficácia na representação dos tecidos duros dos maxilares, na avaliação de patologias e no planejamento de implantes dentários (Hatcher, 2010; Tetradis & White, 2010).

Contudo não foram encontrados na literatura estudos que validassem a utilização de materiais simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC. Devido a isso e à importância de padronização das pesquisas *in vitro*, o objetivo neste estudo foi validar dois tipos de materiais simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC.

A escolha dos materiais utilizados neste estudo, a água e o acrílico, baseou-se na disponibilidade dos mesmos, facilidade de reprodutibilidade, capacidade de utilização simultânea e eficácia comprovada em trabalhos que utilizaram imagens radiográficas bidimensionais.

Devido a utilização constante e crescente da TCFC nas diferentes especialidades odontológicas optou-se por testar os simuladores de tecidos moles nas imagens tomográficas. Sua excelente capacidade para exibir imagens tridimensionais de alta qualidade, possibilitou a utilização da TCFC para avaliar quantitativamente as estruturas densas do complexo maxilo-mandibular (Naitoah et al., 2010; Isoda et al., 2011; Nackaerts et al., 2011; Arisan et al., 2012; Valiyaparambil et al., 2012), considerando que a radiação-X reflete as características da matéria com a qual interage, uma vez que é mais absorvida por estruturas de maior número atômico, densidade e espessura.

Com o presente estudo foi possível perceber que dentre os simuladores testados o acrílico, com espessura de 0,5 cm, é o que melhor reproduz os tecidos dentários, em especial para as regiões anteriores. Não foi possível identificar, dentre os simuladores testados, um que reproduzisse fielmente as áreas ósseas alveolares, principalmente em regiões posteriores.

De acordo com Oliveira et al., (2013) os valores de cinza obtidos em imagens de TCFC são fortemente influenciados pela região anatômica. Demonstrando que o valor de cinza do mesmo objeto pode diferir em função da sua localização. Especificamente, objetos localizados na região anterior dos maxilares apresentaram maiores valores de cinza. No entanto, o osso alveolar, com o mesmo padrão de mineralização e compactação, pode produzir diferentes valores de cinza de acordo com a sua região anatômica.

Existem limitações no que diz respeito a obtenção de valores de cinza em imagens de TCFC (Katsumata et al., 2009), no entanto com o presente estudo foi possível validar a utilização do acrílico como o material simulador de tecido mole que mais se aproxima do padrão-ouro. Até então não haviam estudos na literatura que testassem materiais simuladores de tecidos moles em imagens tomográficas.

A TCFC é uma tecnologia que tem revolucionado e favorecido o paciente e o dentista no estabelecimento do diagnóstico e plano de tratamento, tendo em vista a possibilidade de fornecer imagens fidedignas, de altíssima qualidade e com menor dose de radiação quando comparada às demais técnicas tomográficas disponíveis no mercado. No entanto quando se trata de pesquisas laboratoriais, realizadas com peças anatômicas secas, cabe ressaltar as limitações inerentes ao tipo de estudo. Mesmo assim, estudos utilizando imagens de TCFC possuem cada vez mais espaço no meio científico.

O presente trabalho foi pioneiro na tentativa de validar materiais simuladores de tecidos moles em imagens de TCFC. Novas pesquisas devem ser realizadas, novos materiais devem ser testados, a fim de se obter um modelo o mais próximo possível da realidade clínica.

CONCLUSÃO

- Os simuladores 1 e 2 foram àqueles que apresentaram imagens mais próximas do padrão-ouro.
- Quando comparados entre si os simuladores 1 e 2 não diferiram apenas nas regiões dentárias anteriores.
- As regiões dentárias anteriores foram àquelas com valores mais próximos aos obtidos pelo padrão-ouro.
- A água não se mostrou como um simulador eficaz para as regiões avaliadas, nas condições testadas.
- Não foi possível determinar um simulador ideal para as regiões posteriores.

REFERÊNCIAS*

1. al-Bahri JS, Spyrou NM. Photon linear attenuation coefficients and water content of normal and pathological breast tissues. *Appl Radiat Isot.* 1996; 47(8):777-784.
2. Arisan V, Karabuda ZC, Avsever H, Ozdemir T. Conventional Multi-Slice Computed Tomography (CT) and Cone-Beam CT (CBCT) for Computer-Assisted Implant Placement. Part I: Relationship of Radiographic Gray Density and Implant Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012. [Epub ahead of print].
3. Caldas M de P, Ramos-Perez FM, de Almeida SM, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(3):264-2677.
4. De Molon RS, Batitucci RG, Spin-Neto R, Paquier GM, Sakakura CE, Tosoni GM, Scaf G. Comparison of changes in dental and bone radiographic densities in the presence of different soft-tissue simulators using pixel intensity and digital subtraction analyses. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(9): Epub 2013 Sep 4.
5. Endo A, Katoh T, Vasudeva SB, Kobayashi I, Okano T. A preliminary study to determine the diagnostic reference level using dose-area product for limited-area cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2013;42(4): Epub 2013 Feb 18.
6. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141 Suppl 3:3S-6S.

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

7. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 23(7): 832-6.
8. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, Langlais RP. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(6):829-36.
9. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E et al. Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009; 107(3): 420–5.
10. Madeira MC. Anatomia da face: bases anatomofuncionais para a prática odontológica. 5ª ed. São Paulo: Sarvier; 2004.
11. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39(6): 323-35.
12. Midgley SM. Materials analysis using x-ray linear attenuation coefficient measurements at four photon energies. *Phys Med Biol.* 2005 ; 50(17):4139-57.
13. Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(8): 873-9.

14. Naitoh M, Aimiya H, Hirukawa A, Arij E. Morphometric analysis of mandibular trabecular bone using cone beam computed tomography: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25(6): 1093-8.
15. Oliveira ML, Tosoni GM, Lindsey DH, Mendoza K, Tetradis S, Mallya SM. Influence of anatomical location on CT numbers in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013; 115(4):558-64.
16. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, Motroni A, van der Stelt P, Wismeijer D. Reliability of voxel Gray values in cone beam computed tomography for preoperative implant planning assessment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(6):1438-1442.
17. Reeves T, Mah P, McDavid W. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41(6): 500-8.
18. Schropp L, Alyass NS, Wenzel A, Stavropoulos A. Validity of wax and acrylic as soft-tissue simulation materials used in in vitro radiographic studies. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012; 41(8):686-90.
19. Souza PH, da Costa NP, Veeck EB. Influence of soft tissues on mandibular gray scale levels. *Braz Oral Res*. 2004; 18(1):40-4.
20. Tetradis S, White SC. A decade of cone beam computed tomography. *J Calif Dent Assoc*. 2010; 38(1): 24-6.
21. Valiyaparambil JV, Yamany Y, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M, Mallya SM. Bone quality evaluation: Comparision of CBCT and subjective surgical assessment. *Int J of Oral and Maxillofac Implants*. 2012; 27(5): 1271-7.

22. Visconti MA, Verner FS, Assis NM, Devito KL. Influence of maxillomandibular positioning in cone beam computed tomography for implant planning. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 42(7):880-6.

23. Whyms BJ, Vorperian HK, Gentry LR, Schimek EM, Bersu ET, Chung MK. The effect of computed tomographic scanner parameters and 3-dimensional volume rendering techniques on the accuracy of linear, angular, and volumetric measurements of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013; 115(5):682-691.

APÊNDICE 1: Metodologia detalhada

Este estudo foi previamente aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da FOP-UNICAMP (protocolo n. 129/2013) e realizado no Laboratório de Anatomia e na Clínica de Radiologia Odontológica da Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF).

Seleção da amostra

Foram utilizadas três cabeças humanas cedidas pelo Laboratório de Anatomia da UFJF. Estas cabeças não fazem parte de um banco de material biológico, dessa forma não podem ser identificadas (raça, sexo e idade dos cadáveres). As cabeças selecionadas faziam parte de um grupo de cadáveres que seriam descarnados com finalidade de estudo.

Foram incluídas no estudo àquelas que apresentaram os acidentes anatômicos, pertencentes à maxila e à mandíbula, intactos, bem como os tecidos moles circundantes. Foram excluídas as que estavam anatomicamente danificadas, com prejuízo de estruturas ósseas e tecidos moles.

Após a seleção da amostra, as cabeças humanas incluídas neste estudo, foram devidamente lavadas para remoção do formol.

Materiais simuladores de tecidos moles

Os materiais simuladores testados foram água e acrílico, em diferentes condições. Três caixas de acrílico, de dimensões distintas, foram confeccionadas sendo utilizadas isoladamente, de forma combinada entre si e com a água. As caixas 1, 2 e 3 possuíam 0,5 cm, 1,5 cm e 1,0 cm de espessura de parede externa, respectivamente (Figuras 1 e 2).

Figura 1. Dimensões (cm) das caixas de acrílico simuladoras de tecidos moles.

Caixas	Espessura	Altura	Largura	Comprimento
1	0,5	29	30	31
2	1,5	19	21	25
3	1	26	28	31

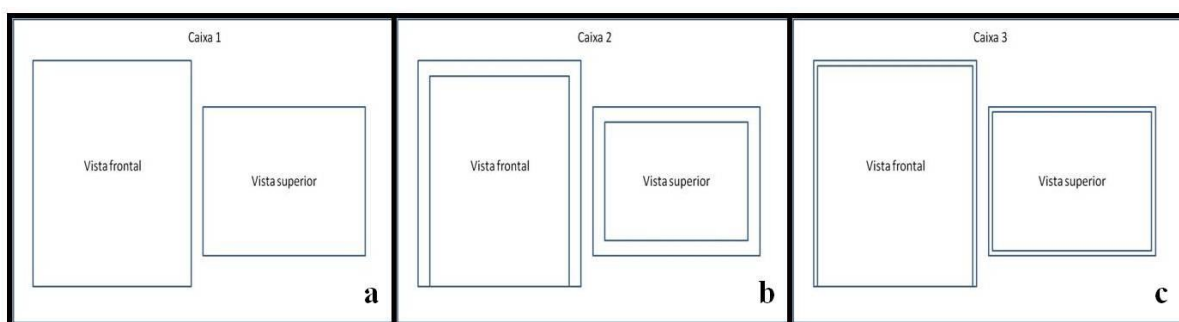


Figura 2. Esquema ilustrando as caixas de acrílico confeccionadas com diferentes espessuras de paredes externas, 0,5 cm (a), 1,5 cm (b) e 1,0 cm (c).

Aquisição das imagens

Para realização das imagens tomográficas foi utilizado o tomógrafo de feixe cônico i-CAT *New Generation* (*Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, EUA*) pertencente à Clínica de Radiologia Odontológica, da Faculdade de Odontologia da UFJF. Estas imagens foram adquiridas por um Radiologista devidamente licenciado e treinado. O protocolo utilizado foi padronizado, para todas as imagens realizadas, sendo fixados os valores de voxel 0,25 mm e FOV (*Field of View*) de 11 cm de altura e 16 cm de diâmetro. Os parâmetros de aquisição utilizados foram 120 kVp e 5mA, com tempo de 26,9 s.

Além disso, as aquisições foram realizadas de forma padronizada, após a calibração inicial do aparelho, a fim de evitar possíveis interferências.

Inicialmente foram adquiridas as imagens das três cabeças humanas, com os tecidos moles intactos, para determinação do padrão-ouro (Figura 3). Cada aquisição foi realizada individualmente, totalizando três imagens iniciais.

Para padronizar o posicionamento de cada cabeça no tomógrafo foram realizadas marcações levando em conta acidentes anatômicos, como a espinha nasal anterior e sínfise do mento, além disso foram respeitadas as linhas de orientação do tomógrafo.



Figura 3. Cabeça posicionada no tomógrafo para aquisição da imagem (padrão-ouro).

As cabeças humanas foram então devolvidas ao Laboratório de Anatomia da UFJF para a remoção dos tecidos moles circundantes e obtenção dos três crânios secos. Estes por sua vez, também foram tomografados. Para o posicionamento dos crânios no momento da aquisição das imagens, e também para simular os tecidos moles removidos, foram utilizadas as caixas de acrílico previamente confeccionadas. Os crânios foram posicionados no centro das caixas, sempre de forma equidistante das paredes, respeitando as marcações anteriormente realizadas de acordo com a linhas de orientação do tomógrafo e aos acidentes anatômicos.

Cada caixa foi utilizada em diferentes condições: individualmente, conjugadas entre si e em combinação com a água. Inicialmente foram feitas as aquisições individuais, onde cada crânio foi tomografado em cada caixa separadamente. Este grupo foi denominado como simuladores 1 (caixa 1), 2 (caixa 2) e 3 (caixa 3). Em seguida os crânios foram tomografados no interior de cada caixa, porém submersos em água. O volume de água utilizado foi suficiente para submergir totalmente a peça anatômica, totalizando 4,2 litros. Para este grupo de aquisições os simuladores testados foram denominados 4 (caixa 1 + água), 5 (caixa 2 + água) e 6 (caixa 3 + água). Ao todo foram testados 10 diferentes tipos de simuladores (Figura 4).

Posteriormente foram realizadas as aquisições de caixas combinadas e água. No entanto, para este grupo, a água estava disposta apenas entre as caixas, não estando em contato direto com a peça anatômica. O volume de água dispensado entre as caixas foi nivelado à altura dos crânios, variando de 4,2 a 6,2 litros. Foram realizadas quatro combinações distintas, resultando nos simuladores 7 (caixa 1 combinada à caixa 3 e água entre as caixas), 8 (caixa 1 combinada à caixa 2 e água entre as caixas), 9 (caixa 2 combinada à caixa 3 e água entre as caixas) e 10 (caixa 1 combinada às caixas 2 e 3 e água entre as caixas).

Quadro 4. Descrição dos simuladores testados.

Simulador	Descrição
1	Caixa 1 (0,5 cm espessura)
2	Caixa 2 (1,5 cm de espessura)
3	Caixa 3 (1,0 cm de espessura)
4	Caixa 1 + água submergindo o crânio
5	Caixa 2 + água submergindo o crânio
6	Caixa 3 + água submergindo o crânio
7	Caixa 1 + caixa 3 + água entre as caixas
8	Caixa 1 + caixa 2 + água entre as caixas
9	Caixa 2 + caixa 3 + água entre as caixas
10	Caixa 1 + caixa 2 + caixa 3 + água entre as caixas

Avaliação das imagens

Para avaliação das imagens tomográficas foi utilizado o programa *Image J* versão 1.48i (U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, EUA). As ferramentas pós-processamento de brilho e contraste puderam ser ajustadas para garantir a melhor visualização. Um único avaliador, devidamente treinado, especialista em Radiologia Odontológica e com experiência em imagens tomográficas, realizou as mensurações, sendo estas em momentos distintos para evitar fadiga visual.

Regiões de interesse (ROI) foram determinadas em um corte axial padrão das imagens das três cabeças ainda com tecidos moles (imagens padrão-ouro). Em cada corte foram selecionadas áreas representativas, em maxila e mandíbula, de tecidos dentários e de osso alveolar, tanto para região anterior como posterior. Assim sendo, foram selecionadas, para cada cabeça isoladamente, quatro ROI por arcada, sendo estas: dente anterior, osso alveolar anterior, dente posterior e osso alveolar posterior. As mensurações consistiram em áreas quadrangulares de 3 x 3 mm para as regiões anteriores e 4 x 4 mm para as posteriores (Figuras 5 e 6). Essas determinações iniciais nas imagens padrão guiaram as ROI nas imagens com os materiais simuladores, garantindo que a região a ser avaliada fosse sempre a mesma.

As áreas eram mensuradas e assim determinados todos os valores de cinzas, expressos em *pixels*, presentes em cada região. Para as regiões anteriores foram obtidos 144 valores de cinza e para as posteriores 256 para cada cabeça (Figuras 7 e 8).

Figura 5. Determinação das ROI anteriores (dente e osso alveolar) em maxila.

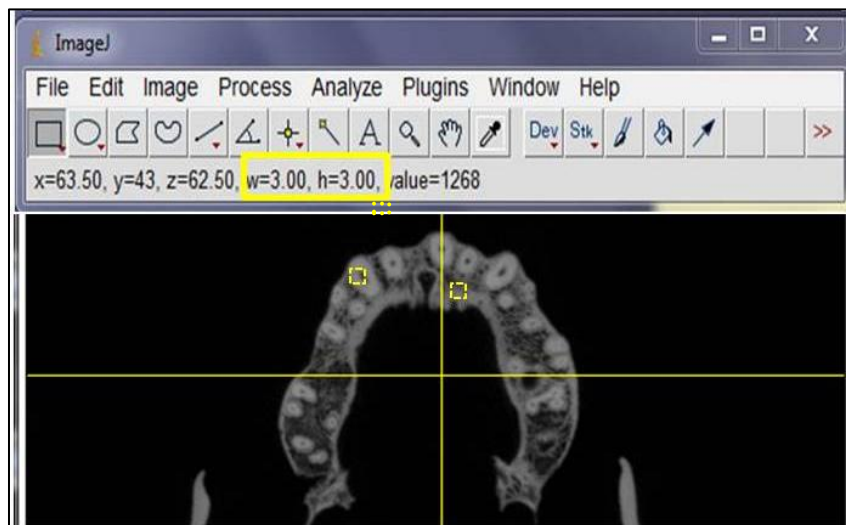


Figura 6. Determinação das ROI posteriores (dente e osso alveolar) em maxila.

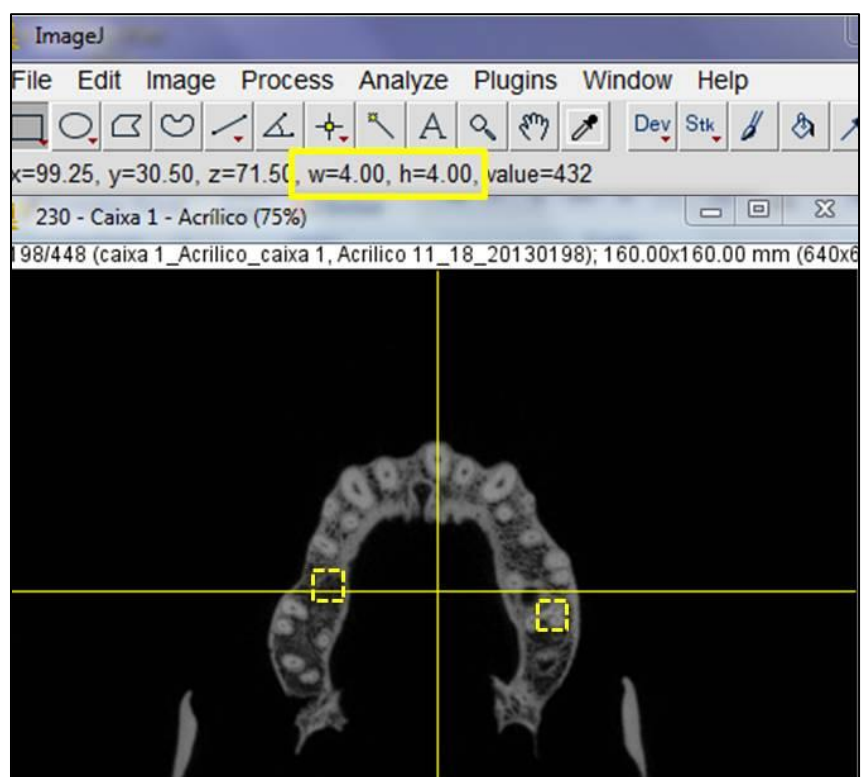


Figura 7. Representação dos 144 valores de cinza expressos em *pixels* gerados em uma ROI anterior.

Results												
File	Edit	Font	Results									
	X394	X395	X396	X397	X398	X399	X400	X401	X402	X403	X404	X405
Y141	486	682	846	968	1054	1098	1242	1374	1410	1354	1320	1310
Y142	678	840	980	1088	1154	1178	1312	1382	1372	1322	1320	1312
Y143	804	944	1068	1170	1228	1242	1348	1382	1358	1348	1388	1364
Y144	938	1086	1174	1196	1182	1164	1242	1396	1462	1374	1308	1328
Y145	1020	1128	1184	1184	1158	1134	1224	1354	1410	1340	1300	1330
Y146	1116	1174	1196	1180	1142	1112	1218	1312	1348	1306	1304	1346
Y147	1164	1192	1206	1190	1156	1126	1204	1258	1276	1260	1290	1334
Y148	1166	1188	1212	1210	1184	1156	1144	1172	1176	1172	1208	1244
Y149	1172	1192	1218	1222	1192	1160	1084	1096	1096	1092	1110	1122
Y150	1210	1214	1230	1216	1168	1122	1094	1106	1104	1090	1080	1066
Y151	1250	1240	1238	1206	1138	1080	1150	1162	1162	1140	1108	1078
Y152	1398	1328	1234	1176	1126	1076	1140	1104	1128	1142	1092	1074

Figura 8. Representação dos 256 valores de cinza expressos em *pixels* gerados em uma ROI posterior.

File	Edit	Font	Results												
	X219	X220	X221	X222	X223	X224	X225	X226	X227	X228	X229	X230	X231	X232	X233
Y212	2090	2016	2000	1932	1988	1850	1738	1798	1886	1790	1750	1912	2072	2218	2438
Y213	1950	1966	1954	1888	1882	1800	1786	1714	1602	1626	1798	1832	1686	1820	2204
Y214	2044	1940	1912	1918	1854	1832	1828	1680	1502	1586	1842	1868	1676	1780	1978
Y215	2082	1862	1832	1908	1802	1786	1788	1770	1750	1758	1764	1720	1664	1634	1692
Y216	1866	1842	1808	1828	1928	1802	1842	1800	1744	1746	1706	1638	1630	1588	1460
Y217	1802	1734	1678	1694	1782	1784	1808	1756	1700	1698	1650	1586	1582	1654	1498
Y218	1778	1682	1608	1608	1666	1698	1658	1550	1504	1556	1560	1528	1540	1498	1466
Y219	1840	1758	1664	1628	1626	1598	1424	1198	1164	1324	1436	1460	1492	1406	1480
Y220	1922	1850	1726	1636	1560	1590	1278	922	878	1116	1304	1360	1398	1570	1584
Y221	1956	1870	1724	1610	1486	1658	1308	924	872	1094	1252	1290	1328	1592	1582
Y222	1952	1848	1724	1652	1534	1684	1426	1148	1124	1276	1336	1334	1380	1454	1474
Y223	1944	1838	1758	1742	1654	1654	1506	1358	1376	1474	1458	1428	1488	1430	1420
Y224	1876	1778	1652	1764	1684	1776	1826	1654	1576	1528	1492	1526	1376	1410	1290
Y225	1660	1640	1584	1610	1586	1796	1828	1606	1454	1358	1366	1536	1508	1298	1294
Y226	1878	1794	1616	1468	1484	1666	1778	1652	1534	1386	1314	1450	1430	1292	1342
Y227	2350	2088	1692	1484	1506	1596	1722	1646	1584	1442	1316	1388	1332	1420	1416

Análise Estatística

As análises foram realizadas com auxílio do software *Statistical Package for Social Sciences* (SPSS) versão 13.0 para *Windows* (Chicago, IL, Estados Unidos). Para verificar a influência das regiões e dos simuladores e a interação entre estes nos valores de *pixels*, foi realizado o teste de ANOVA de dois fatores seguido de Tamhane como *teste post-hoc*. O nível de significância adotado foi de 5% e todos os testes foram bicaudais.

ANEXO 1: Aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo CEP da FOP-UNICAMP

15/4/2014

Comitê de Ética em Pesquisa - Certificado



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 "**Validade da água e do acrílico como materiais simuladores de tecidos moles em estudo in vitro realizado com tomografia computadorizada de feixe cônico**", protocolo nº 129/2013, dos pesquisadores Maria Augusta Portella Guedes Visconti, Francisco Haiter Neto, Gustavo Machado Santaella e Karina Lopes Devito, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 11/12/2013, com alterações em 17/12/2013.

The Ethics Committee in Research of the Piracicaba Dental School - University of Campinas, certify that the project "**Validity of water and acrylic materials such as soft tissue simulators in vitro study performed with cone beam computed tomography**", register number 129/2013, of Maria Augusta Portella Guedes Visconti, Francisco Haiter Neto, Gustavo Machado Santaella and Karina Lopes Devito, 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 on Dec 11, 2013; with alterations on Dec 17, 2013.

Prof. Dr. Felipe Bevilacqua Prado
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Profa. Dra. Livia Maria Andakó Tenuta
Coordenadora
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.

ANEXO 2: Carta de confirmação da submissão do artigo intitulado “**Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an *in vitro* study using cone beam computed tomography**”

Dentomaxillofacial Radiology

Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an in vitro study using cone beam computed tomography

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Full Title:	Validity of water and acrylic as soft tissue simulation materials in an in vitro study using cone beam computed tomography
Short Title:	Water and acrylic as soft tissue simulation materials in CBCT
Article Type:	Research Article
Keywords:	Cone beam computed tomography; soft tissue; simulators
Corresponding Author:	Maria Augusta Visconti UNICAMP
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	UNICAMP
Corresponding Author's Secondary Institution:	
First Author:	Maria Augusta Visconti
First Author Secondary	
Order of Authors:	Maria Augusta Visconti
	Gustavo Santaella
	Karina Devito
	Eduardo Urbano
	Luciana Asprino
	Francisco Haiter-Neto
Order of Authors Secondary	
Manuscript Region of Origin:	BRAZIL

Abstract:	Objective: To validate the materials water and acrylic as soft tissue simulators in an in vitro study conducted with cone beam computed tomography (CBCT). Methods: We used three human heads, with soft tissues intact, to determine the "gold standard". These heads were submitted to CBCT exams, and subsequently stripped and scanned again, this time with different types of soft tissue simulators, following the same acquisition protocol. For soft tissue simulation, three acrylic boxes of differing thicknesses (0.5, 1.0, and 1.5 cm) were prepared. These boxes were used separately, combined together, and in combination with water, totaling ten different types of simulators. A single experienced evaluator did measurements in four regions of interest for the maxilla and mandible, including teeth and alveolar bone. The regions of interest consisted of quadrangular areas, in which all gray values were determined, expressed in pixels. Results: Both the region evaluated as well as the types of simulators tested directly affected the pixel values obtained. The acrylic boxes with 0.5 and 1.5 cm thickness were the simulators that more closely resembled the gold standard, presenting no significant difference. However, this similarity was observed only for the maxilla, limited to the anterior tooth and alveolar bone regions. Conclusion: The simulation of soft tissues done solely with acrylic was the one closest to human soft tissues in the CBCT images.
Suggested Reviewers:	