

**ESCOLA BAHIANA DE MEDICINA E SAÚDE PÚBLICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

Igor Ednardo Santos César

**AVALIAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO CANAL
MANDIBULAR EM PROTÓTIPOS BIOMÉDICOS
ESTEREOLITOGRÁFICOS**

SALVADOR

2013

IGOR EDNARDO SANTOS CÉZAR

**AVALIAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO CANAL
MANDIBULAR EM PROTÓTIPOS BIOMÉDICOS
ESTEREOLITOGRAFICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, como requisito parcial para qualificação no Mestrado em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

**Orientadora: Prof.^a Dr.^a Livia Prates Soares
Zerbinati**

SALVADOR

2013

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Cabula da EBMSP**

C 387 César, Igor Ednardo Santos

Avaliação do posicionamento do canal mandibular em protótipos biomédicos estereolitográficos. / Igor Ednardo Santos César – Salvador: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. 2013.

54 f.

Dissertação (Mestrado) – Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. Requisito parcial para qualificação no Mestrado em Odontologia, área de concentração Implantodontia, 2014.

Orientação: Prof^a. Dr^a Livia Prates Soares Zerbinati.

1. Protótipos biomédicos 2. Canal mandibular. I. Zerbinati, Livia Prates Soares. II. Escola Bahiana de Medicina e Saúde. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

AVALIAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO CANAL MANDIBULAR EM PROTÓTIPOS BIOMÉDICOS ESTEREOLITOGRAFICOS

IGOR EDNARDO SANTOS CÉZAR

Comissão Julgadora:

Prof^a. Dr^a. Livia Prates Soares Zerbinati - *Orientadora*
Doutora em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
Professora Adjunta da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Prof. Dr. Antônio Márcio Teixeira Marchionni
Doutor em Laser
Professor dos cursos de graduação e pós-graduação da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Prof^a. Dr^a. Sandra de Quadros Uzêda Gonzalez
Doutora em Morfologia em Processos Interativos dos Órgãos e Sistemas
Professora de Anatomia Humana da Universidade Federal da Bahia
Professora em Centros de Ensino em Pós-graduação e Especialização em Odontologia

Prof. Dr. Sandro Bittencourt Sousa
Doutor em Clínica Odontológica (área Periodontia)
Professor dos cursos de graduação e pós-graduação da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

Membro Suplente:

Prof. Dr. Fernando Bastos Pereira Júnior
Doutor em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial
Professor dos cursos de graduação e pós-graduação da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública
Professor do curso de graduação em odontologia da Universidade Estadual de Feira-de-Santana

“O aumento do conhecimento é como uma esfera dilatando-se no espaço: quanto maior a nossa compreensão, maior o nosso contato com o desconhecido.”

Blaise Pascal

Aos meus maiores incentivadores: Meus pais **Valdiêr e Teresa**, e a minha esposa **Alanna**

AGRADECIMENTOS

A **Deus** por...

A **Alanna**, minha esposa e a quem deveria atribuir co-autoria desta obra. Pelo seu amor e por ter, nos primeiros momentos como casados, abstinido a momentos de lazer para ser companheira também na incansável elaboração deste trabalho.

A minha orientadora Prof^a. Dr^a. **Lívia Prates Soares Zerbinati** meus sinceros agradecimentos pela orientação que me concedeu e por ter sido um exemplo de competência e educação. Demonstrou a todo instante que a gentileza e a parceria são muito mais estimulantes que a rispidez.

Ao Prof. Dr. **Maurício Andrade Barreto**, docente de implantodontia, e com quem procuro cada vez mais estreitar os laços de amizade, que com sua dedicação, habilidade e ensinamentos, fez despertar interesse por conhecimento contínuo na área.

Ao Prof. Dr. **Erasmus de Almeida Junior** (e a **UNIME**), ao Prof. Dr. **José Aderval Aragão** (e a **UFS**), e ao colega **Antônio Lucindo Pinto de Campos Sobrinho** que emprestaram, de maneira solidária, peças anatômicas indispensáveis para elaboração deste trabalho.

A **José Aloysio Carvalho Oliveira**, colega de profissão, eterno professor e velho amigo, que doou seu conhecimento, seu tempo e seu equipamento para que as tomografias fossem realizadas com a qualidade que é lhe é habitual.

A todos os **docentes do mestrado** em odontologia pela dedicação e ensinamentos transmitidos, alicerces fundamentais para a minha formação.

Aos **colegas de curso e amigos de sempre**, pelo companheirismo de tantos momentos que transformaram a trajetória no mestrado muito mais agradável.

Aos doutores **Antônio Márcio Teixeira Marchionni**, **Atson Carlos de Souza Fernandes**, **Fernando Bastos Pereira Junior**, **Emilena Maria Castor Xisto Lima**, **Sandra de Quadros Uzêda Gonzalez** e **Sandro Bittencourt Sousa** que contribuíram, através de importantes sugestões, para a melhoria deste trabalho.

MUITO OBRIGADO!

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

3D: Tridimensional

®: Marca registrada

CAAE: Certificado de Apresentação para Apreciação Ética

CD-ROM: *Compact Disc Read Only Memory* - Disco Compacto com Memória Apenas para Leitura

cm: Centímetro(s)

CTBMF: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial

DICOM: *Digital Imaging Communications in Medicine* - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina

EBMSP: Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública

EPI: Equipamento de Proteção Individual

FOV: *Field of View* – Campo de Visão

Gantry: Suporte circular onde se encontra a ampola de raios-X

kVp: Kilovoltagem pico

LASER: *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação

mA: Miliampere

mAs: Miliamperagem por segundo

min: Minuto(s)

mm: Milímetro

n^o: Número

p: Probabilidade de erro ou variabilidade amostral

pixel: É a menor unidade gráfica de uma imagem digital

PR: Prototipagem Rápida

s: Segundo

SLA: *Stereolithography* - Estereolitografia

STL: *Standard Triangulation Language* - Linguagem Padrão de Triangulação

TC: Tomografia Computadorizada

UNIME: União Metropolitana de Educação e Cultura

UFS: Universidade Federal de Sergipe

USA: *United States of America* - Estados Unidos da América

Voxels: *Volumetric Picture Element* - Unidade que compõe a imagem volumétrica.

VS: Vertical Superior: Distância em altura entre o canal mandibular e o limite superior

VI: Vertical Inferior: Distância em altura entre o canal mandibular e o limite inferior

HL: Horizontal Lingual: Distância em largura entre o canal mandibular e o limite lingual

HV: Horizontal Vestibular: Distância em largura entre canal mandibular e o limite bucal

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. REVISÃO DISCUTIDA DA LITERATURA	15
2.1 - Seleção e Preparo do Paciente:	15
2.2 - Processo de Aquisição de Imagem:.....	17
2.3 - Armazenamento e transferência dos arquivos de imagem:.....	17
2.4 - Manipulação das imagens	18
2.5 - Conversão das imagens e construção do protótipo	19
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	20
ABSTRACT	21
REFERÊNCIAS	22
MANUSCRITO II.....	24
RESUMO	25
4. INTRODUÇÃO.....	26
5. METODOLOGIA.....	28
5.1 - Aspectos Éticos	28
5.2 - População e Amostra.....	28
5.3 - Exames de Tomografia Computadorizada	29
5.4 - Obtenção dos Biomodelos.....	30
5.5 - Instrumentos de Coleta de Dados e Mensurações.....	31
5.6 Análise dos Dados	39
6. RESULTADOS	41
7. DISCUSSÃO.....	45
8. CONCLUSÃO.....	51
ABSTRACT	52
REFERÊNCIAS	53
ANEXOS	

APRESENTAÇÃO

Este trabalho trata-se de uma dissertação de mestrado em odontologia, com área de concentração em implantodontia, apresentado ao programa de pós-graduação em odontologia da Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública. O trabalho consiste em duas partes. A primeira é uma revisão de literatura com relação ao tema principal proposto, sob a forma de Manuscrito I intitulado: "Critérios para Obtenção de Protótipos Biomédicos Precisos". A segunda parte do trabalho basea-se na pesquisa científica, apresentando informações acerca da metodologia e resultados, sob a forma do Manuscrito II intitulado: "Avaliação do Posicionamento do Canal Mandibular em Protótipos Biomédicos Estereolitográficos". Trata-se de um estudo experimental *in vitro*, cujo objetivo é comparar o posicionamento do canal mandibular em mandíbula seca com o do seu protótipo estereolitográfico.

MANUSCRITO I

**CRITÉRIOS PARA OBTENÇÃO DE PROTÓTIPOS
BIOMÉDICOS PRECISOS**

RESUMO

Os protótipos biomédicos são artefatos sólidos que reproduzem estruturas anatômicas de interesse. Eles são frutos do contínuo avanço tecnológico envolvendo os campos da saúde, engenharia e informática, aplicados na busca incessante por meios que facilitem e aprimorem o diagnóstico, planejamento e a execução de procedimentos cirúrgicos. Na odontologia, estes dispositivos têm conquistado grande atenção, principalmente nas especialidades de cirurgia bucomaxilofacial e implantodontia. A capacidade de os biomodelos copiarem com fidelidade as peças originais é ponto-chave para sua aplicabilidade e, por isso, sempre existiu a preocupação em mensurar e quantificar o nível de discrepância entre ambos. Este trabalho tem o intuito de analisar estudos sobre fidelidade de protótipos biomédicos através de uma revisão de literatura, visando identificar os elementos que podem influenciar na alteração de suas precisões.

Palavras-chaves: Anatomia; Implantodontia; Radiologia.

1. INTRODUÇÃO

A tecnologia de prototipagem rápida foi inicialmente apresentada pela engenharia mecânica, com as funções de testar a adaptação, avaliar a forma e prever a facilidade de montagem de produtos antes da produção em larga escala. A partir de então, sua aplicabilidade se alastrou em outros campos, incluindo a área da saúde.¹ Isto pode ser atribuído às vantagens que a tecnologia oferece, como a fabricação rápida, a possibilidade de utilizar diversas matérias-primas e a capacidade de produzir complexos modelos tridimensionais.²

Para previsibilidade e precisão em intervenções cirúrgicas é preciso mais que domínio das técnicas e instrumentais relativos ao procedimento; requer que todo o conhecimento esteja adaptado as demandas e características específicas da anatomia do paciente.³ Uma ótima visualização tridimensional dessa anatomia pode ser conseguida confeccionando um modelo de tamanho natural, servindo como uma cópia dimensionalmente acurada do que o cirurgião encontrará durante o procedimento cirúrgico.⁴ É aqui que o uso de biomodelos prototipados entram como um importante complemento para auxiliar num diagnóstico e planejamento individualizados.

A eficácia e as vantagens proporcionadas pelos protótipos no campo da saúde têm sido descritas por muitos autores.⁴⁻⁹ A capacidade de ofertar meio para realização de procedimentos cirúrgicos mais ágeis, precisos, seguros e previsíveis é frequentemente citada. Por essa razão, a utilização dessa tecnologia tem se difundido, e cada vez mais ganhado espaço como recurso de última geração entre os cirurgiões-dentistas para o planejamento avançado e a realização de procedimentos mais complexos, sobretudo nas especialidades de cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial e implantodontia.¹⁰⁻¹⁴

Diferente do que ocorre nos planejamentos virtuais, os biomodelos físicos têm a vantagem de serem palpáveis.² É fácil e intuitivo para um cirurgião trabalhar com eles, é como se estivesse realmente segurando a peça anatômica real.¹⁵ Estes permitem ao cirurgião planejar e praticar uma operação envolvendo osteotomias usando ferramentas cirúrgicas fisicamente. Isso resulta em planejamento mais minucioso e personalizado, com consequente economia de tempo cirúrgico,^{9,16} redução de riscos e complicações,¹⁵ e maior confiança na tomada de decisões.⁶

Este grande potencial de mudar e melhorar tratamentos está diretamente ligado a capacidade de os biomodelos em replicar com alto grau de fidelidade as estruturas anatômicas.¹⁷ Por essa razão, a qualidade dos protótipos nas áreas odontológica e médica tem sido o foco de alguns estudos.¹⁷⁻²¹ O valor de precisão atribuído aos protótipos é variável e, de acordo com a literatura, discrepâncias mínimas entre a fonte e o biomodelo existem.

O caminho para aquisição de um protótipo é longo. Várias etapas se sucedem desde o preparo do paciente para captura da imagem, até os cuidados com o modelo pós-manufatura. Entender e identificar os muitos fatores que podem alterar sua qualidade é importante para ajustar caminhos que levem a gerar um biomodelo preciso.^{5,17,22-26} Por essa razão, o objetivo deste manuscrito é o de reunir informações, por meio de uma revista da literatura, sobre protótipos biomédicos, enfatizando em identificar os fatores capazes de influenciar a fidelidade dos mesmos.

2. REVISÃO DISCUTIDA DA LITERATURA

Segundo Meurer et al.²⁴, para a evolução e compreensão do processo de fabricação de protótipos, é preciso que engenheiros entendam conceitos de diagnóstico por imagens e cirurgia, e que radiologistas e cirurgiões trafeguem pelo mundo da informática e dos processos de fabricação. Winder e Bibb²⁷, salientaram que os operadores dos softwares de imagem devem possuir experiência significativa e conhecimento de imagens médicas, de processamento do modelo 3D, design assistido por computador, software de manufatura e engenharia.

Choi et al.¹⁸, em 2002, fizeram um estudo comparando medições diretas realizadas em crânio seco, modelo virtual 3D e em modelo físico de prototipagem rápida e aproveitaram para acompanhar o processo de produção dos biomodelos e identificar e discutir fatores que pudessem causar erros dimensionais em cada fase da produção. Eles subdiviram as fontes de erro em controláveis e em não controláveis. Algumas potenciais fontes de erro não são passíveis de serem controladas ou alteradas pelo solicitante do biomodelo, tampouco pelo técnico ou radiologista que intermedeia o processo; como por exemplo, alterações dimensionais inerentes a cura de alguns materiais utilizados, limitações de softwares, algoritmos de construção da imagem, entre outros. A nossa discussão limitar-se-á aos fatores do alcance de um clínico e técnico cuidadosos, dando ênfase aos erros controláveis, visando a obtenção de protótipos fiéis.

2.1 - Seleção e Preparo do Paciente:

A opção pela construção de um protótipo em detrimento de técnicas menos honrosas, deve ser reservada apenas aos casos em que houver real benefício ao paciente, desconsiderando qualquer modismo ou mercantilismo. Para Alamri et al.²⁵, o grande benefício dos biomodelos não está para os procedimentos cirúrgicos com técnicas bem descritas e consagradas, mas para os casos complexos em que uma abordagem individualizada é requerida.

Em contrapartida, Salles et al.²⁶, relataram que, para todos os casos, modelos confeccionados pela técnica de estereolitografia permitem a percepção tátil da anatomia e patologia em

estudo, oferecendo diversas vantagens como a simulação, planejamento cirúrgico e comunicação do cirurgião com o paciente. Em relação à simulação do procedimento, alegam existir a vantagem de diminuição de cerca de 30% do tempo operatório.

Freitas et al.¹⁶, em 2010, realizaram um estudo exploratório quantitativo, onde abordaram as técnicas de obtenção e utilização dos biomodelos, documentaram os requerimentos e registraram as percepções dos cirurgiões-dentistas solicitantes de protótipos biomédicos. Em suas análises, buscaram avaliar o motivo da solicitação, a técnica empregada na confecção, a área e extensão do protótipo e a compreensão quanto à vantagem ou não na utilização destes por parte dos solicitantes. A percepção dos solicitantes foi de que a participação do protótipo no total dos custos foi considerada baixa, além de destacarem o valor dos biomodelos nas fases de planejamento, diagnóstico e simulação de cirurgias e como fator de aperfeiçoamento e melhoria dos procedimentos.

Para obter imagens de boa qualidade, o paciente deve ser avaliado, receber as informações necessárias e ser preparado antes de ser submetido aos exames de captação. Estes procedimentos devem evitar superexposição a radiação e também minimizar os artefatos de imagem que trazem efeitos nocivos e alteram os contornos reais do objeto.¹⁶

Adereços de metal e próteses removíveis devem ser retirados antes da digitalização. A boca deve ser mantida aberta durante o processo para evitar que artefatos produzam a fusão entre os dentes superiores e inferiores.^{13,15} O paciente deve ser orientado a ficar imóvel durante todo o tempo de aquisição da imagem para não alterar o processo de captura e formação da mesma.⁵

Artefatos relacionados a restaurações dentárias metálicas precisam ser posteriormente removidos por instrumentos de computação gráfica, sendo um processo demorado, enfadonho, e que muitas vezes interfere negativamente no resultado final.¹⁷ Visando a minimizar a produção desses artefatos, deve-se posicionar o paciente com o plano oclusal paralelo ao plano de corte axial; tal manobra restringe os artefatos à região das coroas dentárias, diminuindo o número de cortes a ser editado manualmente.²⁴

2.2 - Processo de Aquisição de Imagem:

Winder e Bibb²⁷, discutiram problemas associados com a prototipagem rápida e descreveram que, dos inúmeros passos requeridos para a construção de um modelo, a imagem capturada é o principal fator incorporador de erros; e que a alta qualidade da imagem 3D volumétrica da anatomia a ser modelada, é necessária.

Na aquisição das imagens é desejável a obtenção de um volume único de todo o segmento a ser estudado, utilizando cortes bastante finos.²⁵ É fundamental considerar que a exposição do paciente à radiação é um fator limitador, sendo responsabilidade do radiologista a escolha do melhor protocolo de obtenção, buscando um equilíbrio entre qualidade do protótipo e dose de radiação.²⁸

Em teoria, a espessura de corte deve ser a menor possível para uma boa reconstrução 3D. Apesar de Chilvarquer et al.²² e Safira et al.²⁹ relatarem obter excelentes resultados com espessuras de corte de 1mm em seus trabalhos, o mais comum é encontrar a indicação de espessuras de corte ainda inferiores, com exames em maior resolução, quando o propósito do mesmo for a confecção de um biomodelo.^{1,2,4-6,10,12}

O *Field Of View* (FOV) deve englobar toda a região de interesse. Para a face e crânio um FOV de 250mm é suficiente¹⁴, mas deve-se trabalhar com FOVs menores se a área a ser representada no protótipo assim permitir^{9,11,18}. Quanto menor for o FOV, maior a qualidade da imagem, pois assim, aplica-se a matriz disponível a uma área menor²⁴.

O *gantry*, em princípio, não deve ser inclinado durante a aquisição das imagens, pois alguns *softwares* de manipulação das imagens ainda não permitem a compensação dessa inclinação, produzindo protótipos com alterações dimensionais^{10,17,18}.

2.3 - Armazenamento e transferência dos arquivos de imagem:

A falta de padronização dos formatos de imagem é um dos problemas que pode ser encontrado. O formato *digital imaging and communications in medicine* (DICOM) é hoje um

padrão da indústria de equipamentos médicos e, por ser mundialmente aceito, é o que confere maior interoperabilidade entre sistemas computacionais e equipamentos médicos.^{6,23} Nem todos os tomógrafos exportam arquivos no padrão DICOM (particularmente os equipamentos mais antigos).⁵ Assim, é importante verificar, previamente, junto aos centros de captura de imagem e de prototipagem, a compatibilidade entre o formato das imagens e o *software* para tratamento e edição destas.

No arquivamento e transferência dos arquivos de imagem, o volume de dados pode ser um problema. Cada imagem em formato DICOM com matriz de aquisição de 512×512 *pixels* gera um arquivo de 512 Kbytes por corte.²⁸ Uma TC de crânio, cumprindo-se as exigências para a construção de um bom protótipo, pode gerar um volume de dados próximo a 100 Mbytes.¹⁸ Assim, ferramentas de compactação podem ser úteis no momento da transferência.

Os arquivos podem ser armazenados em qualquer mídia disponível, desde que esta apresente capacidade para grandes volumes de dados. Os CDs regraváveis (tipo R/W) devem ser evitados, pois há relatos de não terem sido reconhecidos por alguns *softwares* de edição, ou mesmo por apresentarem uma volatilidade maior no arquivamento dos dados, dificultando sua futura recuperação.²⁴

2.4 - Manipulação das imagens

Há um processo que visa a separar os dados de interesse do conjunto de informações disponibilizadas pela tomografia computadorizada. No caso dos protótipos para cirurgias bucomaxilofaciais ou em implantodontia, em que o objeto de estudo é a peça óssea, a segmentação visa à separação da porção óssea dos tecidos adjacentes.¹⁷

A manipulação ou edição das imagens é realizada em *softwares* específicos¹⁷, e entre as ferramentas disponíveis para a segmentação das imagens, o *threshold* é bastante utilizado e baseia-se na definição de intervalos de densidade que expressem, por exemplo, somente os *voxels* que correspondam a tecido ósseo.^{2,12} Esse limiar deve ser escolhido cuidadosamente, porque as discrepâncias podem resultar em mais ou menos osso ser detectado, o que pode comprometer a qualidade do protótipo.^{12,27}

Em alguns casos, é necessária a edição manual das imagens, com ferramentas como cortar, apagar e selecionar; esta edição é especialmente útil em áreas com artefatos de imagem provenientes de próteses ou restaurações dentárias.^{11,24} Estas imagens devem ser manipuladas por pessoal especializado, para evitar distorções que possam afetar a reprodução exata da anatomia.^{12,27}

2.5 - Conversão das imagens e construção do protótipo

O formato do arquivo fornecido pelo tomógrafo não é reconhecido pelos equipamentos de prototipagem; assim, as imagens tomográficas devem ser convertidas para um formato de imagem utilizado nos processos de prototipagem; o formato padrão é o STL.¹⁴ Este arquivo é então trabalhado em *software* específico para prototipagem, por um profissional que tem nesse momento a chance de editar para a correção de eventuais inconsistências na superfície, no fechamento dos triângulos, na otimização do número de triângulos, e na escolha da orientação de construção mais apropriada à geometria da peça em questão; etapa conhecida como planejamento de processo.^{17,21,24}

Para a construção, os arquivos STL devem ser transmitidos para o computador da estação de prototipagem. Após a transferência, a construção do modelo é automática na maioria dos processos. A construção pode levar várias horas, dependendo do número de camadas e da altura do protótipo.^{17,18}

Muito da fidelidade final de um protótipo também é inerente ao processo de fabricação e ao material do qual este é feito. Segundo os trabalhos de Murugesan et al.¹⁹, Ibrahim et al.²⁰, Volpato et al.²³ e Meurer et al.²⁴, há uma superioridade na capacidade de reprodutibilidade, com alta precisão nos modelos, quando confeccionados pelos processos de estereolitografia e polyjet.

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A confecção dos protótipos é um procedimento extremamente complexo, pois envolve muitas etapas (exame imaginológico, processamento de imagens, manufatura) e cada uma delas pode ser fonte de distorções e erros. Não se conseguiu ainda quantificar exatamente quanto cada fonte de erro contribui para a imprecisão, e nem há conclusão no estudo da fidelidade mínima necessária para a aplicação de protótipos nas suas diversas funcionalidades.

No entanto, pequenos cuidados por parte do solicitante, como a seleção de centros de imagem e manufatura confiáveis, escolha de um tipo de protótipo adequado para os seus requisitos, e orientações pontuais ao paciente e aos profissionais da cadeia de processos, podem gerar efeitos positivos no grau de fidelidade de um protótipo.

ABSTRACT

The biomedical prototypes are artifacts that reproduce solid anatomical structures of interest. They are the result of the continuous technological advancement involving the fields of health, engineering and computer science, applied the incessant search for means to facilitate and improve the diagnosis, planning and execution of surgical procedures. In dentistry, these devices have gained much attention, particularly in the specialties of oral and maxillofacial surgery and implantology. The ability of biomodels faithfully copy the original parts is the key for its applicability and, therefore, has always been a concern to measure and quantify the level of discrepancy between both. This paper aims to analyze the results of studies on fidelity prototypes biomedical through a literature review, focusing on identifying the elements that can contribute effectively to the improvement of their accuracies.

Keywords: Anatomy; Implantology; Radiology.

REFERÊNCIAS

- 1 - Anchieta MVM, Quaresma MM, Salles FA. Rapid prototyping applied to maxillofacial surgery. In: Hoque ME, editor. *Advanced Applications of Rapid Prototyping Technology in Modern Engineering*. Rijeka, Croatia: InTech; 2011, 153–72.
- 2 - Asaumi J, et al. Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001, 30: 330-335.
- 3 - Schendel SA, Molina HH, Rachmiel A, Aizenbud D. The future in craniofacial surgery: computer-assisted planing. *RMMJ* 2012, 3(2): 1-8.
- 4 - Curcio R, et al. Use of models in surgical predictability of oral rehabilitations. *Acta Cir Bras* 2007, 22: 387-95.
- 5 - Carvalho EM. Prototipagem na odontologia: obtenção e uso. In: *Atualização em Prótese Dentária – Procedimentos Clínico e Laboratorial*. 14. Sao Paulo, 2007. p.157-168.
- 6 - Menezes PDF, Sarmiento V, Lamberti P. Aplicação da prototipagem rápida em implantodontia. *Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics*. 2008, 6(3): 39-44.
- 7 - Escossia J, et al. Esteriolitografia: um moderno método auxiliar de diagnóstico e planejamento utilizado na odontologia. *Implantnews* 2008, 5: 279-83.
- 8 - Sykes LM, et al. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prothetics. *Int J Prosthodont* 2004, 17: 454-9.
- 9 - Kuhionsvri JN, Thomé G, Vieira RA, Schwonbach ER, Andreolla, ET. A utilização da prototipagem como ferramenta de diagnóstico em implantodontia. *Arq Cent Estud Curso Odontol Univ Fed Minas Gerais* 2007, 43(4): 155-161.
- 10 - Meurer E, et al. Biomodelos de prototipagem rápida em Cirurgia em CTBMF. *Revista Brasileira de Cirurgia e Periodontia* 2003, 3(1): 172-80.
- 11 - Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003, 18: 571-577.
- 12 - Seitz H, et al. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. *International Congress Series* 2004, 1268: 567-572.
- 13 - Robiony M, et al. Accuracy of virtual reality and stereolithographic models in maxillofacial surgical planning. *J Craniofac Surg* 2008, 19: 482-9.
- 14 - Orentlicher G, Goldsmith D, Horowitz A. Applications of 3-Dimensional Virtual Computerized Tomography Technology in Oral and Maxillofacial Surgery: Current Therapy. *J Oral Maxillofac Surg* 2010, 68: 1933-1959.
- 15 - Lal K, et al. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant

planning and placement. Part I. The concept. J Prosthodont 2006, 15: 51-58.

16 - Freitas SAP, Costa PM, Ribeiro RC. Uso da prototipagem biomédica em odontologia. Odontol. Clín. Cient. 2010, 9(3): 223-227.

17 - Choi JY, et al. Analysis of erros in medical rapid prototyping models. International J Oral and Maxillofac Surgery 2002, 31: 23-32.

18 - Kragstkov J, et al. A Comparison of Three-Dimensional Computed Tomography Scans and Stereolithographic Models for Evaluation of Craniofacial Anomalies. J Oral Maxillofac Surg. 1996, 54(4): 402-11.

19 - Murugesan K, et al. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. J Indian Prosthodont Soc 2012, 12(1): 16-20

20 - Ibrahim D, et al. Dimension accuracy of selective laser sintering and three dimensional printing of models for craniomaxillar anatomy reconstruction. J Cranio Maxil Surg 2008, 36: 443.

21 - Pinheiro SS. Avaliação da fidelidade de protótipos de mandíbulas secas humanas obtidos pelo sistema de 3DPTM a partir de imagens captadas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico. João Pessoa 2007. [Dissertação de Mestrado em Odontologia - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Paraíba].

22 - Chilvarquer I, et al. A Estereolitografia na Implantodontia Avançada: Conceitos, Indicações e Usos. Revista ImplantNews 2004, 1(1): 69-72.

23 - Volpato N, et al. Prototipagem Rápida - Tecnologias e Aplicações. 1.ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2007.

24 - Meurer MI, et al. A aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando á obtenção de protótipos biomédicos. Radiol Bras 2008, 41.

25 - Alamri HM, et al. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. Gen Dent 2012, 60(5): 390-400.

26 - Salles FA, Anchieta MVM, Carvalho GP. Estereolitografia auxiliando o planejamento cirúrgico em enfermidades orais. RBPO 2002, 1(1): 54-60.

27 - Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. Journal of Oral & Maxillofacial Surgery 2005, 63(7), 1006-1015.

28 - Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc 2006, 72: 75-80.

29 - Safira LC, et al. Avaliação da fidelidade de biomodelos de prototipagem rápida - estudo experimental *in vivo*. Revista ImplantNews 2011, 8(2): 161-6.

MANUSCRITO II

**AVALIAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO CANAL
MANDIBULAR EM PROTÓTIPOS BIOMÉDICOS
ESTEREOLITOGRAFICOS**

RESUMO

Protótipos são considerados cópias fidedignas de determinados objetos e estruturas. Quando utilizados no campo da saúde, replicando a anatomia humana, podem ser úteis, não só como artefatos de recurso didático e de comunicação, mas também em auxiliar no diagnóstico, planejamento, simulação e execução de cirurgias. Para que desempenhem grande parte destas funções à contento, a equivalência dimensional entre o modelo e a peça anatômica de origem é fundamental. A proposta deste trabalho foi avaliar, através de um estudo experimental, a precisão do posicionamento do canal mandibular de protótipos estereolitográficos comparando-os com o de mandíbulas humanas secas. Para isto, 10 mandíbulas (20 canais mandibulares) foram utilizadas e reproduzidas em biomodelos estereolitográficos transparentes com evidenciação dos canais mandibulares para que medições lineares, entre pontos pré-determinados, fossem realizadas e comparadas. Para análise dos dados foi utilizado o teste t de amostras pareadas, e valores de p inferiores a 0,05 foram considerados estatisticamente significativos. Os resultados obtidos demonstraram que há uma diferença relativa estatisticamente significativa de aproximadamente 10,21% entre as medidas obtidas em mandíbulas secas e biomodelos. Por fim, foi avaliada a similaridade e variabilidade das medições intra e inter-examinadores, e constatou-se uma forte concordância em ambos os casos, demonstrando a reprodutibilidade do método utilizado. Mais estudos são necessários antes que se utilize o canal mandibular de protótipos estereolitográficos como parâmetro para finalidade de uso clínico.

Palavras chave:

1. Anatomia 2. Implantodontia 3. Nervo mandibular 4. Mandíbula 5. Radiologia

4. INTRODUÇÃO

A ciência tem buscado prover suporte ao contínuo desafio dos cirurgiões-dentistas em oferecer excelência na precisão de diagnóstico, planejamento e tratamento das enfermidades crânio-faciais. Não por acaso, há um grande número de pesquisas e avanços em tecnologia biomédica, especialmente no ramo dos exames imaginológicos para o planejamento de terapias avançadas.¹⁻⁷ Desde as complexas cirurgias reconstrutivas até as delicadas cirurgias com implantes dentários têm se beneficiado desse progresso e oferecido respostas através de suas necessidades e resultados para que um contínuo avanço neste campo aconteça.⁸⁻¹²

A importância e a complexidade da região crânio-facial têm exigido mais que exames radiográficos convencionais bidimensionais para a obtenção de imagens úteis para um diagnóstico preciso. Estes exames isoladamente não proporcionam uma definição ou visão geral tridimensional da região anatômica de interesse, prejudicando as possibilidades de alcançar um entendimento correto acerca de uma enfermidade.^{1,8,13}

O advento das tomografias computadorizadas (TC) reduziu parte da imperfeição dos exames até então disponíveis e permitiu surgir novos caminhos para área da saúde, ampliando a qualidade, a definição e os ângulos pelos quais uma estrutura anatômica pudesse vir a ser analisada.^{12,13} Este ainda não é um recurso diagnóstico ilimitado nem universal e, para alguns casos mais complexos, imagens bidimensionais impressas de tomografia computadorizada também podem ser difíceis de avaliar.¹

Atualmente, existem os protótipos biomédicos, possibilitando uma visualização tridimensional em tamanho natural como se estivesse com a peça anatômica a ser operada em mãos. Isso possibilita eliminar dúvidas em relação ao diagnóstico, oportunizando a avaliação de curvaturas e variações repentinas de altura e volume, noção completa das proporções, inclinações, avaliação relativa entre as partes e uma percepção tátil ímpares.^{14,15}

Eles têm sido amplamente utilizados na odontologia, especialmente como auxiliar no diagnóstico, estudo para planejamento cirúrgico, simulação de procedimentos, análises anátomo-topográficas, confecção de próteses dentárias e faciais, como recurso didático, material de comunicação entre a equipe e com o paciente, parâmetro para comparações

posteriores, preparo de enxertos ósseos, cirurgias ortognáticas e distração osteogênica.^{2,3,5,6,14,15}

Diferentes materiais são utilizados para a confecção de protótipos, e variam de acordo com a finalidade da produção e a técnica de prototipagem a ser utilizada. Tomando como base o modelo virtual 3D criado a partir do exame de imagem, os sistemas de prototipagem rápida constroem biomodelos por dois métodos principais: pela subtração de material, através de uma variedade de tipos de fresas, reduzindo-o para a réplica física do modelo; ou pela construção sequencial, através da adição sucessiva de finas camadas de materiais específicos, tais como plásticos, resinas, cerâmicas, metais, entre outros, até formar uma cópia analógica de seu original.^{16,17}

Dentre os tipos de biomodelos disponíveis no mercado, existem os confeccionados pelo método de estereolitografia, que se baseia na polimerização, por camadas, de uma resina foto-sensível, através de um feixe de laser ultra-violeta. Estas peças possuem como vantagens a rapidez na confecção, transparência, e permitir que estruturas anatômicas internas de interesse sejam destacadas.¹⁸

Para que os protótipos tenham préstimo para a grande maioria de suas aplicações, é importante pré-requisito que haja exigente precisão dimensional na reprodução da peça anatômica que o originou. O biomodelo confeccionado pelo método de estereolitografia tem sido descrito como uma das alternativas mais confiáveis em termos de fidelidade dimensional de reprodução de uma peça anatômica e de estruturas alvo.¹⁹⁻²² Entretanto, faltam estudos na literatura científica que avaliem o grau de precisão das estruturas internas evidenciadas nesse tipo de biomodelo. Por essa razão, o objetivo deste trabalho é comparar o posicionamento do canal mandibular em mandíbula seca com o do seu protótipo estereolitográfico.

5. METODOLOGIA

5.1 - Aspectos Éticos

Esta pesquisa foi submetida à apreciação e validação pelo comitê de ética em pesquisa na plataforma Brasil sob número de registro **CAAE**: 13556513.1.0000.5544

Mandíbulas humanas secas, cedidas pelo Departamento de Morfologia da União Metropolitana de Educação e Cultura (UNIME), foram utilizadas na pesquisa, conforme a declaração em anexo (Anexo 1).

A totalidade dos custos relacionados a esta pesquisa foi financiada com recursos providos dos próprios autores (Anexo 2).

5.2 - População e Amostra

Foram selecionadas dez mandíbulas secas humanas do acervo da UNIME de acordo com os seguintes critérios de inclusão:

- Desdentadas posteriores bilaterais ou desdentadas totais;
- Alvéolos posteriores (a partir de primeiro premolar) cicatrizados;
- Integridade da estrutura anatômica de corpo;
- Ausência de fraturas ou de defeitos ósseos de superfície;

Depois de selecionadas, cada uma das mandíbulas foi aleatoriamente identificada com numeração de 01 a 10. Adesivos esféricos autocolantes de 1,2cm de diâmetro foram aderidos na região parasinfisária para permitir fácil distinção.

Equipamento de proteção individual (EPI), tais como: jaleco, gorro, luvas, máscara e óculos foram utilizados durante todo o período de manipulação das peças.

5.3 - Exames de Tomografia Computadorizada

Todas as mandíbulas foram submetidas ao exame de tomografia computadorizada, realizadas no mesmo aparelho, o tomógrafo computadorizado de feixe cônico para aplicações odontológicas i-CAT® (Imaging Sciences International, Philadelphia, USA), e executados pelo mesmo operador. Para a aquisição das imagens, as mandíbulas foram, uma por vez, por ordem numérica crescente, posicionadas no tomógrafo sobre um suporte fixo padrão, sem inclinações. As mandíbulas foram centralizadas com suas bases paralelas ao plano do amparo, usando como referência um feixe de luz laser para essa finalidade (Figura 1). Um disparo previo (Scout view) foi realizado para visualizar se o posicionamento da mandíbula no suporte estava adequado.

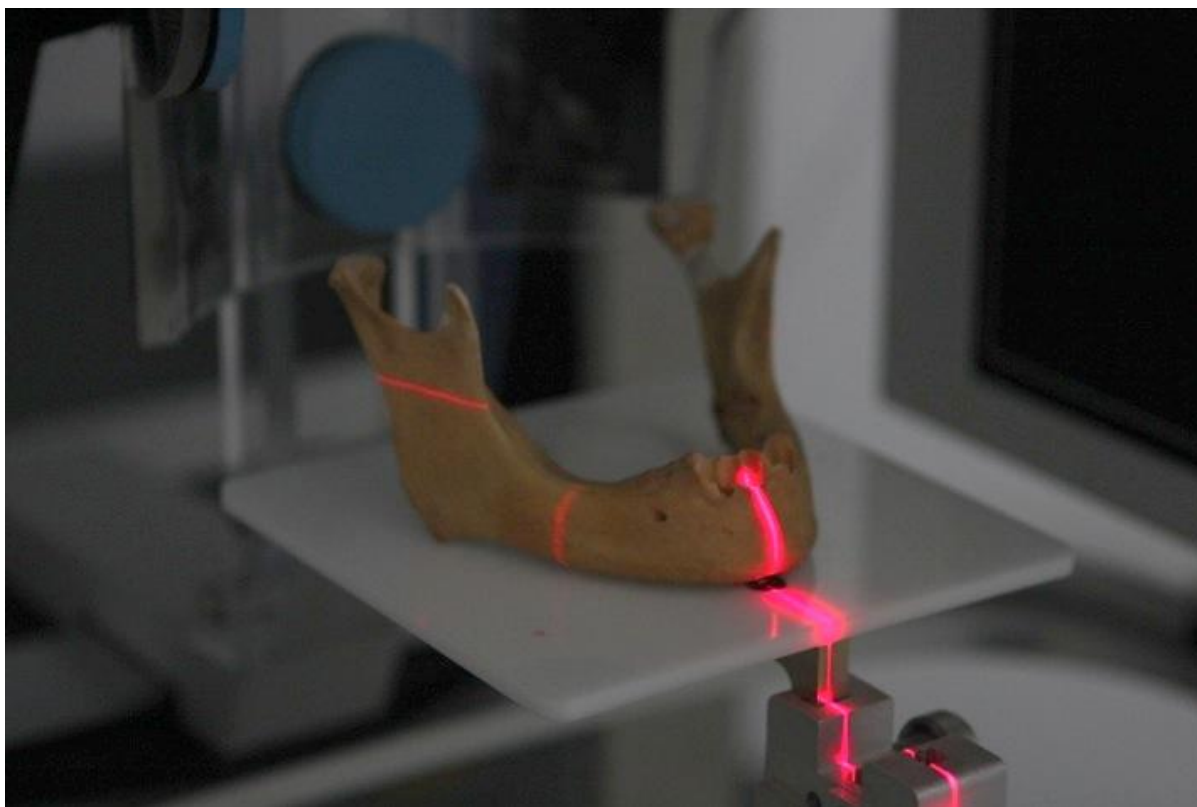


Figura 1: Feixes de laser guiando o posicionamento centralizado da mandíbula sobre o suporte horizontal no tomógrafo.

Seguindo as especificações recomendadas na literatura^{10,23,24}, o tomógrafo foi configurado para máxima resolução de aquisição das imagens, visando a obtenção de imagens nítidas em que pudessem localizar com facilidade os limites externos e de estruturas internas, oferecendo maior aproveitamento para confecção dos protótipos.

Um campo de abertura de 6cm (FOV) foi selecionado, para que toda a mandíbula pudesse ser incluída na imagem, excetuando-se os côndilos. Os intervalos de reconstrução foram de 0,2mm para cada secção axial e tamanho de voxels; e os fatores energéticos empregados foram de 120 kVp e 36 mAs.

Após a obtenção das imagens, estas foram analisadas pelo radiologista operador do tomógrafo para avaliar a qualidade das mesmas, e após a validação do exame para a construção de biomodelos, os arquivos foram armazenados numa mídia vírgem de CD-ROM no formato digital DICOM, que é padrão internacional para dispositivos de interconexão de imagens médicas.

5.4 - Obtenção dos Biomodelos

Os dados foram compactados e enviados via online para a empresa BioParts (BioParts – Prototipagem Biomédica, Brasília – DF, Brasil) com a orientação para confecção de protótipos estereolitográficos com evidência dos canais mandibulares.

Na BioParts os arquivos foram descompactados e convertidos do formato DICOM para arquivos STL utilizando o software DentalSlice Converter e, em seguida, exportados e processados pela máquina que confecciona o protótipo, a SLA-250 (3DSystems, Valencia, CA, USA).

Neste equipamento, um feixe de laser fez uma varredura passando por uma série de espelhos que o reorientaram até atingir a superfície de uma resina fotopolimerizável líquida. Esta primeira camada de resina foi então polimerizada e, em seguida, a plataforma onde se encontrava a resina sólida foi abaixada em um degrau de aproximadamente 0.01 mm. A resina líquida voltou a cobrir a superfície da camada já polimerizada e o procedimento foi repetido sobre a camada anterior, centenas de vezes, até que a peça estivesse completamente construída. Dessa maneira, o resultado final foi um modelo tridimensional sólido em resina para cada mandíbula.

O canal mandibular foi inserido como um segundo objeto 3D sobreposto ao primeiro, e para que esta estrutura ficasse evidenciada com uma coloração diferente, uma varredura mais

prolongada foi realizada na região pelo laser. Isto permitiu-nos observar esta estrutura através da transparência da estrutura principal do protótipo (Figura 2).



Figura 2: Mandíbula e seu protótipo estereolitográfico com canal mandibular evidenciado.

5.5 - Instrumentos de Coleta de Dados e Mensurações

Os arquivos dos exames, salvos no formato DICOM em CD-ROM, foram abertos no programa OsiriX Imaging Software® (Pixmeo SARL, Genebra, Suíça), funcionando num MacBook Pro com sistema operacional OS X (Apple Inc., USA), para visualização das reconstruções panorâmicas virtuais das mandíbulas em busca de cavidades císticas, dentes inclusos ou quaisquer reabsorções ou estruturas internas que pudessem vir a inviabilizar cortes seccionais ou medições nas mesmas. Estes artefatos tiveram sua localização estimada na peça anatômica, para que fossem evitados no momento dos cortes.

Cada hemiarco de mandíbula seca foi limpo com pano umedecido em água e depois protegido com isolante para resinas DeguCoat (Dentsply Indústria e Comércio Ltda. - Petrópolis - Rio de Janeiro - Brasil) para que fossem produzidas duas matrizes em resina acrílica incolor autopolimerizável VIPIFlash (VIPI Indústria Ltda - Pirassununga - São Paulo - Brasil) que

serviram de guia para os cortes e medições subsequentes. Uma tira de cera 7 (DentBras Indústria Ltda - Pirassununga - São Paulo - Brasil) foi interposta para evitar contato entre as resinas e a indesejada união entre as matrizes superior e inferior. Após a polimerização, as matrizes receberam acabamento com brocas de Tungstênio de acabamento fino, n° 79 (Komet Brazil - Santo André - SP) em motor de bancada Marathon 3 Champion (Talmax - Curitiba - PR), para então serem adaptadas sobre o biomodelo, onde deveriam se encaixar perfeitamente (Figuras 3 e 4).



Figura 3: Matrizes superior e inferior, confeccionadas em resina acrílica, com lâmina de cera 07 interposta para isolar as suas bordas.



Figura 4: Matrizes superior e inferior encaixadas adequadamente no biomodelo após receberem acabamento.

Com as matrizes em posição, cada mandíbula foi recortada em quatro localidades, compreendidas entre o forame mental e o ângulo interno do ramo; com duas secções por hemiarco. Para realização dos recortes foi utilizado um arco de serra tipo Ney e micro serras - (Bordente - São Paulo - Brasil), iniciando da extremidade superior, perpendicular ao corpo e em direção à base mandibular, tangenciando toda a estrutura (Figuras 5 e 6).

Em seguida, as matrizes de resina eram removidas dos segmentos de mandíbula e encaixadas nos biomodelos equivalentes. O espaçamento entre os fragmentos de matriz recortados deixava evidente o ponto de secção a ser reproduzido no biomodelo (Figura 7).

Porta matriz tipo Ivory n° 8 (JON - Produtos Odontológicos - São Paulo - SP), e fita matriz de aço inox de 5mm (JON - Produtos Odontológicos - São Paulo - SP), eram empregados para estabilizar os fragmentos de matriz de resina e reforçar os limites de recorte, impedindo

desvios da microserra e mantendo a equivalência da região de corte entre a mandíbula e seu protótipo (Figuras 8).

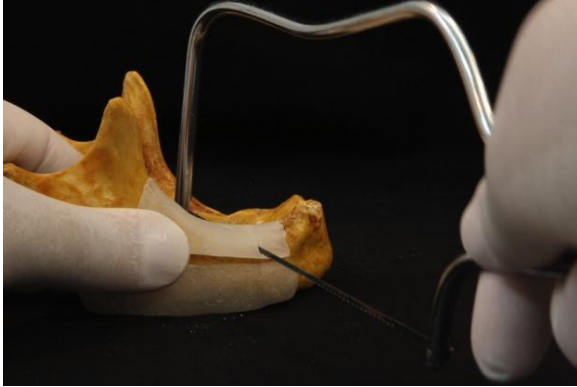


Figura 5: Recorte sendo iniciado com auxílio de micro serras.



Figura 6: Primeira secção efetuada, subdividindo a mandíbula e matrizes guias.



Figura 7: Segmentos de matriz encaixados no biomodelo, deixando claro o ponto de recorte a ser replicado.

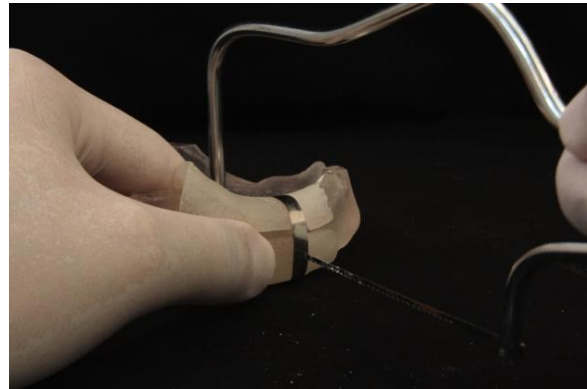


Figura 8: Fita matriz estabilizando os guias e impedindo desvios da micro serra na interface de recorte.

Ao final dos quatro recortes, cada mandíbula e biomodelo ficou subdividido em 5 partes, com 4 superfícies axiais para avaliação (Figura 9). Cada fragmento de mandíbula foi prontamente etiquetado com adesivos autocolantes identificando-os.

Além de exercerem a função de guias de corte, as matrizes de acrílico serviram para transferir as marcações que favoreciam a padronização dos pontos de referência para as mensurações, da mandíbula para o biomodelo (Figuras 10 e 11). Estas marcações foram realizadas com lápis grafite com pontas de 0,5mm, primeiramente na peça anatômica, depois transferida para matriz, e em seguida transportada para o biomodelo.



Figura 9: Mandíbula e seu respectivo biomodelo seccionados em 4 regiões, e seus fragmentos identificados.

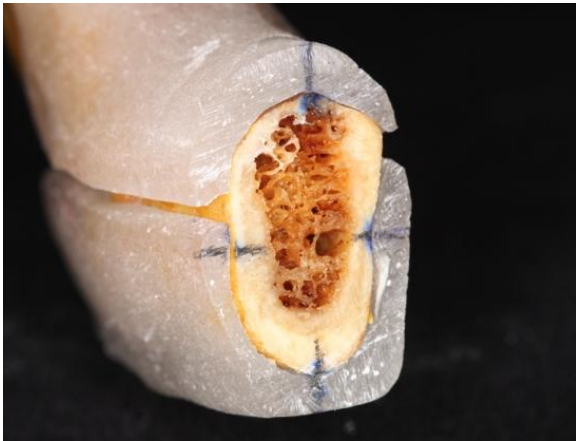


Figura 10: Marcações identificando os pontos de medição, transferidas da peça anatômica para os fragmentos de matriz.

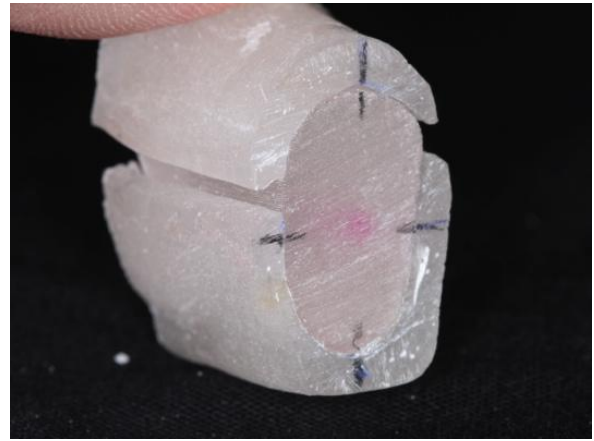


Figura 11: Matriz reposicionada no fragmento do biomodelo, permitindo transmitir as marcações nos mesmos pontos existentes na mandíbula seca.

Para mensuração das distâncias lineares entre o canal mandibular e as margens de cada peça, foi utilizado um paquímetro digital (série 727 - Starrett[®] Indústria e Comércio Ltda., Itu – São Paulo, Brasil), com precisão de 0,02mm. As medições diretas foram feitas tanto em mandíbula seca, quanto nos protótipos, por dois avaliadores, duas vezes, com um intervalo de

tempo de 7 a 10 dias entre as avaliações. Cada medida foi tabulada em planilhas específicas no programa Microsoft Excel[®] para posteriormente serem submetidas à análise estatística.

As medidas corresponderam a menor distância em altura e largura entre os pontos demarcados nos limites externos da peça (mandíbula ou biomodelo) e do canal mandibular. Para cada superfície de recorte foram realizadas quatro medidas, assim nomeadas:

- VS - Vertical Superior: Distância em altura entre o canal mandibular e a parede superior
- VI - Vertical Inferior: Distância em altura entre o canal mandibular e a parede inferior
- HL - Horizontal Lingual: Distância em largura entre o canal mandibular e a parede lingual
- HV - Horizontal Vestibular: Distância em largura entre o canal mandibular e a parede bucal



Figura 12: Aferição da medida VS sendo realizada com paquímetro digital em mandíbula seca.

5.6 Análise dos Dados

Foi aplicado o coeficiente de concordância de Lin para avaliar a reprodutibilidade das aferições intra e inter-examinadores, com intervalos de confiança de 95%.

Para cada medida linear, os erros dimensionais médio absoluto e relativo foram calculados, utilizando as fórmulas abaixo, encontradas nos estudos de Choi et al.²⁰, Ibrahim et al.²⁵ e Bomfim.²⁶

$$\text{Diferença Absoluta Média} = \text{Medida da mandíbula} - \text{Medida do Biomodelo}$$

$$\text{Diferença Relativa} = \frac{\text{Medida da mandíbula} - \text{Medida do Biomodelo} \times 100}{\text{Medida da mandíbula}}$$

Considerando-se as médias das medidas lineares obtidas, aplicou-se o teste t student, para comparações de conjuntos de medidas com nível de significância de 5%.

6. RESULTADOS

Ao todo, foram realizadas 4 medições para cada face de recorte, que fez um total de 16 medições por mandíbula. Como, no total, foram realizadas aferições em 10 mandíbulas e em seus 10 biomodelos, no total foram obtidas 320 medidas por cada examinador, em cada uma de suas avaliações. Todas as medidas foram registradas duas vezes por dois observadores, num intervalo de 07 a 10 dias entre elas, resultando em 1280 aferições realizadas no total.

O coeficiente de Lin foi utilizado para avaliar a consistência e reprodutibilidade das aferições. Para as análises de variabilidade intra-examinador, o teste demonstrou uma concordância muito forte tanto para o avaliador 1, de 0,9992 para as aferições em mandíbula e de 0,9989 para as aferições em protótipo, quanto para o avaliador 2, de 0,9991 para as aferições de mandíbula e de 0,9984 para as aferições em protótipo.

Em seguida, avaliou-se a variabilidade inter-examinadores. O teste de Lin demonstrou que entre os avaliadores 1 e 2 o coeficiente de correlação foi de 0,9977 para as aferições de mandíbula e de 0,9979 para as aferições em protótipo, demonstrando uma alta concordância e indicando reprodutibilidade do método utilizado (Tabela 1).

Tabela 1 - Resultados da aplicação do coeficiente de Lin para todas as medidas. Dados subdivididos em mandíbulas e protótipos, confrontando as aferições intra e inter-examinadores.

	Intra-examinadores		Inter-examinadores
	Avaliador 1	Avaliador 2	Avaliadores 1 e 2
Mandíbulas	0,9992	0,9989	0,9977
Protótipos	0,9991	0,9984	0,9979

Secções nas 10 mandíbulas e protótipos foram realizadas sem intercorrências, e todas as amostras puderam ser incluídas no estudo. Foi então avaliada a precisão de 20 canais mandibulares, com a medição anatômica sendo considerada como controle.

Para cada medida linear, o erro dimensional médio absoluto foi calculado como sendo a diferença entre a média dos valores obtidos nas aferições realizadas nas mandíbulas secas e o valor médio encontrado nos protótipos, expresso em milímetros. Em seguida, as diferenças relativas entre a peça anatômica e o protótipo foram também calculadas, usando a mandíbula

como referência padrão e com o resultado expresso em porcentagem, como demonstrados nas Tabelas 2 e 3. Foi utilizado um teste t de amostras pareadas, e valores de p inferiores a 0,05 foram considerados estatisticamente significativos.

Avaliando-se a diferença entre as médias das mensurações obtidas em cada hemiarco de mandíbula e protótipo, observa-se que apenas nas medidas realizadas em 3 dos 20 hemiprotótipos não houve diferença estatística significativa em relação às medidas obtidas nas hemimandíbulas secas (tabela 2).

Tabela 2 - Médias absoluta e relativa das diferenças encontradas entre as medições lineares de mandíbula e protótipo subdivididos por hemiarco. Diferença estatística com probabilidade de erro de 0,05 para nível de significância.

Mandíbula / Protótipo	Hemi-arco	Diferença Absoluta Média (mm)	Diferença Relativa Média (%)	Significância
1	Direito	0,74	12,83	p<0,05
	Esquerdo	0,67	11,53	p<0,05
2	Direito	0,62	13,07	p<0,05
	Esquerdo	0,47	10,17	p<0,05
3	Direito	0,71	22,60	p<0,05
	Esquerdo	0,42	13,45	p<0,05
4	Direito	0,08	11,06	p>0,05
	Esquerdo	0,19	14,82	p<0,05
5	Direito	0,39	07,37	p<0,05
	Esquerdo	0,53	13,08	p<0,05
6	Direito	0,09	00,75	p<0,05
	Esquerdo	0,49	11,81	p<0,05
7	Direito	0,42	11,16	p<0,05
	Esquerdo	0,24	08,94	p<0,05
8	Direito	0,29	04,01	p>0,05
	Esquerdo	0,48	09,17	p<0,05
9	Direito	0,47	07,45	p<0,05
	Esquerdo	0,49	08,16	p<0,05
10	Direito	0,06	07,07	p>0,05
	Esquerdo	0,26	05,76	p<0,05
MÉDIA GERAL		0,41	10,21	p<0,05

Quando os dados são agrupados para se analisar as diferenças encontradas em cada relação protótipo-mandíbula, existiu diferença significativa para todas as amostras. Na análise do conjunto total dos dados, um erro absoluto médio e um erro relativo médio significativos de 0,41mm e 10,21% foram encontrados. Os resultados expressos em valores positivos demonstram que as medidas no protótipo são, no geral, maiores que na mandíbula, então, há uma tendência em superestimar a distância entre as bordas da peça e o canal mandibular nos

biomodelos (tabela 3).

Tabela 3 - Médias absoluta e relativa das diferenças encontradas entre as medições lineares de cada mandíbula e protótipo. Diferença estatística com probabilidade de erro de 0,05 para nível de significância.

	Erro Dimensional Absoluto Médio (mm)	Erro Dimensional Relativo Médio (%)	Significância
Protótipo 1	0,71	12,18	p<0,05
Protótipo 2	0,55	11,62	p<0,05
Protótipo 3	0,57	18,02	p<0,05
Protótipo 4	0,14	12,94	p<0,05
Protótipo 5	0,46	10,22	p<0,05
Protótipo 6	0,29	6,28	p<0,05
Protótipo 7	0,33	10,05	p<0,05
Protótipo 8	0,39	6,59	p<0,05
Protótipo 8	0,48	7,81	p<0,05
Protótipo 10	0,16	6,41	p<0,05
MÉDIA GERAL	0,41	10,21	p<0,05

Adicionalmente, as mensurações foram ainda divididas de acordo com a região de onde foram obtidas. Assim, compararam-se as diferenças nas distâncias aferidas nos cortes mais anteriores dos protótipos, separadamente daquelas aferidas na região mais posterior dos protótipos, em relação às suas medidas correspondentes obtidas nas mandíbulas secas. Semelhante análise foi realizada subdividindo as mensurações horizontais das mensurações verticais. Os dados estão exibidos nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Média das diferenças absoluta e relativa por região de corte.

	Diferença Absoluta Média (mm)	Diferença Relativa Média (%)
Anteriores	0,42	10,11
Posteriores	0,39	10,31

Tabela 5 - Média das diferenças absoluta e relativa por eixo de aferição.

	Diferença Absoluta Média (mm)	Diferença Relativa Média (%)
Horizontais	0,38	13,79
Verticais	0,44	6,63

Além disso, as aferições foram segmentadas por tipo de medida realizada. Avaliando-se o erro dimensional a partir da comparação de todas as medidas lineares realizadas nas diferentes direções. Ademais, desvios-padrão foram calculados para todos as médias de valores medidos (tabela 6).

Tabela 6 - Média das diferenças absoluta e relativa, desvio padrão e erro máximo e mínimo encontrados para cada tipo de medida realizada.

	Erro Absoluto Médio (mm)	Erro Relativo Médio (%)	Erro Absoluto Mínimo (mm)	Erro Absoluto Máximo (mm)	Desvio Padrão
VS	0,33	4,67	0,03	2,16	0,658
VI	0,54	8,59	0,03	2,44	0,689
HV	0,34	7,85	0,00	1,69	0,415
HL	0,41	19,73	0,00	1,89	0,473

7. DISCUSSÃO

Localizar o canal mandibular com precisão é pré-requisito crítico para muitos dos procedimentos cirúrgicos realizados na mandíbula. A posição deste canal deve ser identificada como medida de segurança e prevenção em avaliações prévias nas cirurgias de remoção de terceiros molares impactados, instalação de implantes, de lateralização do nervo alveolar inferior, em cirurgias de enxerto em bloco quando esta for uma área receptora ou doadora, entre outros procedimentos²⁷⁻³¹. Nas cirurgias de implantes, por exemplo, cada milímetro é fundamental no diagnóstico e pode, inclusive, determinar se há, ou não, viabilidade de se instituir este recurso terapêutico^{28,31}.

Evitar danos ao nervo alveolar inferior é uma preocupação séria, pois, uma inadvertida incursão cirúrgica através do canal mandibular acarreta em elevada chance de ocorrer hemorragia, potencial formação de tecido fibroso com conseqüente menor área de osseointegração em torno do implante, além de desconfortantes alterações na função sensorial do nervo. Hiperestesia, parestesia ou anestesia crônicas poderão afetar a quietação e a qualidade de vida do paciente³²⁻³⁷.

Uma variedade de exames e técnicas de diagnóstico têm sido utilizados para detectar e estimar o posicionamento do canal mandibular. Estes incluem os exames radiográficos periapicais e panorâmicos, e mais recentemente, a tomografia computadorizada e os protótipos estereolitográficos. No entanto, estudos têm demonstrado a falta de precisão e confiabilidade das radiografias para este fim^{1,8,13}. Por outro lado, o advento dos exames imaginológicos tridimensionais tornou a determinação da localização do canal mandibular muito mais fidedigna^{12,13}, enquanto que a estereolitografia aparece como mais uma possibilidade para determinar o posicionamento deste canal, por meio da evidênciação desta estrutura num modelo físico palpável^{14,15,38}.

Se muitos artigos citam o alto grau de fidelidade dos biomodelos estereolitográficos^{2,7,18-21} e, se colocam no rol de suas aplicações a possibilidade de serem utilizados para guiar e simular procedimentos cirúrgicos, eliminar dúvidas diagnósticas e planejar cirurgias avançadas^{2,3,5,6,14,15,18}; não seria absurdo deduzir que as estruturas internas evidenciadas nestes

protótipos pudessem também servir para esses fins. No entanto, o grau de precisão do posicionamento dessas estruturas internas ainda não foi quantificado. Portanto, descobrir o nível de fidelidade desse recurso, ajuda a definir se esse artefato poderá ser utilizado para fins com maior exigência em precisão, ou se sua indicação se restringe a mera aplicação didática e de comunicação.

Na literatura científica, alguns estudos avaliaram a fidelidade de protótipos biomédicos^{19-21,25,38-47}. No entanto, nenhum registro de algum que avalie a precisão do posicionamento do canal mandibular em biomodelos confeccionados pelo método de estereolitografia foi encontrado. Quem chegou mais perto disto foi Santana et al³⁸, em 2012, que procurou identificar e mensurar a alça anterior do nervo mental neste tipo de protótipo, encontrando uma diferença média absoluta significativa de 0,40mm entre a mandíbula seca e o biomodelo.

A grande maioria dos estudos cujo o propósito é estimar o quão precisos são os biomodelos comparam aferições realizadas em pontos anatômicos pré-definidos apenas na superfície destes. Barker et al³⁹, por exemplo, compararam medidas efetuadas em crânio seco com suas réplicas estereolitográficas para encontrarem uma diferença média absoluta de 0,85mm, e uma imprecisão relativa de 1,57%. Enquanto que Choi et al²⁰, em estudo semelhante, obtiveram um erro linear médio de 0,62mm e um erro percentual médio de 0,56%.

Também utilizando crânio seco como controle, Tarf et al⁴⁴ fixaram esferas metálicas em sua superfície para marcar pontos de referência para as mensurações. Comparando o crânio a 7 modelos estereolitográficos, verificaram uma diferença absoluta de até 0,70mm. Com a mesma finalidade, Asaumi et al⁴⁰, utilizaram pontos de guta-percha sobre o crânio, antes dos exames tomográficos, para realizarem o estudo. Basearam-se em 17 medições entre 27 pontos anatômicos para encontrar um erro médio de 0,63%.

Kragstov et al¹⁹ investigaram a precisão de biomodelos comparando-os a imagens virtuais de reconstruções 3D, derivadas de exames tomográficos, de pacientes com diferentes enfermidades, e observaram uma variação dimensional média absoluta de 1,98mm e uma variação média relativa de 3,59%. Enquanto que Safira et al⁴³ encontraram, num estudo equivalente, diferença média de 0,44mm (0,85%).

Outros estudos, como os de Ibrahim et al²⁵, Berry et al⁴⁵, Bianchi et al⁴⁶, Shahbazian et al⁴⁷ e Murugesan et al⁴⁸, também buscaram avaliar o grau de fidelidade de protótipos dos mais diversos tipos, comparando distâncias entre pontos de suas superfícies aos equivalentes nas estruturas anatômicas que os originaram ou em seus modelos virtuais 3D, e chegaram a resultados com erro médio percentual que variaram de 0,13% a 4,03%.

Os valores de imprecisão média relativa encontrados nos estudos citados parecem estar bem abaixo dos 10,21% encontrados em nossa pesquisa. Em virtude das diferenças nas características destes trabalhos quando comparados ao nosso, fica difícil de realizar uma acareação direta de resultados.

A principal distinção entre estes estudos e o nosso está na natureza do que está sendo medido. O diferencial deste trabalho foi propor mensurar a fidelidade do posicionamento de uma estrutura interna evidenciada em protótipos biomédicos, enquanto que, em praticamente todos os estudos citados, buscou-se avaliar a imprecisão de biomodelos baseando-se em comparações de aferições realizadas em pontos superficiais.

Além do mais, diferente do que ocorreu com muitos destes estudos^{19,43,45,47,48}, utilizamos mandíbulas humanas secas para simular a situação *in vivo*, e as aferições realizadas sobre estas foram consideradas controle para todas as comparações. Trabalhos que comparam protótipos com imagens virtuais tridimensionais, baseam-se em modelos que já podem carregar alterações em relação às dimensões da peça anatômica que os originou, podendo não refletir exatamente os erros de produção de um protótipo^{19,20,26,40,42}.

Se considerarmos que aferimos coisas diferentes ao que vem sendo testado nos estudos sobre fidelidade em biomodelos, acreditamos que nossos protótipos e nossos resultados não podem ser considerados inferiores que os dos demais. Faz-se necessário que outros trabalhos disponham a mensurar o erro dimensional de estruturas internas, como o canal mandibular, para que um embate direto de resultados possa ser realizado.

O que se pôde observar é que, de maneira geral, as dimensões aferidas nos biomodelos foram significativamente superiores às das mandíbulas secas em nosso estudo. E, como um certo número de potenciais fontes de erro poderiam estar presentes em cada fase do processo,

refletimos sobre as etapas de aquisição, manipulação e aferições que poderiam servir de argumento para explicar esta discrepância.

Erros podem ser inculcados em quaisquer das várias fases do processo de confecção de um protótipo^{20,22,23}. O nosso alcance esteve em monitorar os erros controláveis, tomando o cuidado de optar por um tomógrafo de aplicações odontológicas citado na literatura²⁶, além de procurar evitar problemas na aquisição e segmentação das imagens seguindo protocolos de execução e configuração tal qual preconizados nos artigos científicos^{10,22-24} e solicitados pelo fabricante que produz os biomodelos.

Um descuido na manutenção das peças avaliadas também poderia ser razão para aumentar o erro dimensional encontrado entre mandíbula e protótipo. No entanto, isto só seria justificável se ocorresse um desgaste em todas as superfícies da peça anatômica, após os exames tomográficos, e em magnitude tão significativa quanto as das discrepâncias encontradas no estudo, o que é claramente improvável. Durante toda a pesquisa, mandíbulas e biomodelos foram acondicionados em recipientes rígidos, de maneira isolada e protegidos por plástico bolha para evitar qualquer dano às suas superfícies.

A possibilidade de erros advirem das aferições foram descritas por alguns autores. Choi et al²⁰ chegaram a afirmar que os erros de medição são inevitáveis. Em nosso caso, assim como o relatado por Barker et al³⁹ e Asaumi et al⁴⁰ percebemos o quão difícil era definir os pontos limites para medição num protótipo transparente. Diferentemente do que ocorre na peça anatômica, em que existe uma cortical óssea que delimita o canal mandibular e pôde servir como limite físico e referência; nos protótipos apenas a percepção de mudança de cor serviu como demarcador das bordas do canal, o que dificultava a localização exata dos seus limites.

A nossa confiança na metodologia utilizada e aferições executadas se dá pela forte concordância intra e inter-examinadores demonstrada pela análise estatística após as mais de 1200 aferições realizadas. Este resultado demonstra que as dificuldades envolvendo os marcos de localização e possíveis erros humanos nas aferições tiveram influência reduzida nos frutos de nosso trabalho.

Uma plausível explicação para a significativa diferença encontrada entre as aferições de protótipo e mandíbula pode estar na incompleta reprodução do formato do canal mandibular

nos biomodelos. Através de suas secções transversais observamos que enquanto os canais das mandíbulas secas apresentavam-se em formatos diversos, estes exibiam-se invariavelmente circulares nos biomodelos. Os protótipos parecem reproduzir adequadamente o trajeto dos canais mandibulares, mas não parece conseguir ser fiel em seu volume e formato, possuindo estas características padronizadas independente de como se apresentem nas peças anatômicas que os originou.

Evidentemente que essa padronização impede que os limites externos do canal mandibular sejam adequadamente respeitados e reproduzidos, pois, se a secção transversal do canal for um círculo para qualquer que seja o protótipo, isto pode potencialmente fazer diferir daquilo que é o formato real encontrado nas mandíbulas. Isto também explica, em parte, a variação de erro relativo encontrada entre diferentes mandíbulas e protótipos, especialmente nos resultados mais extremos do nosso estudo. Observamos, por exemplo, que no hemi-arco direito da mandíbula 03, um erro médio relativo de 22,60% ocorre com o seu protótipo, enquanto que a comparação entre o hemi-arco direito da mandíbula 06 e de seu protótipo demonstrou um erro médio relativo de 0,75%. Coincidentemente, o formato do canal mandibular desta última era naturalmente pouco volumoso e arredondado e, portanto, teve os resultados da comparação muito menos afetados por se apresentar com características mais próximas daquilo que encontramos inalteradamente nos protótipos. Enquanto que a mandíbula 03 apresentava um canal mandibular notadamente volumoso e disforme, reproduzido no biomodelo, assim como nos demais, de maneira circular e volume padrão. Para distâncias mais reduzidas, como acontece nas mandíbulas mais atroficas e nas medidas HL de todas as mandíbulas, essa deficiência de volume do canal representado no biomodelo, pode refletir numericamente em uma imprecisão percentual significativa.

Não esteve em nosso alcance descobrir se essa característica se deu por um erro humano, sob responsabilidade do operador encarregado de demarcar o canal mandibular no modelo virtual antes da manufatura do protótipo, ou se trata de uma limitação da ferramenta do software utilizado para este fim.

Concordantes na premissa de que a precisão seja essencial para a aplicabilidade dos biomodelos, poucos autores ousaram quantificar, e divergem quando estimam, uma margem de erro aceitável para os protótipos. Asaumi et al⁴⁰, calculam que uma variação relativa de 2% é aceitável e não suficiente para inviabilizar o uso no auxílio a procedimentos cirúrgicos,

enquanto que Kragstov et al¹⁹ e Silva et al⁴⁹ consideraram como ótima a precisão de 3,59% e 2,67% encontradas em seus estudos, para o mesmo fim.

Não foi o propósito do presente estudo descobrir se os planejamentos ou simulações feitos utilizando o canal mandibular em protótipos estereolitográficos determinam uma melhoria nos resultados das cirurgias da região posterior da mandíbula. As implicações que estes desvios, entre o que é representado no protótipo e o que ocorre de fato na peça anatômica, ganham maior ou menor relevância dependendo da aplicação e especificidade a que se pretende dar ao biomodelo. Em implantodontia, por exemplo, a medida VS é de maior interesse por tratar da medida referente ao leito disponível para o implante. Apesar do erro médio absoluto para esta medida ser de apenas 0,33mm, a dispersão dos valores encontrados em relação a média não pode ser desconsiderada. Esses erros podem não ser considerados irrelevantes se transportados para clínica, pois uma superestimação da distância para o canal mandibular se traduz em aprofundar o implante com chance potencial de violação do nervo alveolar. Nesta especialidade, sua aplicabilidade deve ser avaliada cautelosamente, pois qualquer milímetro é fundamental e gera impacto capaz de alterar importantes decisões terapêuticas. Para que biomodelos sejam utilizados como mero recurso didático e de comunicação com o paciente, uma maior magnitude de discrepância pode ser considerada ainda como desprezível¹⁵.

Por se tratar de um primeiro experimento com o propósito de avaliar a precisão de estruturas internas evidenciadas em protótipos estereolitográficos, é certo que tanto quanto respostas, dúvidas também surgiram. A realização de novos estudos para avançar neste campo e comparar com os nossos achados são bem recomendados. Um trabalho com natureza e propósitos semelhantes possibilitaria uma acariação direta de resultados; quiçá a simples alteração da empresa responsável pela manufatura dos biomodelos, e/ou do software e operador utilizados para demarcar o canal mandibular no modelo virtual, resultará em novos valores de discrepâncias, gerando subsídios para um embate com este trabalho.

8. CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada, pode-se concluir que:

- Há diferença estatística significativa entre as medidas realizadas em mandíbula seca e nos seus respectivos biomodelos. E, de maneira geral, as distâncias mensuradas da superfície até o canal mandibular tendem a ser maiores nos protótipos estereolitográficos.
- O método de aferição mostrou-se adequado, pois houve uma forte correlação entre os avaliadores tanto para as medidas na peça anatômica, quanto para as medidas realizadas nos protótipos.
- Mais estudos são necessários antes que se utilize o canal mandibular de protótipos estereolitográficos como parâmetro para finalidade de uso clínico. Recomenda-se cautela e consciência em suas aplicações, e estudos complementares na área.

ABSTRACT

Prototypes are considered reliable copies of certain objects and structures. When used in the health field, replicating the human anatomy, can be useful not only as artifacts of teaching resource and communication, but also to assist in the diagnosis, planning, simulation and execution of operations. To perform many of these functions to the satisfaction, the equivalence between the model and dimensional anatomic source is critical. The purpose of this study was to evaluate, through an experimental study, the positioning accuracy of the mandibular canal prototype estereolitográficos comparing them with the dried human mandibles. For this, jaws 10 (20 mandibular canals) were used and reproduced in biomodels estereolitográficos with transparent disclosure of the mandibular canals to linear measurements between predetermined points, were performed and compared. For data analysis we used the paired samples t test, and P values less than 0.05 were considered statistically significant. The results showed that there is a statistically significant difference relative to approximately 10.21% of the measurements obtained in dry mandibles and mandible models. Finally, we evaluated the similarity and variability of measurements within and between examiners, and found a strong correlation in both cases, demonstrating the reproducibility of the method used. More studies are needed before they use the mandibular canal estereolitográficos prototypes as a parameter for purpose of clinical use.

Keywords:

1. Anatomy 2. Implantology 3. Mandibular nerve 4. Jaw 5. Radiology

REFERÊNCIAS

- 1 - Hashimoto K, et al. Diagnostic efficacy of three-dimensional images by helical CT for lesions in the maxillofacial region. *J Oral Sci* 2000, 42(4): 211-219.
- 2 - Salles FA, Anchieta MVM, Carvalho GP. Estereolitografia auxiliando o planejamento cirúrgico em enfermidades orais. *RBPO* 2002, 1(1): 54-60.
- 3 - Curcio R, et al. Use of models in surgical predictability of oral rehabilitations. *Acta Cir Bras* 2007, 22: 387-95.
- 4 - Seitz H, et al. Rapid Prototyping models for surgical planning with hard and soft tissue representation. *International Congress Series* 2004, 1268: 567-572.
- 5 - Sykes LM, et al. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont* 2004, 17: 454-9.
- 6 - Kuhionsvri JN, Thomé G, Vieira RA, Schwonbach ER, Andreolla, ET. A utilização da prototipagem como ferramenta de diagnóstico em implantodontia. *Arq Cent Estud Curso Odontol Univ Fed Minas Gerais* 2007, 43(4): 155-161.
- 7 - Escossia J, et al. Esteriolitografia: um moderno método auxiliar de diagnóstico e planejamento utilizado na odontologia. *Implantnews* 2008, 5(3): 279-83.
- 8 - Nigro F, Francischone CE, Francischone Junior, CE. Confiabilidade, precisão e limitações das cirurgias guiadas por imagem na Implantodontia. *ImplantNews* 2010, 7(5): 685-693.
- 9 - Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 2005, 63(7): 1006-1015.
- 10 - Mayrink G, Asprino L, Moreira RWF, Paschoal GHL, Noritomi P, Moraes M. Using biomodels for maxillofacial surgeries: 10 years of experience in a Brazilian public service. *Braz. j. oral sci* 2011, 10(4): 294-296.
- 11 - Balasundaram I, Al-Hadad I, Parmar S. Recent advances in reconstructive oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2012, 50(8): 695-705.
- 12 - Alamri HM, et al. Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. *Gen Dent* 2012, 60(5): 390-400.
- 13 - Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006, 72: 75-80.
- 14 - Menezes PDF, Sarmiento V, Lamberti P. Aplicação da prototipagem rápida em implantodontia. *Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics* 2008, 6(3): 39-44.
- 15 - Freitas SAP, Costa PM, Ribeiro RC. Uso da prototipagem biomédica em odontologia. *Odontol. Clín. Cient.* 2010, 9(3): 223-227.

- 16 - Carvalho EM. Prototipagem na odontologia: obtenção e uso. In: Atualização em Prótese Dentária – Procedimentos Clínico e Laboratorial. 14. Sao Paulo, 2007. p.157-168.
- 17 - Volpato N, et al. Prototipagem Rápida - Tecnologias e Aplicações. 1.ed. São Paulo: Edgard Blucher, 2007.
- 18 - Chilvarquer I, et al. A Estereolitografia na Implantodontia Avançada: Conceitos, Indicações e Usos. Revista ImplantNews 2004, 1(1): 69-72.
- 19 - Kragstov J, et al. A Comparison of Three-Dimensional Computed Tomography Scans and Stereolithographic Models for Evaluation of Craniofacial Anomalies. J Oral Maxillofac Surg. 1996, 54(4): 402-11.
- 20 - Choi JY, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. International J Oral and Maxillofac Surgery 2002, 31: 23-32.
- 21 - Chang PS, et al. The accuracy of stereolithography in planning craniofacial bone replacement. J Craniofac Surg 2003, 14: 164-70.
- 22 - Queiroz L. Protótipos para processos cirúrgicos mais precisos. In: (www.bioparts.com.br) 2012.
- 23 - Meurer MI, et al. A aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando á obtenção de protótipos biomédicos. Radiol Bras 2008, 41.
- 24 - Naitoh M, et al. Comparison between cone beam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2010, 109: 25-31.
- 25 - Ibrahim D, et al. Dimension accuracy of selective laser sintering and three dimensional printing of models for craniomaxillar anatomy reconstruction. J Cranio Maxil Surg 2008, 36: 443.
- 26 - Bomfim TR. Avaliação da acurácia de reconstruções panorâmicas geradas a partir de tomografia computadorizada: estudo experimental *in vitro* com mandíbulas secas humanas. Salvador 2011. [Dissertação de Mestrado em Odontologia - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia].
- 27 - Carter RB, Keen EN. The intramandibular course of the inferior alveolar nerve. J. Anat 1971, 108(3): 433-440.
- 28 - Misch CE, Crawford EA. Predictable mandibular nerve location: a clinical zone of safety. Int J Oral Implantol. 1990, 7: 37.
- 29 - Hirsch JM, Branemark PI. Fixture stability and nerve function after transposition and lateralization of the inferior alveolar nerve and fixture installation. Br J Oral Maxillofac Surg. 1995, 33: 276-281.
- 30 - Cardoso LC, et al. Uso da prototipagem para lateralização do nervo alveolar inferior / Prototyping use for lateralization of the inferior alveolar nerve. ImplantNews 2011, 8(3): 331-336.

- 31 - Davarpanah M. Manual de implantodontia clínica. 1.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2003.
- 32 - Ellies LG. Altered sensation following mandibular implant surgery: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1992, 68: 664–671.
- 33 - Wismeijer D, Waas MA, Vermeeren JI, Kalk W. Patient`s perception of sensory disturbances of the mental nerve before and after implant surgery: a prospective study of 110 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1997, 35: 254–259.
- 34 - Dao TT, Mellor A. Sensory disturbances associated with implant surgery. *Int J Prosthodont.* 1998, 11: 462–469.
- 35 - Bartling R, Freemant K, Kraut RA. The incidence of altered sensation of the mental nerve after mandibular implant placement. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999, 14: 1408–1410.
- 36 - Libersa T, Savignat M, Tonnel A. Neurosensory disturbances of the inferior alveolar nerve: a retrospective study of complaints in a 10-year period. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007, 65: 1486–1489.
- 37 - Naitoh M, et al. Observation of bifid mandibular canal using cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009, 24(1): 155-9
- 38 - Santana RR, et al. Accuracy of cone beam computerized tomography and a three-dimensional stereolithographic model in identifying the anterior loop of the mental nerve: a study on cadavers. *J Oral Implantol* 2012, 38(6): 668-76.
- 39 - Baker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australas Radiol* 1994, 38(2): 106-11.
- 40 - Asaumi J, et al. Comparison of three-dimensional computed tomography with rapid prototype models in the management of coronoid hyperplasia. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001, 30: 330-335.
- 41 - Pinheiro SS. Avaliação da fidelidade de protótipos de mandíbulas secas humanas obtidos pelo sistema de 3DPTM a partir de imagens captadas por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico. João Pessoa 2007. [Dissertação de Mestrado em Odontologia - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Paraíba].
- 42 - Robiony M, et al. Accuracy of virtual reality and stereolithographic models in maxillofacial surgical planning. *J Craniofac Surg* 2008, 19: 482-9.
- 43 - Safira LC, et al. Avaliação da fidelidade de biomodelos de prototipagem rápida - estudo experimental *in vivo*. *Revista ImplantNews* 2011, 8(2): 161-6.
- 44 - Tarf RM, Kondor S, Grant GT. Accuracy of rapid prototype models for head and neck reconstruction. *J Prosthet Dent* 2011, 106(6): 399-408.
- 45 - Berry E, et al. Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering. *Med Eng Phys* 1997, 19: 90-7.

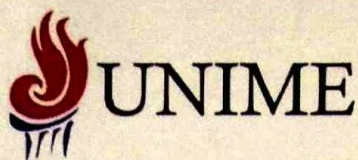
46 - Bianchi SD, et al. The validation of stereolithographic anatomical replicas: the authors' own experience and a review of the literature. *Radiol Med* 1997, 94(5): 503-10.

47 - Shahbazian M, Jacobs R, Wyatt J, et al. Accuracy and surgical feasibility of a CBCT-based stereolithographic surgical guide aiding autotransplantation of teeth: in vitro validation. *J Oral Rehabil*. 2010, 37: 854-9.

48 - Murugesan K, et al. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *J Indian Prosthodont Soc* 2012, 12(1): 16-20

49 - Silva DN, Oliveira GM, Meurer E, Meurer MI, Silva LJV, Santa-Bárbara A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg* 2008, 36(8): 443-9.

ANEXO 1 – Declaração de cessão de mandíbulas pela UNIME.

**UNIME - UNIÃO METROPOLITANA DE EDUCAÇÃO E CULTURA****FAS – FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E DA SAÚDE – CURSO DE ODONTOLOGIA**Avenida Luiz Tarquinio Pontes, 600 - Centro, Lauro de Freitas - BA
CEP: 42700-000 Telefone: (71) 3378-8900**DECLARAÇÃO**

Declaro, para o propósito de realização de pesquisa científica, que disponibilizamos 10 (dez) mandíbulas secas humanas, existentes em nosso acervo, para a realização do trabalho de pesquisa intitulado: **“Avaliação da precisão dimensional do posicionamento do canal mandibular em protótipos biomédicos estereolitográficos de mandíbulas secas de cadáveres humanos”** cujos pesquisadores são o aluno de mestrado em Odontologia da EBMS - Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública, Igor Ednardo Santos César, e a sua orientadora Prof^ª. Dr^ª. Livia Prates Soares Zerbinati.

Saliento que ao final da pesquisa peças anatômicas utilizadas no experimento e biomodelos gerados serão utilizados como recurso didático nesta instituição.

Lauro de Freitas (BA), 05 de Abril de 2013

Prof. Dr. Erasmo de Almeida Junior
Cirurgião - Dentista
CRO - BA 2081

Prof. Dr. Erasmo de Almeida Junior

Coordenador Responsável pelo Banco de Tecidos Humanos e Laboratório de Anatomia Humana da UNIME
União Metropolitana de Educação e Cultura

ANEXO 2 – Declaração de financiamento próprio.**DECLARAÇÃO DE FONTES DE FINANCIAMENTO**

Declaramos que a pesquisa intitulada “**Avaliação do posicionamento do canal mandibular em protótipos biomédicos estereolitográficos**” será custeada com recursos próprios não trazendo nenhum custo para Escola Bahiana de Medicina e Saúde Pública (EBMSP), nem para outras instituições.



Livia Prates Soares Zerbinati
Orientadora



Igor Ednardo Santos César
Orientado

Salvador, Dezembro de 2012