

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS – REGIONAL CATALÃO
UNIDADE ACADÊMICA ESPECIAL DE GESTÃO E NEGÓCIOS
MESTRADO PROFISSIONAL EM GESTÃO ORGANIZACIONAL

João Henrique Dayrell de Castro

UM ESTUDO SOBRE A APLICABILIDADE DA PROTOTIPAGEM 3D NA
GESTÃO DAS CIRURGIAS ODONTOLÓGICAS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CATALÃO, 2018

**TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS
DE TESES E
DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG**

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: ☒ **Dissertação** ☐ **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação:

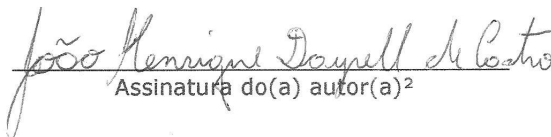
Nome completo do autor: João Henrique Dayrell de Castro

Título do trabalho: Um estudo sobre a aplicabilidade da prototipagem 3D na gestão das cirurgias odontológicas

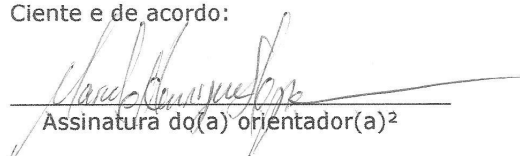
3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento ☒ **SIM** ☐ **NÃO**¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.


Assinatura do(a) autor(a)²

Ciente e de acordo:


Assinatura do(a) orientador(a)²

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente
- Submissão de artigo em revista científica
- Publicação como capítulo de livro
- Publicação da dissertação/tese em livro

²A assinatura deve ser escaneada.

JOÃO HENRIQUE DAYRELL DE CASTRO

UM ESTUDO SOBRE A APLICABILIDADE DA PROTOTIPAGEM 3D NA
GESTÃO DAS CIRURGIAS ODONTOLÓGICAS

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Gestão Organizacional pela Universidade Federal de Goiás – Regional Catalão.

Orientador:
Marcelo Henrique Stoppa

CATALÃO

2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Dayrell de Castro , João Henrique

Um Estudo sobre a Aplicabilidade da Prototipagem 3D na Gestão
das Cirurgias Odontológicas [manuscrito] / João Henrique Dayrell de
Castro . - 2018.

46 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Henrique Stoppa.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Unidade
Acadêmica Especial de Gestão e Negócios, Catalão, Programa de Pós
Graduação em Gestão Organizacional (profissional), Catalão, 2018.

Bibliografia.

Inclui lista de figuras.

1. Implantodontia. 2. Prototipagem. 3. Impressão 3D. 4. Tomografia
Computadorizada. I. Stoppa, Marcelo Henrique , orient. II. Título.

CDU 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
REGIONAL CATALÃO

MESTRADO PROFISSIONAL EM GESTÃO ORGANIZACIONAL

ATA DE SESSÃO PÚBLICA DE EXAME DE DEFESA DA DISSERTAÇÃO DO MESTRADO PROFISSIONAL NO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM GESTÃO ORGANIZACIONAL DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

No dia vinte e seis (26) de março de 2018, às 15:00 horas, na sala 215 do Bloco Multifuncional (Universidade Federal de Goiás/Regional Catalão), **JOÃO HENRIQUE DAYRELL DE CASTRO**, discente do Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Gestão Organizacional (52001016061P6) da Universidade Federal de Goiás, expôs, em sessão pública, o exame de defesa da dissertação intitulada **UM ESTUDO SOBRE A APLICABILIDADE DA PROTOTIPAGEM 3D NA GESTÃO DAS CIRURGIAS ODONTOLÓGICAS**, para a Comissão de Avaliação composta pelos (as) docentes: **Dr. Marcelo Henrique Stoppa** (Programa de Pós-Graduação em Gestão Organizacional e Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização/Universidade Federal de Goiás, Presidente da Comissão), **Dr. José Waldo Martínez Espinosa** (Programa de Pós-Graduação em Gestão Organizacional e Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção/Universidade Federal de Goiás, Membro Convocado Interno), **Dr. Thiago Jabur Bittar** (Universidade Federal de Goiás, Membro Convocado Externo), **Dr. Vaston Gonçalves da Costa** (Programa de Pós-Graduação em Gestão Organizacional e Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização/Universidade Federal de Goiás, Membro Convocado Suplente Interno) e **Dr. José dos Reis Vieira de Moura Júnior** (Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização/Universidade Federal de Goiás, Membro Convocado Suplente Externo). O trabalho da Comissão de Avaliação foi conduzido pelo (a) docente Presidente que, inicialmente, após apresentar os docentes integrantes da Comissão, concedeu 30 minutos ao (à) discente candidato (a) para que este (a) expusesse o trabalho. Após a exposição, o (a) docente Presidente concedeu a palavra a cada membro convidado da Comissão para que estes arguissem o (a) discente candidato (a). Após o encerramento das arguições, a Comissão de Avaliação do trabalho de defesa avaliou a dissertação e o desempenho do (a) discente candidato (a) na exposição, considerando a trajetória deste (a) no curso de Mestrado Profissional. Como resultado da avaliação, a Comissão de Avaliação deliberou pela:

Aprovação do trabalho de defesa

A Comissão de Avaliação declara o (a) discente candidato (a) **APROVADO NO EXAME DE DEFESA PÚBLICA**. A Comissão de Avaliação pode sugerir alterações de forma e/ou conteúdo consideradas aceitáveis. As correções, quando identificadas, devem ser realizadas no prazo máximo de 30 dias contados a partir do recebimento da Ata de Defesa. As alterações deverão ser indicadas no Anexo ao presente documento e/ou podem constar na versão lida pelo membro da Comissão de Avaliação para a sessão de defesa do trabalho de dissertação. Neste caso, a versão lida corrigida deverá ser entregue ao (à) discente candidato (a) no final da sessão.

Reprovação do trabalho de defesa

De acordo com a Resolução – CEPEC Nº 1109 é previsto a reprovação quando a Comissão de Avaliação determina que o trabalho apresentado não satisfaz as condições mínimas para ser considerado um trabalho de conclusão de mestrado válido, conforme pareceres circunstanciados em anexo.

A Comissão de Avaliação:

Dr. Marcelo Henrique Stoppa
Membro Presidente
Universidade Federal de Goiás – UFG

Dr. José Waldo Martínez Espinosa
Membro Convocado Interno
Universidade Federal de Goiás – UFG

Dr. Thiago Jabur Bittar
Membro Convocado Externo
Universidade Federal de Goiás – UFG

Dr. Vaston Gonçalves da Costa
Membro Convocado Suplente Interno
Universidade Federal de Goiás – UFG

Dr. José dos Reis Vieira de Moura Júnior
Membro Convocado Suplente Externo
Universidade Federal de Goiás – UFG

João Henrique Dayrell de Castro
Discente Candidato (a)
Matrícula: 2016100784

Para uso da Coordenação/Secretaria do PPGGO

Prof. Dr. Vagner Rosalem
Coordenador do Mestrado Profissional no Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Gestão Organizacional
Universidade Federal de Goiás
SIAPE: 1563217 - Port. 0321

Prof. Dr. Geraldo Sadoyama Leal
Vice-Coodenador do Mestrado Profissional no Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Gestão Organizacional
Universidade Federal de Goiás

Observações:

Visto Secretaria:
EX. Defesa nº 04/2018

Catalão, 26/03/2018

*Dedico a Deus, pois sem Ele nada seria possível;
minha mãe Maria Lucia e meu pai João Moreira por todo amor, respeito, carinho e dedicação
que foram indispensáveis e valorosos.
A minha esposa Leísa e nossa futura filha Ester, pelo amor, apoio e incentivo nessa jornada.*

Agradecimentos

Agradeço a Deus por ter concedido a oportunidade desta vida, e sempre guiar e iluminar dando força para lutar dia após dia.

A meus pais, Maria Lúcia e João Moreira, pelo amor e preciosos exemplos de vida.

A minha esposa Leísa e nossa futura filha Ester, pelo amor, paciência e companheirismo.

Ao Professor Dr. Marcelo Stoppa, o qual hoje posso chamar de amigo e compadre, por não preservar esforços para orientar e principalmente por sua confiança e todo conhecimento transferido. Muito Obrigado!!!

Ao tio Marcos Vinícius pelo incentivo constante e incessante para que eu continue no caminho acadêmico.

As minhas eternas professoras de português Sônia Martins e Maria Semiramis (*in memoriam*).

A todos Professores do Mestrado em Gestão Organizacional pelos ensinamentos adquiridos.

Ao meu grupo da ABO-GO e EAP-GO pelo apoio e companheirismo.

Aos colegas de curso, principalmente os do Laboratório LaMoP3D por dividir momentos ímpares de pesquisa e estudo.

Funcionários e colaboradores da Universidade Federal de Goiás Regional Catalão, que muitas vezes fizeram seus trabalhos de forma oculta, mas nem por isso deixaram de ser especiais. Muito obrigado pela ajuda de cada um de vocês.

Aos Colegas de trabalho da Clínica Moreira Castro que sempre souberam entender a minha ausência em alguns momentos e por colaborar com a execução do implante no protótipo.

Meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que, de alguma forma, doaram um pouco de si para que a conclusão deste curso e trabalho fosse possível.

Viva como se fosse morrer amanhã.
Aprenda como se fosse viver para sempre.
Mahatma Gandhi

RESUMO

Levando em consideração os diversos tipos de problemas enfrentados nos procedimentos cirúrgicos, relacionados ao planejamento, neste estudo apresentou uma nova possibilidade com o uso da prototipagem 3D, objetivando auxiliar os trabalhos dos profissionais da área odontológica, no caso da gestão de implantes dentários e demais procedimentos. Essa pesquisa avaliou a utilização da prototipagem como ferramenta auxiliar para um planejamento cirúrgico seguro, considerando que esta, proporciona a reprodução mais fiel das arcadas dentárias. A metodologia avaliou a criação de protótipos utilizando arquivos de imagens tomográficas manipuladas pelo *software InVesalius*, que processa imagens 3D para geração de objetos tridimensionais a serem impressos por extrusão de material. O objetivo foi criar modelos para facilitar o gerenciamento dos procedimentos cirúrgicos em Implantodontia, com consequente minimização de erros e maior conforto para o paciente. A partir de imagens adquiridas no banco público de imagens www.dicomlibrary.com um modelo tridimensional foi criado e impresso. Na sequência um procedimento de implante dentário foi executado no modelo impresso, seguindo todos os passos do procedimento que deverá ser feito no paciente. Como consequente aplicabilidade prática denotará possibilidades diversas, que cada vez mais a tecnologia digital encontra e realiza variáveis que no passado parecia impossível. A evolução tecnológica implica num futuro cada vez mais completo com relação ao diagnóstico, planejamento e tratamento das áreas da saúde.

Palavras-chaves: Implantodontia, Prototipagem, Impressão 3D, Tomografia computadorizada.

ABSTRACT

Taking into consideration the different types of problems faced in the surgical procedures related to planning, this study presented a new possibility with the use of 3D prototyping, aiming to assist the dental professionals in the dental implant management and other procedures. This research evaluated the use of prototyping as an auxiliary tool for a safe surgical planning, considering that it provides the most faithful reproduction of the dental arches. The methodology evaluated the creation of prototypes using tomographic image files manipulated by InVesalius software, which processes 3D images for the generation of three-dimensional objects to be printed by material extrusion. The objective was to create models to facilitate the management of surgical procedures in Implant Dentistry, with consequent minimization of errors and greater comfort for the patient. From images acquired in the public image bank www.dicomlibrary.com a three-dimensional model was created and printed. Following a dental implant procedure was performed on the printed model, following all steps of the procedure that should be done on the patient. As a result practical applicability will denote several possibilities, that increasingly digital technology finds and performs variables that in the past seemed impossible. Technological evolution implies an ever more complete future in relation to the diagnosis, planning and health area treatment.

Keywords: Implantology, 3D prototyping, 3D printing, Computed tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Impressora 3D.	13
Figura 1.2 – Tomógrafo <i>cone-beam</i>	13
Figura 2.1 – Construção por camadas.	19
Figura 2.2 – Etapas para impressão 3D: (a)Modelo Virtual; (b)Modelo Fatiado; (c)Fabricação; (d)Objeto.	20
Figura 2.3 – Estereolitografia.	21
Figura 2.4 – Sinterização Seletiva a Laser.	22
Figura 2.5 – Modelagem por Fusão e Deposição.	23
Figura 2.6 – Impressoras RepRap do LaMoP3D.	24
Figura 2.7 – Impressão por Jato de Tinta.	24
Figura 4.1 – Telas do Programa <i>InVesalius</i>	32
Figura 4.2 – Modelo 3D.	32
Figura 4.3 – Imagem do protótipo confeccionado no LaMoP3D da UFG Catalão.	33
Figura 4.4 – Retirada do provisório com brocas de baixa rotação no LaMoP3D da UFG Catalão.	34
Figura 4.5 – Kit Neodent utilizado para instalação do implante no modelo.	34
Figura 4.6 – Características do implante utilizado.	35
Figura 4.7 – Início da instalação do implante com a broca lança de 500 a 800 <i>rpm</i>	35
Figura 4.8 – Trabalhando de 500 a 800 <i>rpm</i> com a broca alvin 2.0.	36
Figura 4.9 – Trabalhando de 500 a 800 <i>rpm</i> com a broca alvin 3.5.	36
Figura 4.10–Trabalhando com a broca Countersink 3.5 de 500 a 800 <i>rpm</i>	37
Figura 4.11–Simulação da retirada do implante do envelope.	37
Figura 4.12–Instalação do implante a 30 <i>rpm</i> e torque de 60 <i>N</i>	38
Figura 4.13–Implante instalado no protótipo.	38
Figura 4.14–Parafusando o provisório confeccionado com resina acrílica.	39
Figura 4.15–Provisório parafusado no modelo para dar mais realidade as vantagens do protótipo.	39

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Justificativa	12
1.2	Objetivos	13
1.2.1	Objetivo geral	13
1.2.2	Objetivos específicos	14
1.3	Hipóteses	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1	História da Implantodontia	15
2.2	Tomografia	16
2.3	Modelos de impressões 3D	19
2.4	Principais Modelos de Impressões 3D	20
2.4.1	Estereolitografia	20
2.4.2	Sinterização Seletiva a Laser	21
2.4.3	Modelagem por Fusão e Deposição de Material	22
2.4.4	Projeto RepRap	23
2.4.5	Impressão por Jato de Tinta	24
3	Arquivos para impressão 3D	25
3.1	Aplicações Médicas e Odontológicas para impressão 3D	25
3.2	Bioprotótipos para Tecidos e Órgãos	25
3.3	Prototipagem e cirurgia guiada	26
3.4	Tomografia e o <i>InVesalius</i>	30
4	METODOLOGIA	31
4.1	Resultados da prototipagem em sequencial	40
5	CONCLUSÕES	41
	REFERÊNCIAS	42
6	GLOSSÁRIO	46

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

A prototipagem rápida, é um processo recente, com menos de 30 anos de existência, criado com o objetivo de unir partículas para formar um objeto sólido. Esse recurso tecnológico somente passou a ser utilizado na Odontologia, recentemente, para reprodução fidedigna das arcadas dentárias.

Paralelamente, os exames complementares na odontologia, tais como Raio X, tomografia, ressonância magnética já facilitavam a execução do trabalho do cirurgião dentista, principalmente, no que se diz à instalação dos implantes osseointegrados. Com isso, é possível projetar aos pacientes na Odontologia a chance de uma terceira dentição solucionando diversos problemas que, antes, com tentativas frustradas, eram atacados por reabilitações inadequadas em pacientes desdentados totais ou parciais.

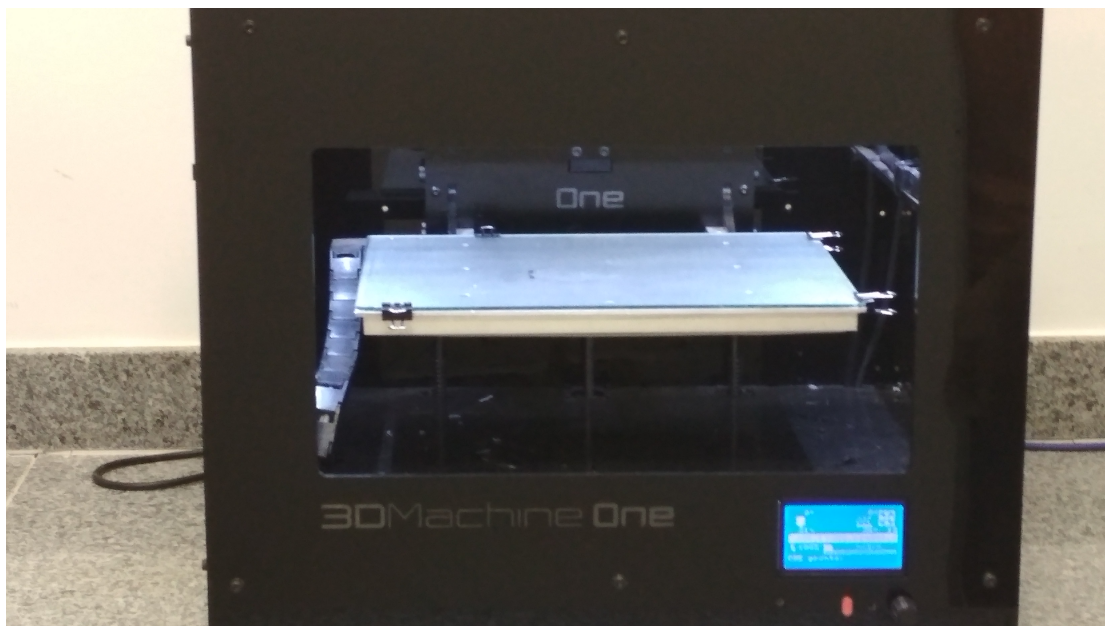
A instalação de implantes só é possível com a presença de osso suficiente; contudo é necessário qualidade e quantidade desse, conjuntivo e epitélio queratinizado em altura e espessura. Atualmente, os implantes necessitam de um leito receptor ideal para receber os implantes e amoldar a reabilitação bucal, permitindo a satisfação clínica e fisiológica tanto do paciente quanto dos profissionais envolvidos.

Para isso, é necessário um planejamento cirúrgico minucioso para obter resultado mais adequado e menor índice de morbidade tecidual. O procedimento ideal do preparo tecidual para implante inicia-se com adequações que advém de um prévio planejamento e estudo do caso, configurando a proposta deste trabalho. A criação de um modelo em três dimensões, via prototipagem rápida, pode facilitar o planejamento do cirurgião na instalação de implantes e outras cirurgias odontológicas; além disso, prever um protocolo ideal para o preparo tecidual até o implante e posterior reabilitação protética.

1.1 Justificativa

O objetivo principal dessa pesquisa é facilitar o planejamento pré-cirúrgico diminuindo os riscos, repetições e falhas decorrentes do fato de não dispor de um modelo tridimensional das arcadas dentárias do paciente. O que se propõe é investigar possíveis modelos que possam ser construídos em impressora 3D (Fig. 1.1) no Laboratório de Modelagem e Prototipagem 3D (LaMoP3D) da UFG Regional Catalão, a partir de imagens tomográficas do tipo *cone-beam* (Fig. 1.2), para otimizar a gestão de procedimentos cirúrgicos odontológicos.

Figura 1.1 – Impressora 3D.



Fonte: Autoria própria

Figura 1.2 – Tomógrafo cone-beam.



Fonte: endodontics.dental/Technologies

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

Esse trabalho tem como objetivo geral avaliar a viabilidade de construção e aplicação de protótipos que reproduzam as arcadas dentárias de pacientes indicados a cirurgias odon-

tológicas, visando uma melhor gestão dos procedimentos cirúrgicos, com vista à redução de erros, conforto ao paciente, diminuição de retrabalho.

1.2.2 Objetivos específicos

- A. avaliar os diversos tipos de tomógrafos e imagens tomográficas;
- B. utilizar imagens tomográficas no *software*; *InVesalius* para geração de imagens tridimensionais;
- C. editar e adequar imagens 3D para melhor construção de protótipos por extrusão de material;
- D. testar em laboratório, implantes nos protótipos construídos;
- E. avaliar o grau de aplicabilidade dos protótipos ao trabalho do odontólogo na execução de cirurgias, principalmente de implantes, com o intuito de diminuir falhas, repetições por meio de um planejamento adequado aos procedimentos cirúrgicos comumente adotados.

1.3 Hipóteses

Para atender os objetivos propostos, as hipóteses são as seguintes:

- A. o protótipo gerado a partir das imagens tomográficas é dimensionalmente igual ou muito próximo ao real.
- B. o protótipo facilitará um guia cirúrgico, visando minimizar falhas e aumentar o conforto do paciente.
- C. a prototipagem diminuirá riscos operatórios que poderiam prejudicar o paciente.

Capítulo 2

REVISÃO DA LITERATURA

2.1 História da Implantodontia

Uma das preocupações da odontologia é a frequente perda dental ocasionada, segundo [Barbato *et al.* \(2007\)](#) pela cárie, que é a principal causa. Além destas, existem, em menor grau, traumatismos dentários e as doenças periodontais que também contribuem para extrações. Por outro lado, agravos como perda dental podem ser decorrentes de atitudes particulares, de dentistas, do acesso e utilização de serviços odontológicos, da modalidade de financiamento do sistema de saúde e da forma de prestação de cuidados odontológicos, sendo que, motivos de ordem financeira são comuns como causa primária ou correlata de extrações dentárias.

Os primeiros experimentos acerca da osseointegração foram desenvolvidos por [Bothe \(1940\)](#), pioneiros no implante de titânio em animais, os quais observaram que uma das características desse elemento químico era penetrar nos seus ossos. Segundo os autores, por causa da natureza elementar do titânio, sua força e sua rigidez, este possuía uma potencialidade para ser utilizado como prótese em ocasiões posteriores. A osseointegração foi descrita mais detalhadamente por [Gottlieb e Leventhal \(1951\)](#), cujo processo consistia na inserção de parafusos de titânio em fêmur de murinos. Verificou que, ao final da sexta semana, os parafusos estavam um pouco mais ajustados do que quando colocados. Na décima segunda semana, os parafusos apresentavam mais dificuldades na sua remoção e, ao fim da décima sexta semana, os parafusos estavam tão ajustados que, o osso foi quebrado quando se tentou retirar o parafuso. As análises microscópicas da estrutura óssea não identificaram rejeição dos parafusos. O trabeculado ósseo demonstrou uma situação de normalidade, e esse processo foi denominado posteriormente de osseointegração.

Segundo [McClarence \(2003\)](#), em 1952 o Professor Branemark realizou um experimento no qual utilizou uma câmara de parafuso de implante de titânio a fim de analisar o fluxo sanguíneo no osso de cunículos. Chegado o momento de retirar as câmaras de titânio do osso, descobriu-se que este havia se homogeneizado de tal modo com o implante, que a

câmara não pôde ser retirada enxergando possibilidades de uso em seres humanos. [Branemark \(1977\)](#) revisou o artigo do ano 1952 de Branemark que iniciava o tratamento com implantes osseointegrados, após a cicatrização pós-cirúrgica das exodontias de seis a oito meses realizadas.

Na Odontologia, o início da osseointegração deu-se em meados de 1960, sendo que, em 1965 foi realizado o primeiro implante de dentes em humanos em uma disciplina de anatomia na Universidade de Gotemburgo. O paciente, chamado Gosta Larsson, possuía uma anomalia no palato e necessitou de implantes para alicerçar um obturador palatino. Por volta do ano de 1970, Branemark fez um acordo comercial com a empresa sueca Bofors para criar implantes dentários e a instrumentalização necessária para sua fixação. Casualmente, uma filial da Bofors, Nobel Farma, foi instituída para fabricar esses materiais. Durante quase três décadas, esse lutou em desfavor da comunidade científica para que esta aceitasse como possível, o tratamento de implantar com osseointegração. Este professor, contudo, foi frequentemente criticado em eventos científicos, ao ponto da Universidade de Gotemburgo negar-lhe financiamento para aprofundar as pesquisas, levando-o a fundar um consultório particular. George Zarb, um dentista protesista canadense elevou a concepção de osseointegração a um nível global, pois, em 1983, durante a Conferência de Toronto serviu de *locus* para a comunidade científica aceitasse seu trabalho ([MCCLARENCE, 2003](#)).

[Zani et al. \(2011\)](#) descreveram que a exodontia dentária sempre foi traumática, muitas vezes, resultando na perda imediata de osso alveolar e tecidos moles, principalmente, vestibular; foi preconizado uma exodontia minimamente invasiva, empregando periótomos para obtenção de sucesso. Para desinsere as fibras entre raiz e tecido ósseo procedimentos sem levantamento de retalho mucoperiosteal, com capacidade de reduzir o trauma aos tecidos, diminuir o desconforto pós-operatório, contribuir para manter as paredes ósseas alveolares preservando assim, o tecido mole adjacente o volume ósseo seria o ideal.

[Buser, Martin e Belser \(2004\)](#) asseguraram que o sucesso desse procedimento está ligado também à posição do eixo do implante, que necessita ter como ponto de referência a borda incisal do dente adjacente e ser levemente inclinado na direção palatina, com afastamento mínimo de 2 mm de sua plataforma da tábua óssea vestibular, que, na maioria das vezes é fina, comprometendo a estética algumas vezes. Esta extensão será preenchida por coágulo sanguíneo e/ou enxerto ósseo e, futuramente, por osso neoformado. Assim sendo, há chance, de acordo com [Mandetta et al. \(2013\)](#), de que a futura prótese assumirá um perfil de emergência adequado com resultado estético satisfatório.

2.2 Tomografia

De acordo com [Silva \(2004\)](#), Tomografia deriva duas palavras gregas, a saber *tomos*, que dignifica “cortes” ou “fatias” e *grafos*, que significa “gráfico”.

Em 8 de novembro de 1895, o cientista alemão Wihem Conrad Roentgen, na cidade de Wurzburg, descobriu os raios-x que, pela primeira vez, permitiram a visualização da anatomia humana de forma não invasiva. Porém, as estruturas anatômicas eram superpostas, não diferenciando bem o tecido mole.

No ano de 1972, um engenheiro eletroquímico, Godfrey Newbold Hounsfield apresentou a primeira imagem clínica de uma tomografia computadorizada, sendo que desde essa época os sistemas evoluíram muito (ARELLANO, 2001).

Bushberg (2002) descreve que a primeira geração tomográfica utilizava um feixe fino de raios x, um único detector que acompanhava o tubo numa rotação de 180 graus, cerca de 4 minutos e meio para obtenção de uma única imagem além de ser limitado apenas às tomografias de crânio. Os tomógrafos de segunda geração foram bastante melhorados com feixe de raios-x em forma de leque com trinta ou mais detectores os tempos de exposição eram menores, cerca de 15 segundos por corte e ainda continuaram limitados a 180 graus. Os de terceira geração incluem um conjunto de até 960 detectores que, numa rotação completa, giram juntamente com o tubo e, com isso, o tempo para adquirir as imagens diminuíram significativamente se comparados com os de gerações anteriores. Enfim, vieram os de quarta geração também denominados helicoidais, desenvolvidos durante a década de oitenta. Esses possuem um anel fixo de 4800 detectores ou mais, cobrindo totalmente o círculo completo de gantry de modo que a fileira de detectores não acompanhe mais a rotação do tubo. Por meio de movimentos rotatórios contínuos, curtos feixes de radiação são emitidos propiciando menor tempo de aquisição das imagens. Os tomógrafos da quinta geração foram construídos entre 1980 e 1984 com a finalidade de aplicação em exames cardíacos. Os tomógrafos por feixe de elétrons (do inglês: *electron beam computer tomography* – EBCT) eram capazes de obter imagens do coração praticamente sem movimento porque conseguiam adquirir imagens em 50 milissegundos minimizando assim artefatos de movimento, inerentes às imagens cardíacas.

Januario, Barriviera e Duarte (2008) desenvolveram uma técnica simples, inovadora e não invasiva para produzir as dimensões e as afinidades das estruturas do periodonto (inserção e epitélio juncional) aplicando tomografia computadorizada de feixe cônico para ver o tecido mole. Eles utilizaram um afastador labial de plástico invertido e abaixaram suas línguas para o assoalho bucal, permitindo medir a distância da margem gengival à crista óssea vestibular, margem gengival à junção cimento-esmalte e altura da gengiva vestibular. As análises permitiram uma visualização nítida, medição das dimensões e análise da relação das estruturas do periodonto (inserção conjuntiva e epitélio juncional) numa técnica que pode assessorar os cirurgiões dentistas no planejamento e execução de procedimentos em várias especialidades.

Kheur *et al.* (2015) usaram tomografia computadorizada de feixe cônico em cento e cinquenta pacientes para relacionar a espessura de tecidos ósseo e mole ao longo dos rebor-

dos vestibular e palatino dos incisivos centrais superiores. Concluíram que existe uma correlação entre os ossos vestibular e palatino e a quantidade do tecido mole, entre espessura do osso vestibular e a distância véstíbulo-palatina do alvéolo, mas que não há associação entre a espessura do osso cortical vestibular e o posicionamento véstíbulo-palatino do dente.

Também [Yilmaz, Boke e Ayali \(2015\)](#) utilizaram 345 imagens tomográficas computadorizadas de feixe cônico para avaliar espessura da mucosa palatina, localização do forame palatino maior, relação entre profundidade da abóbada palatina e ângulo entre o osso alveolar e o plano palatino. Diferenças na espessura da mucosa palatina em função da idade, sexo e localização dentária foram registradas. Desde o segundo molar até os caninos, a espessura média da mucosa palatina foi de 3,7; 3,3; 3,7; 3 e 3 *mm*, respectivamente. Notaram o forame palatino maior ao nível do terceiro molar, entre terceiro e segundo molar e ao nível do segundo molar em 63%, 31% e 6% nos homens e 56%, 36% e 8% nas mulheres, respectivamente. Avaliaram que a região do segundo pré-molar ao segundo molar é um sítio doador favorável para enxerto, com base na espessura média da mucosa palatina.

[Mostafa, Arnout e Fotouh \(2016\)](#) basearam-se em índices radiomorfométricos de tomografia computadorizada de feixe cônico mandibular e dimensão fracionária de contagem para detectar osteoporose em cinquenta mulheres pós menopausa (com idades entre 55 e setenta anos), compararam a densidade mineral óssea medida por absorciometria de raios-X dupla com o grupo controle saudável. Foram quantificados os índices radiomorfométricos de tomografia computadorizada de feixe cônico e a análise de dimensão fracionária de contagem. Concluíram que os índices obtidos por tomografia computadorizada de feixe cônico poderiam ser úteis para encaminhar pacientes com risco de osteoporose para posterior avaliação.

[González-Martín e Veltri \(2017\)](#) fizeram uma análise tridimensional do osso vestibular associado a um implantes padrão, geralmente, não são suficientes para alguns pacientes, particularmente em casos complexos. Anos atrás, os médicos tiveram que realizar cirurgias de enxerto ósseo ou implantes raspando pedaços de metal e plástico para uma forma, tamanho e ajuste desejados. Para neurocirurgia, isso também se tornou realidade porque os crânios têm formas irregulares, tornando a padronização de um implante craniano impossível para vítimas de lesão na cabeça onde a parte a ser ajustada teria que ser perfeita, o que é viável usando impressoras 3D a cada dia mais. Embora, algumas placas ainda sejam fresadas, torna muito mais fácil personalizar o ajuste e design através da impressão 3D. Também a fabricação de aparelhos de audição nos dias atuais é de 99% feitos em impressão 3D encaixando-os na orelha, pois são feitos sob medida. Moldado o canal auditivo, uma vez que é de forma diferenciada, o uso de impressão 3D permite customizar em dispositivos de maneira que a produção seja eficiente e de baixo-custo.

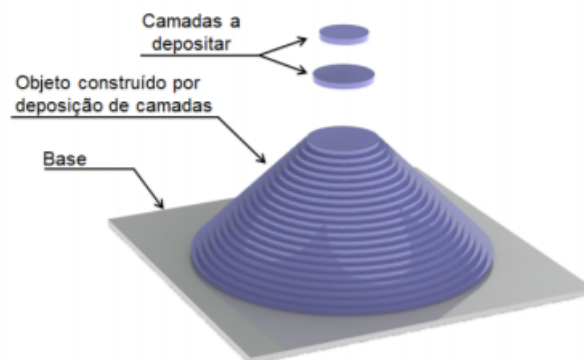
2.3 Modelos de impressões 3D

Pallarolas (2013) descreveu que, com o desenvolvimento de materiais novos, faz variar as análises e decisões a serem tomadas nos projetos, sendo a multidisciplinaridade o melhor molde para esses novos projetos; portanto, se feito, adequadamente, irá agregar valor ao produto, sejam eles dispositivo, máquina, componente mecânico, bem de consumo, um processo ou até mesmo um serviço. Com as novas tecnologias, a Manufatura Aditiva destacou-se quando se iniciou no comércio, por volta de dos anos 80 e, primariamente, fora chamada de Prototipagem Rápida.

Cunico (2015) relatou que os prazos de desenvolvimentos de produtos tiveram que ser reduzidos por exigências dos consumidores; além disso, esses, ao longo dos anos, passaram a serem mais complexos; com isso a manufatura aditiva na década de 80 surgiu como a grande tecnologia cuja função era criar protótipos de maneira rápida; essa, capaz de gerar protótipos tridimensionais através de adição de material camada por camada; no entanto, com o passar dos anos, essa quantidade de aplicabilidades se expandiu chegando às áreas de produção e de saúde.

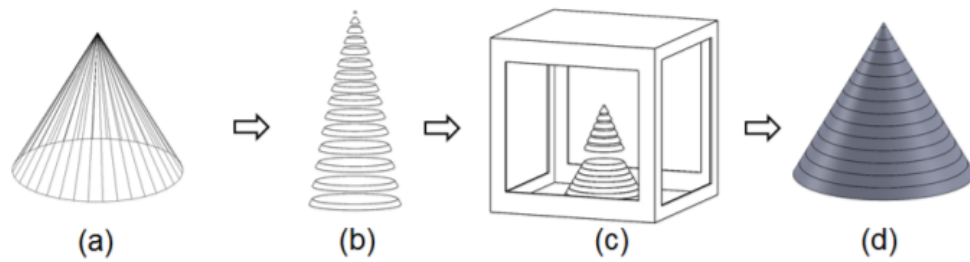
Ferreira Neto (2017) demonstrou a manufatura aditiva por meio de um desenho esquemático, representando a deposição camada por camada, exibindo a percepção do objeto Fig. 2.1. A utilização de um software CAD foi necessário para a produção e obtenção de um protótipo 3D, sendo esse processado por um software CAM que envia instruções para impressora através da geração de um arquivo eletrônico; na sequência é impresso o protótipo idealizado Fig. 2.2

Figura 2.1 – Construção por camadas.



Fonte: (FERREIRA NETO, 2017).

Figura 2.2 – Etapas para impressão 3D: (a)Modelo Virtual; (b)Modelo Fatiado; (c)Fabricação; (d)Objeto.



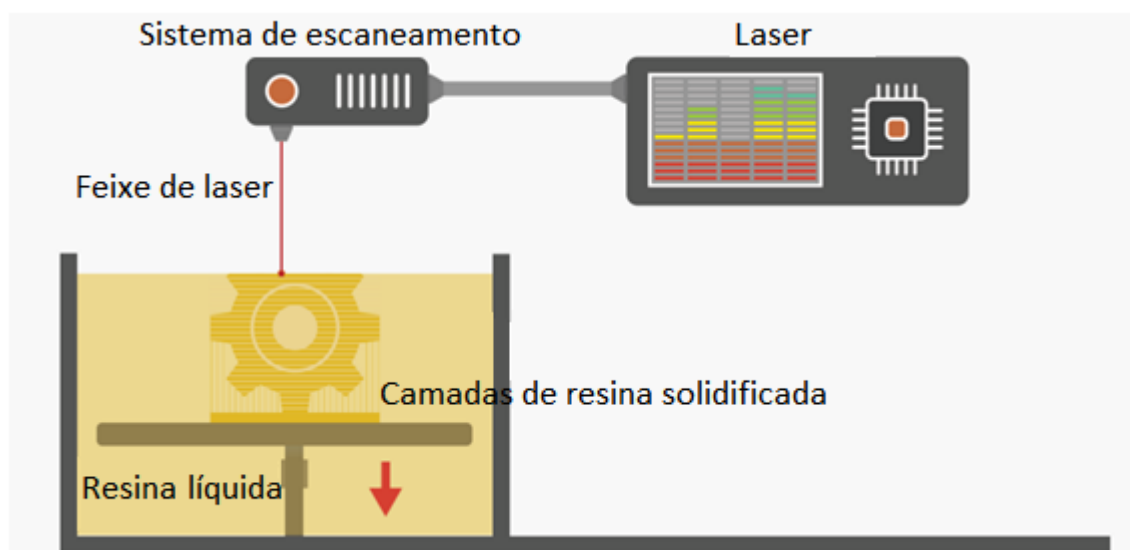
Fonte: (FERREIRA NETO, 2017).

2.4 Principais Modelos de Impressões 3D

2.4.1 Estereolitografia

Monteiro (2015) descreveu que nesse sistema, passa sobre a superfície de um fotopolímero líquido um feixe de laser, que é, totalmente, compassivo à luz ultravioleta e, quando exposto a ela, o polímero toma a forma endurecida no momento que o cabeçote de feixe de laser vai percorrendo o caminho proposto, após o término de cada camada, a plataforma, que suporta a peça, move alguns décimos de milímetros abaixo para que o líquido do tanque cubra toda superfície recém-criada, então, o processo recomeça (Fig 2.3.) Contudo essa impressora só pode imprimir com um único tipo de material por protótipo; industrialmente, na injeção de plásticos, são bem mais resistentes que os polímeros fotossensíveis utilizados nessas impressoras. Não e utilizada popularmente devido a seu alto custo e a dificuldade de manutenção deste tipo de equipamento.

Figura 2.3 – Estereolitografia.



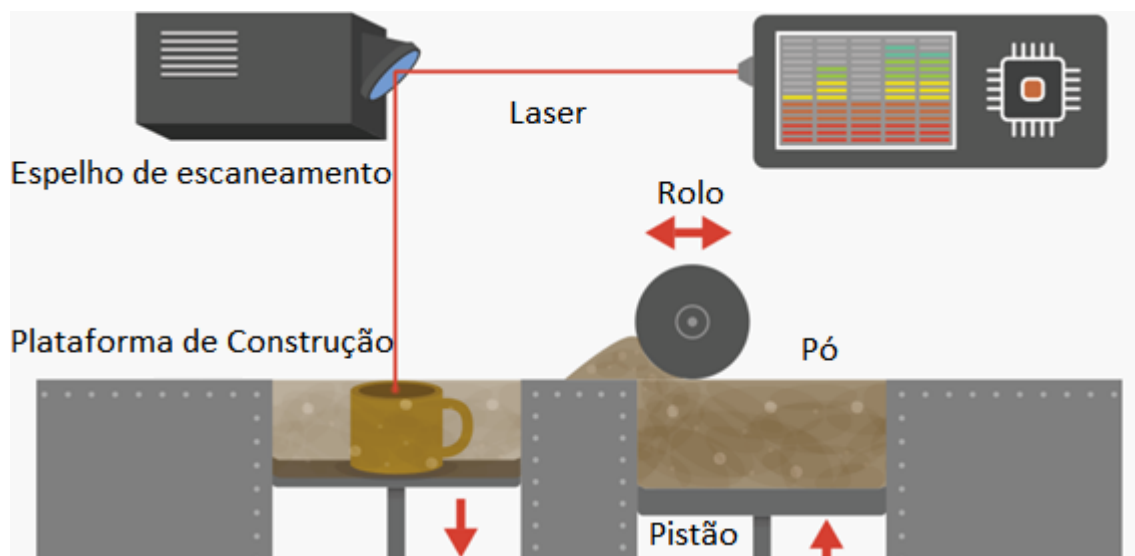
Fonte: Adaptado de 3dprintingindustry.com.

2.4.2 Sinterização Seletiva a Laser

Monteiro (2015) relatou que essa tecnologia foi criada em 1980 na Universidade do Texas. Esta sinterização a laser se refere a um processo de impressão em 3D baseado no laser aplicado a materiais em pó. À medida que o laser interage com a superfície do material em pó, funde as partículas entre si formando uma camada sólida. Quando cada camada é completada, um rolo suaviza o pó sobre a superfície da base antes da próxima passagem do laser para a nova camada ser depositada e fundida com a camada anterior e, assim, sucessivamente, até que o protótipo esteja terminado (Fig. 2.4.)

As vantagens desse processo é que o pó não fundido pode ser reutilizado além da gama de materiais passíveis de serem fabricados nessa tecnologia como: termoplásticos, borrachas, cerâmicos e metais. A grande desvantagem, em alguns casos, é que a superfície do protótipo tende a ser porosa devido a matéria-prima base.

Figura 2.4 – Sinterização Seletiva a Laser.



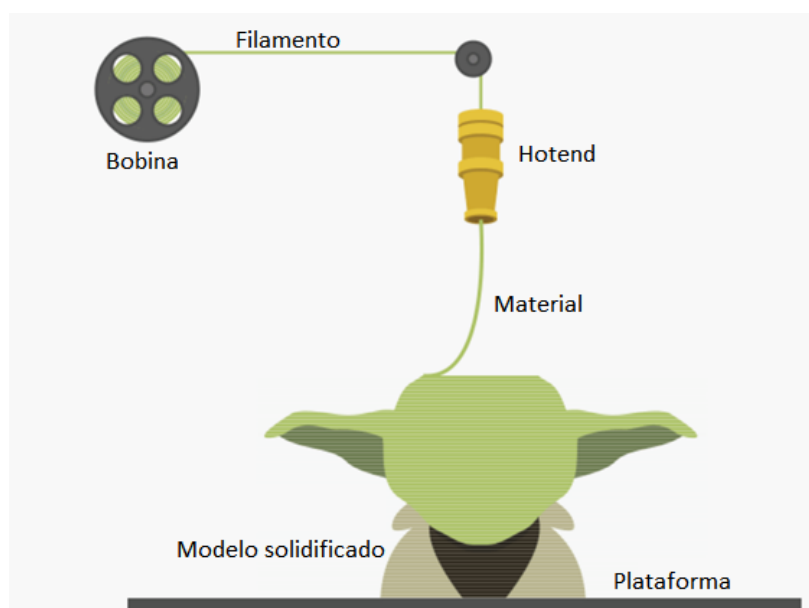
Fonte: Adaptado de 3dprintingindustry.com.

2.4.3 Modelagem por Fusão e Deposição de Material

Monteiro (2015) discorreu sobre essa tecnologia como sendo a mais encontrada no mercado devido a seu baixo valor comercial e também fácil funcionamento. A principal vantagem desse método, além do seu baixo custo, é a quantidade de materiais que pode ser impresso, como qualquer material em estado plástico que possa ser comprimido por um bico, assim como exemplos, comidas: massas de biscoito, pizza etc.

Um determinado material em estado plástico é, seletivamente, depositado em uma plataforma através de um bico extrusor e este vai depositando o material em toda área; depois de finalizado, passa a preencher o conteúdo do contorno, previamente, desenhado no software; após a inicial camada ser finalizada, o bico sobe alguns décimos de milímetros e recomeça com a colocação da segunda camada, sucessivamente, até que o protótipo esteja completo (Fig 2.5).

Figura 2.5 – Modelagem por Fusão e Deposição.



Fonte: Adaptado de 3dprintingindustry.com.

2.4.4 Projeto RepRap

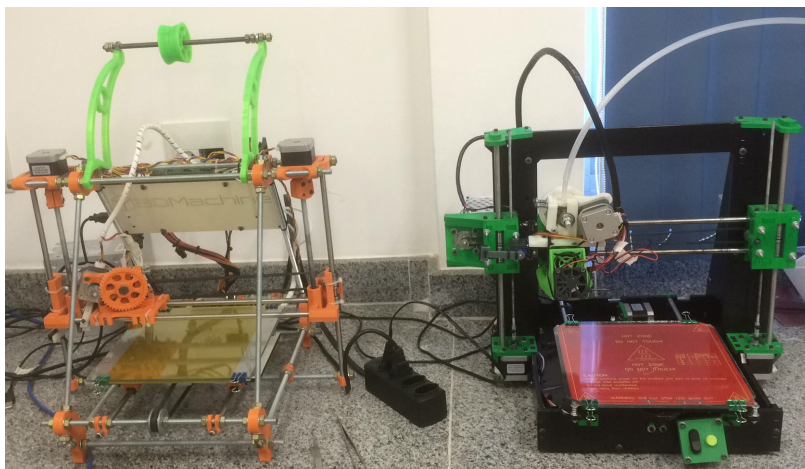
Essa foi a impressora que possibilitou o desenvolvimento dessa pesquisa devido aos fatores descritos pelos pesquisadores, a seguir:

[Pallarolas \(2013\)](#) descreve que, na Universidade de Bath no Reino Unido, Adrian Bowyer idealizou um projeto de produção de máquinas de impressão 3D conhecido como REPRAP fabricando grande parte das peças com auxílio de uma impressora 3D funcional; teria como objetivo inicial a geração de objeto 3D com custo reduzido; contudo ela ainda conseguiu uma característica adicional que foi se auto replicar, necessitando adquirir apenas mínimos componentes, os quais não são possíveis de produção por impressão 3D, como por exemplo, a placa eletrônica e componentes metálicos.

[Ventola \(2014\)](#) mostrou que, com esses sistemas abertos, as impressoras reduziram, consideravelmente, a entrada de usuários que têm novas ideias e querem explorar e desenvolver produtos com a impressão em 3D. Sistemas de código aberto como o RepRap permitiu que qualquer pessoa com um capital de cerca de R\$ 3.000, possuía uma impressora 3D e começasse a experimentar novos processos e se utilizar da mesma.

[Ferreira Neto \(2017\)](#) relatou que o projeto RepRap de Boeyer conseguiu vários adeptos e, em pouco tempo, o desenvolvimento de vários modelos com enfoque para diminuir o valor financeiro e o conceito de projeto livre permitiu a qualquer usuário a acessibilidade para reprodução do projeto. Com esta iniciativa, a modelagem por fusão e deposição se torna mais acessível à popularização no mercado (Fig. 2.6).

Figura 2.6 – Impressoras RepRap do LaMoP3D.

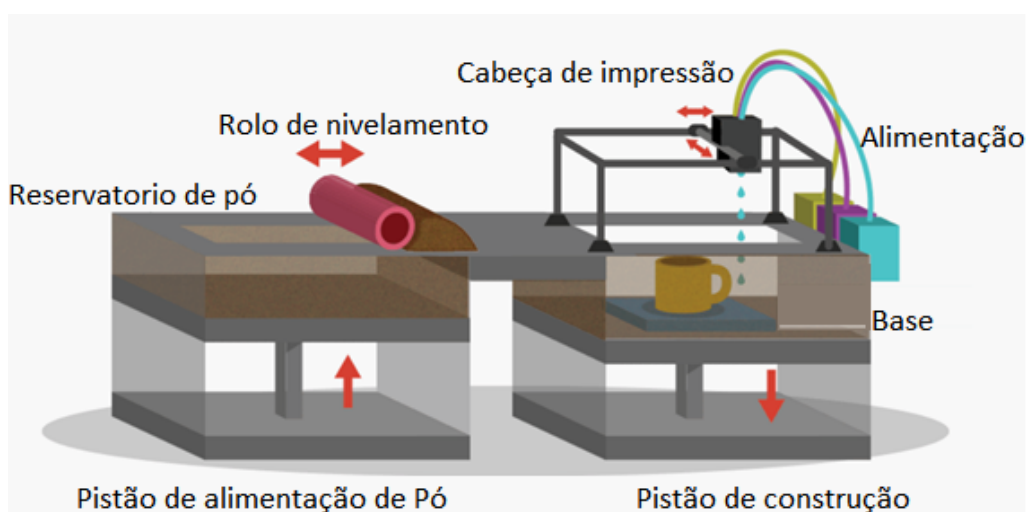


Fonte: Autoria própria.

2.4.5 Impressão por Jato de Tinta

Monteiro (2015) argumentou que esta é uma tecnologia de impressora que pode misturar mais de um material em peça única; porém é limitada na variedade de materiais compatíveis. Foi desenvolvida por volta do ano 2000 e possui uma cabeça de impressão que permite jatos de um líquido de polímero em camadas finíssimas catalisem com uma luz ultravioleta em que de excelente precisão sendo ideal para aplicações industriais ou médicas, em que a velocidade e alta resolução são de extrema importância (Fig 2.7).

Figura 2.7 – Impressão por Jato de Tinta.



Fonte: Adaptado de 3dprintingindustry.com.

Capítulo 3

Arquivos para impressão 3D

3.1 Aplicações Médicas e Odontológicas para impressão 3D

[Ventola \(2014\)](#) discorreu que, nos inícios desse século, a impressão 3D passou a ser usada na Odontologia e Medicina, quando esta tecnologia foi utilizada pela primeira vez para implantes dentários. Publicações atuais demonstraram que o uso da impressão 3D, na área médica, evolui fortemente descrevendo essa utilização para produzir ossos, exoesqueleto, orelhas, vasos sanguíneos, tecidos e órgãos.

3.2 Bioprotótipos para Tecidos e Órgãos

[Cui et al. \(2012\)](#) descreveram que um problema crítico mundial é a falência de órgãos ou tecidos devido a envelhecimento, acidentes, doenças e defeitos congênitos, principalmente, a falta de transplantes de órgãos de doadores vivos ou falecidos. Uma solução potencial para a falta de doadores de órgãos que está sendo pesquisada são as terapias baseadas em engenharia de tecidos e medicina regenerativa. Embora ainda esteja engatinhando, a bioimpressão 3D oferece vantagens adicionais importantes para além deste método regenerativo que é estratégia tradicional de engenharia de tecidos isolando células-tronco de pequenas amostras de tecido, misturando-a com fatores de crescimento e multiplicando-a em laboratório, pois essa tem a capacidade de alto controle digital de velocidade e posicionamento celular altamente preciso, resolução, concentração de células, volume de queda e diâmetro das células impressas.

[Ozbolat e Yu \(2013\)](#) e [Ventola \(2014\)](#) reconheceram que os sistemas de bioimpressão 3D podem ser baseados em laser, em jato de tinta e extrusão. A bioimpressão baseada em jato de tinta é mais comum. Este método coloca gotículas de células vivas ou biomateriais em um substrato de acordo com instruções digitais para reproduzir tecidos ou órgãos humanos. Múltiplos cabeçotes de impressão podem ser usados para depositar diferentes tipos de células (órgão específico, vaso sanguíneo, células musculares), uma característica

necessária para a fabricação de tecidos e órgãos heterocelulares inteiros. No processo de impressão celular, as impressoras a laser também foram empregadas onde a energia laser é usada para excitar as células em um padrão particular, fornecendo controle espacial do ambiente celular. Sendo que as impressoras por jato de tinta são as principais para o uso em bioimpressão

[Banks \(2013\)](#) relatou que a capacidade e rapidez para produzir implantes e próteses personalizados solucionaram para a ortopedia um problema claro e persistente, onde os implantes padrão, geralmente, não são suficientes para alguns pacientes, particularmente em casos complexos. Anos atrás, médicos tiveram que realizar cirurgias de enxerto ósseo ou implantes raspando pedaços de metal e plástico para uma forma, tamanho e ajuste desejados. Para neurocirurgia, isso também se tornou realidade porque os crânios têm formas irregulares, tornando a padronização de um implante craniano impossível para vítimas de lesão na cabeça onde a parte a ser ajustada teria que ser perfeita, o que é viável usando impressoras 3D a cada dia mais. Embora, algumas placas ainda sejam fresadas, torna muito mais fácil personalizar o ajuste e design através da impressão em 3D.

3.3 Prototipagem e cirurgia guiada

A leitura de artigos sobre cirurgias, defeitos, classificações de doenças das arcadas dentárias, tipos de tomografias e prototipagem 3D, subsidiaram o arcabouço teórico necessário para viabilização da proposta apresentada. A seguir, alguns resultados de importantes pesquisas de renomados autores dos quais fornecem o estado-da-arte no contexto de prototipagem auxiliar na cirurgia para implantes, denominada cirurgia guiada.

A prototipagem tem como finalidade sanar as dificuldades no diagnóstico e planejamento das reabilitações em odontologia, evidenciando sua importância para observar problemas tanto em tecidos moles quanto duros e para um bom prognóstico no momento da execução dos trabalhos cirúrgicos e protéticos.

[Abrams \(1980\)](#) idealizou a correção cirúrgica das deformidades de rebordo. [Allen et al. \(1985\)](#) divulgaram duas classificações para o defeito de rebordo: a primeira em relação à localização, que é dividida em três tipos, perda apicocoronal (A), perda vestibulolingual (B) e perda em ambas as direções (C). A segunda se faz em relação à profundidade do defeito, sendo dividida em leve (menor que 3 mm), moderada (3 a 6 mm) e avançada (maior que 6 mm). Desta forma, observaram 21 casos com 26 áreas com deficiência de rebordo. Em dez de 12 regiões, foram utilizadas hidroxiapatita e ocorreram recidivas e, nas regiões onde foram colocados enxertos conjuntivos, obteve-se uma melhora do rebordo residual, mas tiveram retração. O sucesso cirúrgico depende do atendimento de várias condições, tais como: profundidade de sondagem dos dentes vizinhos ao rebordo, tratamento prévio das bolsas, procedimento cirúrgico para que tenha um aumento de rebordo e aspecto de faixa

adequada de mucosa queratinizada nos dentes adjacentes (para sustentar os procedimentos cirúrgicos e restauradores).

Seibert (1990) descreveu que a perda dental por trauma possui relação com as deformidades do rebordo alveolar por perda óssea causada por doença periodontal e complicações relacionadas a implantes dentários. As deformidades foram classificadas em classe I na presença de perda vestibulolingual, classe II na presença de perda apicocoronária e classe III na presença de perda em todas as direções.

Goldstein (1998) demonstrou um caso clínico em que dois implantes foram instalados num rebordo com deformidade resultante da lesão traumática. A implantação dos implantes nesta condição implicou em um péssimo resultado estético e de difícil manutenção. Após isso, foram necessários vários enxertos de tecidos moles para submergir os implantes e melhorar a crista óssea. Porém, após os procedimentos cirúrgicos, o paciente careceu de reabilitação por prótese parcial fixa convencional.

Chen *et al.* (2004) determinaram três protocolos diferentes de instalação de implantes: a) tipo 1 ou imediato, quando o implante é instalado simultaneamente com a extração dentária; b) tipo 2 ou precoce, nos estágios iniciais de cicatrização (de quatro a oito semanas) e c) tipo 3 ou tardio, em rebordos cicatrizados (de três a seis meses).

Casap *et al.* (2005) exibiram um protocolo de instalação de implante sem retalho em mandíbula edêntula empregando cirurgia guiada por computador. Apresentaram o sistema *Image Guided Implantology* que oferece a imagem simultânea da fresa tornando a cirurgia sem retalho melhor monitorada e precisa.

Fortin *et al.* (2006) acarearam a escala de dor em pacientes após instalação de implantes com e sem retalho. Concluíram que a cirurgia guiada por computador, também considerada como sem retalho, a dor foi de menor intensidade e por um tempo menor.

No tocante ao uso de impressão 3D, Meurer *et al.* (2008) afirmaram que esta tem algumas vantagens como baixo custo, velocidade de construção relativamente alta, confecção de modelos coloridos podendo fazer cores iguais a osso e gengiva e tendo desvantagens a precisão dimensional, reprodução de estruturas finas, porosidade superficial razoáveis sendo a obtenção de protótipos biomédicos. A partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC), essa tem-se mostrado uma solução inovadora, analogamente à manufatura desses modelos em que protótipos são utilizados para melhorar a qualidade final das cirurgias, permitindo detectar erros nos primeiros estágios do ciclo de desenvolvimento dos produtos, a obtenção de protótipos biomédicos permite construir objetos físicos que reproduzem estruturas anatômicas por prototipagem.

Job *et al.* (2008) fizeram a correlação das alterações na altura da crista óssea ao redor de implantes com e sem retalho. Avaliaram dez implantes em seis pacientes - cinco com e cinco sem retalho. Foram empregados implantes de peça única de formato radicular, em

uma fase como protocolo de carga imediata não funcional. A alteração na altura de crista óssea mensurada por radiografias periapicais digitais uniformizadas, foram tomadas a zero, um e três meses. Comprovaram que a diminuição média de altura da crista óssea ao redor dos implantes instalados sem retalho (0,06 mm) não foi estatisticamente significativa, enquanto que a diminuição média de altura da crista óssea ao redor dos implantes com cirurgia a retalho (0,4 mm) foi estatisticamente significativa. Concluíram que a cirurgia sem retalho com guia computadorizada torna os resultados mais previsíveis em implantes imediatos.

[Acocella et al. \(2009\)](#) apontaram que, com o passar do tempo, as maxilas desdentadas atroficas na região posterior, comumente apresentam dificuldades na reabilitação com implantes dentários, devido à reabsorção do rebordo maxilar. Neste caso, pode ser necessária a elevação da membrana sinusal para um aumento de tecido duro. Para fornecer suficiente volume e densidade óssea, uma das técnicas empregadas é o enxerto ósseo, sendo este realizado previamente a colocação de implantes dentários. O enxerto ósseo autógeno é o padrão-ouro para regeneração óssea guiada.

[Giordano et al. \(2012\)](#) relataram que cirurgias de implante com guias computadorizadas são mais dinâmicas em reabilitações bucais, evitando o descolamento muco-periosteal, sendo assim consideradas realmente cirurgias minimamente invasivas.

De acordo com [Hultin, Svensson e Trulsson \(2012\)](#), as intercorrências durante a instalação de implantes guiados sugerem que a informação do cirurgião é tão exigida quanto os implantes convencionais. A vantagem clínica com cirurgia guiada sem retalho é que a tecnologia tende a suavizar o desconforto e dor no pós-operatório.

[Margonar et al. \(2012\)](#) realizaram um protótipo empregando tomografia computadorizada *multislice* (com várias fatias). Todos os métodos de acomodação do enxerto ósseo homogêneo foram executados previamente com o emprego do protótipo; só depois foi realizado o procedimento cirúrgico no paciente. Isso permitiu melhor planejamento, com procedimentos mais precisos e tempo cirúrgico reduzido.

[Nickenig et al. \(2012\)](#) estabeleceram protocolo para diagnósticos tridimensionais e confecção de guia cirúrgico computadorizado como rotina, caso contrário, a cirurgia guiada poderia continuar inutilizada, uma vez que, ainda permanecem incertezas embora o uso de uma matriz de perfuração seja importante para separação mínima e garantia de estruturas adjacentes intocadas. O fato do uso de modelos de guia cirúrgico demanda um preparo abrangente e conhecimento no emprego de dados tridimensionais para projetar a desejada posição do implante.

A tecnologia de cirurgia com implantes guiada por computador não é isenta de erros, a não ser que o cirurgião tenha sido bem habilitado e siga com rigor o protocolo estabelecido. Esta modalidade de tratamento é uma metodologia viável quando fundamentada, em-

pregando tomografia computadorizada 3D e *software* que possibilitem planejamento que minimize as falhas Bruno *et al.* (2013).

Farley *et al.* (2013) compararam a exatidão da disposição dos implantes planejados via guias cirúrgicos convencionais com os guias computadorizados. Seu estudo apontou que implantes com guia computadorizada estavam mais frequentemente nas posições delineadas. Mostraram também que guias computadorizados apresentaram menos variabilidade do que as convencionais, concluindo que uma maior precisão foi observada com as guias computadorizadas.

Flügge *et al.* (2013) avaliaram a digitalização de superfície a laser, a tomografia computadorizada de feixe cônico, a idealização computadorizada e a impressão tridimensional (3D) e concluíram que a fabricação de guias de perfuração de implantes utilizando idealização virtual propicia facilidades. Quatro fundamentais benefícios foram avaliados: em primeiro lugar, não é indispensável alguma prótese de averiguação adicional; em segundo lugar, a obtenção de dados pode ser conseguida durante a primeira consulta; em terceiro lugar, o plano virtual é transferido inteiramente para o guia de perfuração sem perda de exatidão e, finalmente, o custo do tratamento e o tempo demandado são reduzidos com este método de fabricação facilitada.

Meloni *et al.* (2013) avaliaram os resultados clínicos e radiográficos de 23 mandíbulas desdentadas tratadas com planejamento por *software* 3D, cirurgia guiada e carga imediata. Concluíram que a cirurgia guiada e carga imediata parecem simular uma alternativa viável para as reabilitações imediatas de mandíbulas totalmente edentadas com implantes e próteses fixas.

Ramasamy *et al.* (2013) compararam radiograficamente guias cirúrgicos convencionais e guias cirúrgicos computadorizados. Descreveram que a alta precisão na idealização e execução de procedimentos cirúrgicos é importante para obter um alto índice de sucesso, e minimizar danos iatrogênicos. Completaram que o melhor meio é o emprego de tomografia computadorizada com *software* de planejamento de implante em 3D, métodos para produção de modelos e cirurgia guiados por computador.

A cirurgia de implante guiada por computador em locais de extração imediata é um procedimento pouco desenvolvido. A presença de dentes que serão extraídos torna difícil a criação de um modelo radiográfico adequado para a simulação virtual da reabilitação. Um modelo radiográfico modificado auxilia a definição de uma simulação digital para a reabilitação maxilar de um paciente edêntulo parcial. Esta modificação permitiu a informação virtual protética tridimensional em regiões onde os dentes serão extraídos (LANIS *et al.*, 2015).

Embora haja considerações divergentes nos trabalhos supracitados, em alguns aspectos, é comum que, a partir da deficiência óssea e ausência ideal de mucosa queratinizada até a prototipagem biomédica, fazer-se necessário o estudo e aplicabilidade de uma prototipa-

gem específica para odontologia, que possa otimizar a melhoria desses procedimentos tanto para o profissional quanto para o paciente. O que confirmam [Sawchuk et al. \(2016\)](#) que avaliaram a exatidão e confiabilidade das ferramentas diagnósticas disponíveis para avaliação das deficiências transversas superiores, sendo que a mais confiável é a tomografia de , aqui considerada subsidiária da base de dados necessária para confecção do protótipo desse trabalho.

3.4 Tomografia e o *InVesalius*

[Archer \(2017\)](#) avaliou o programa *InVesalius* com imagens conseguidas por meio de ressonância magnética ou tomografia. O *software* computadorizado de estruturas anatômicas para reconstrução tridimensional, possibilita a geração de modelos tridimensionais de qualquer região do corpo humano ou mesmo de animais. O formato das imagens, normalmente gerado por aparelhos, tem formato *DICOM* permitindo que o *software* possibilite imagens tridimensionais no formato .STL que é o formato aceitável pelas impressoras 3D para uma prototipagem rápida. O Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer corresponde a um centro de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia do Brasil, que desenvolveu o programa *InVesalius*, que hoje está hospedado no portal do *software* público, de uso integralmente livre e disponibilizado em diversas línguas. O *software* é, sem dúvida, um grande avanço para a prototipagem 3D em humanos, de uso muito facilitado, funções diretas e, totalmente em português, podendo ser executado em um microcomputador ou mesmo um *notebook* de uso doméstico. O médico ou dentista para aprimorar o planejamento de procedimentos e cirurgias conta com as tecnologias de visualização e análise 3D para a confecção de eventuais protótipos facilitadores. As imagens do presente trabalho foram obtidas no site <https://www.dicomlibrary.com>, que é uma Biblioteca de arquivos DICOM, um serviço de compartilhamento de arquivos e imagens médica e odontológica online que para fins educacionais e científicos, totalmente gratuito e preserva o anonimato dos pacientes que originaram as imagens.

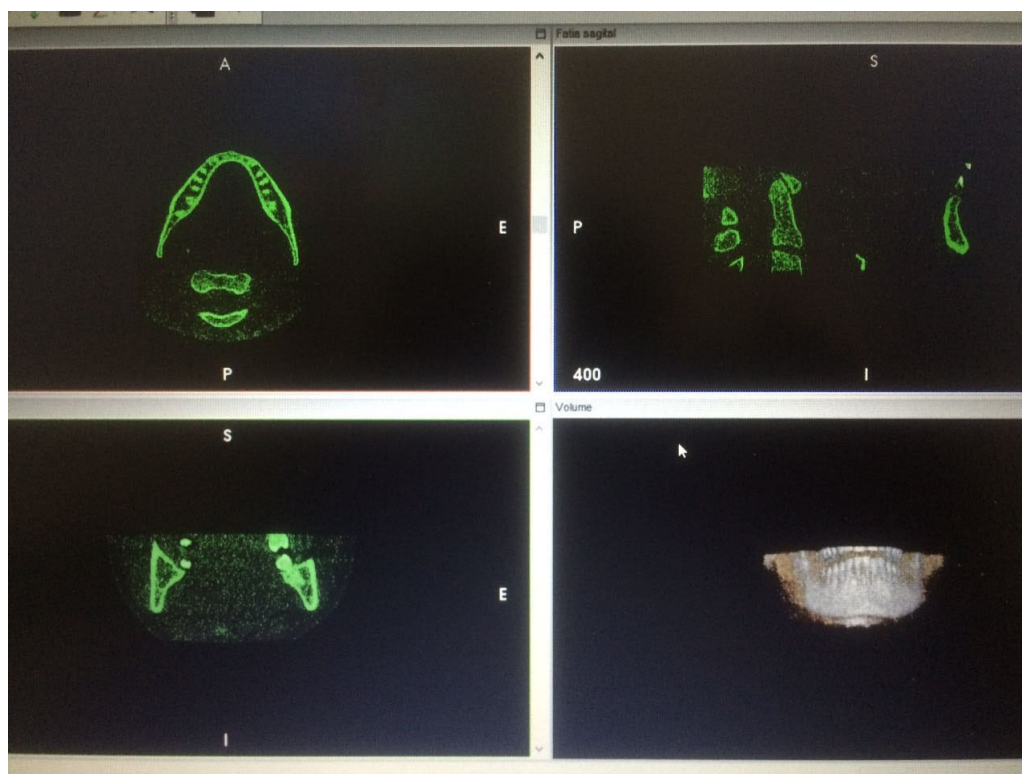
Capítulo 4

METODOLOGIA

A metodologia básica desta proposta tem foco na reprodução da arcada dentária de pacientes carentes de implantes odontológicos, por meio da confecção de um protótipo que permita facilitar a visualização destas arcadas dentárias num processo anterior aos procedimentos cirúrgicos odontológicos.

Utilizando arquivos tomográficos de arcadas dentárias de um indivíduo anônimo, adquiridas no repositório público e livre de imagens tomográficas www.dicomlibrary.com, que é um serviço de compartilhamento online de imagens DICOM com propósitos científicos e educacionais. Segundo o próprio repositório, o objetivo principal foi criar e desenvolver uma nova ferramenta inovadora para que especialistas analisem e manipulem dados médicos e compartilhem estudos anônimos entre colegas ou mesmo obtenham uma segunda opinião dos profissionais médicos de todo o mundo.

De posse das imagens, com a utilização do programa *InVesalius* (Fig. 4.1), o qual é gratuito para pesquisa e tem a capacidade de ler arquivos DICOM oriundos de aparelhos tomográficos, foi gerado o modelo CAD tridimensional da arca dentária (Fig. 4.2).

Figura 4.1 – Telas do Programa *InVesalius*.

Fonte: Autoria própria.

Figura 4.2 – Modelo 3D.



Fonte: Autoria própria.

Em seguida, as imagens tridimensionais foram editadas convenientemente e reproduzidas em impressoras 3D do LaMoP3D da UFG Regional Catalão.

Com o protótipo em mãos (Fig. 4.3), foi possível delinear um roteiro que permitiu planejar com maior facilidade e precisão qualquer procedimento que se fizesse necessário no processo cirúrgico, diminuindo os riscos, repetições e falhas que seriam comumente suscetíveis, sem a utilização deste modelo.

Figura 4.3 – Imagem do protótipo confeccionado no LaMoP3D da UFG Catalão.



Fonte: Autoria própria.

No protótipo em questão, foi trabalhado um implante dentário no local do dente incisivo central inferior esquerdo (elemento 31). Como as tomografias foram adquiridas do site www.dicomlibrary.com, essa estava com um provisório instalado no local proposto a fazer o implante. O provisório em questão foi retirado no protótipo por meio de brocas de baixa rotação trabalho este feito no LaMoP3D da UFG Regional Catalão (Fig. 4.4). Foi realizado nesse mesmo laboratório a simulação de um implante dental no elemento 31 no protótipo. Primeiramente, fez-se toda a montagem dos equipamentos necessários para a realização dessa simulação cirúrgica no LaMoP3D além do motor e contra ângulo cirúrgico o kit para cirurgia da marca “neodent” (Fig. 4.5) foi montado na mesa para iniciar a simulação. Sendo que o implante utilizado foi o *implant drive ti acqua* plataforma 3.3. (Fig. 4.6) Seguindo o protocolo do fabricante dos implantes “neodent” pesquisado no site <https://www.neodent.com.br/> foi selecionado de acordo com o protótipo em mãos esse implante devido as características do produto como: interface, câmaras cortantes no sentido anti-horário sendo ideal para pós-extração, diâmetro de 3,5 mm ideal para incisivos inferiores. A rotação de perfuração foi de

500 a 800 *rpm*.

Figura 4.4 – Retirada do provisório com brocas de baixa rotação no LaMoP3D da UFG Catalão.



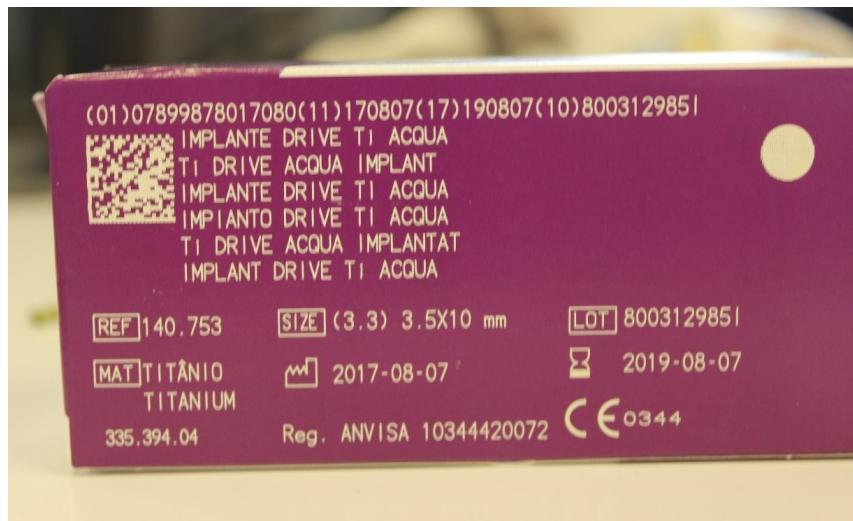
Fonte: Autoria própria.

Figura 4.5 – Kit Neodent utilizado para instalação do implante no modelo.



Fonte: Autoria própria.

Figura 4.6 – Características do implante utilizado.



Fonte: Autoria própria.

Visto assim que as características do material são muito próximas ao osso para um planejamento prévio a rotação de instalação foi de 30 *rpm* alcançando o torque de 60 *N*. A primeira broca trabalhando para iniciar a preparação no leito receptor do futuro implante (Fig. 4.7). Essa broca é conhecida como Lança, possui 2,0 *mm* de diâmetro e tem a função de romper a cortical.

Figura 4.7 – Início da instalação do implante com a broca lança de 500 a 800 *rpm*.

Fonte: Autoria própria.

Seguindo o protocolo do fabricante a broca que foi posteriormente utilizada foi a Alvin 2.0 (Fig. 4.8); essa broca é confeccionada de um aço próprio para cirurgia e faz a sequência de instrumentação para implantes Alvin.

Figura 4.8 – Trabalhando de 500 a 800 *rpm* com a broca alvin 2.0.



Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, foi utilizada a broca de perfuração Alvin 3.5 (Fig 4.9) que teve a função de alargar o leito receptor para futura implantação do implante.

Figura 4.9 – Trabalhando de 500 a 800 *rpm* com a broca alvin 3.5.



Fonte: Autoria própria.

Após ser trabalhada, essa broca com uma rotação aproximado de 800 rpm foi trabalhado no protótipo uma broca countersink 3.5 (Fig. 4.10); essa broca é confeccionada tanto em aço cirúrgico como em zircônia e tem a função essencial de fazer o preparo da crista óssea para o assentamento do implante no terço cervical.

Figura 4.10 – Trabalhando com a broca Countersink 3.5 de 500 a 800 *rpm*.



Fonte: Autoria própria.

A Fig. 4.11, exibe uma simulação da retirada do implante do recipiente que vem do fabricante.

Figura 4.11 – Simulação da retirada do implante do envelope.



Fonte: Autoria própria.

Na sequência, foi inserido o implante no protótipo com o motor a 30 *rpm* alcançando um torque de 60 *N* (Fig. 4.12) que proporciona uma boa colocação (Fig. 4.13) no modelo.

Figura 4.12 – Instalação do implante a 30 *rpm* e torque de 60 *N*.



Fonte: Autoria própria.

Figura 4.13 – Implante instalado no protótipo.



Fonte: Autoria própria.

É importante salientar que a cirurgia simulada foi muito próxima ao real dando uma boa noção para a realização no paciente, posteriormente, no consultório dentário. Uma ucla metálica foi utilizada para a confecção de um suposto provisório sobre implante; este foi confeccionado com resina fotopolimerizável no laboratório LaMoP3D da UFG Regional Catalão, e parafusado no modelo 3D (Fig. 4.14) dando mais realidade ao modelo conforme

Fig. 4.15 visualizando a grande função do protótipo que é minimizar erros e prever o resultado mesmo antes da intervenção no paciente.

Figura 4.14 – Parafusando o provisório confeccionado com resina acrílica.



Fonte: Autoria própria.

Figura 4.15 – Provisório parafusado no modelo para dar mais realidade as vantagens do protótipo.



Fonte: Autoria própria.

4.1 Resultados da prototipagem em sequencial

O protocolo do fabricante dos implantes “neodent” foi seguido conforme disponível no site <https://www.neodent.com.br> e foi selecionado de acordo com o protótipo em mãos, o implante “Drive TI Acqua” devido às características do produto como: interface, câmaras cortantes no sentido anti-horário sendo ideal para pós-extração, diâmetro de 3,5 *mm* ideal para incisivos inferiores. A rotação de perfuração foi de 500 a 800 *rpm*. Visto assim, as características do material são muito próximas ao osso para um planejamento prévio a rotação de instalação foi de 30 *rpm* alcançando o torque de 60 *N*.

A partir da impressão do protótipo 3D, conforme imagens exibidas nesse trabalho nas Fig. 4.3 a Fig. 4.15, verificou-se a relevância dessa pesquisa quanto à gestão organizacional nos seguintes aspectos para o cirurgião dentista:

1. facilitar a visualização prévia da cirurgia de implante dentário;
2. favorecer a diminuição de riscos inerentes a este tipo de procedimento;
3. diminuir o tempo clínico, uma vez que fora feito previamente o implante dentário no protótipo e,
4. promover facilidade de escolha do implante quanto ao seu tamanho e diâmetro.

Em relação ao paciente carente de implantes dentários:

1. o protótipo facilitará a prévia visualização do dente a ser implantado, permitindo ao mesmo aceitar ou divergir quanto ao tratamento proposto apresentado no protótipo;
2. o custo desse protótipo seria inferior a 3% do valor total do tratamento de implante sendo irrelevante em relação ao procedimento usual;
3. diminuição de fatores traumáticos e psicológicos decorrentes dos tratamentos dentários rotineiros, visto que visualizar esse procedimento no protótipo 3D de forma prévia trará mais segurança por oferecer uma visualização real;
4. tanto para o cirurgião dentista quanto o paciente, a comunicação entre ambos com o protótipo em mãos para os procedimentos a serem feitos, será evidenciada com mais clareza.

Capítulo 5

CONCLUSÕES

O sucesso de todas as cirurgias odontológicas necessita de um excelente planejamento, aliado a um bom diagnóstico, avaliando, por exemplo, a profundidade de sondagem, tratamento prévio das periodontopatias e da presença de faixa adequada de mucosa queratinizada e osso alveolar.

A prototipagem em impressora 3D permitiu uma previsão confiável no planejamento do tratamento reabilitador. Além disso, sempre que se fizer necessária a realização dos exames complementares a clínica, estes deverão ser feitos; porém com a confecção de um protótipo objeto dessa pesquisa, facilitará a ação do profissional. Também quando houver uma quantidade adequada de tecido mole e volume estável de osso alveolar é de grande importância para a reabilitação com implantes. Com um modelo em mãos similar à boca tornou previsível uma excelente execução da reabilitação bucal com implante dental.

Hoje, a prototipagem já é possível ser feita por programas específicos como o *software InVesalius* que é gratuito para pesquisa; esse permite analisar e reproduzir suas imagens em impressora 3D que foi a proposta desse trabalho com intuito de facilitar o planejamento do cirurgião e, igualmente, melhorar a qualidade dos procedimentos cirúrgicos para o paciente.

De suma importância para o eficaz resultado de qualquer tratamento, quando for impresso, o protótipo 3D, evidencia com clareza os procedimentos que serão realizados e quaisquer dúvidas ou desconhecimento a respeito desse trabalho.

Em contrapartida, para os cirurgiões dentistas, o trabalho a ser proposto apresentará facilidade de comunicação para com o paciente, minimizando-lhes futuras insatisfações por parte desse.

A Prototipagem 3D na gestão das cirurgias odontológicas permitirá a redução de custo e tempo operacional devido à diminuição de falhas e repetições desnecessárias o que ocasionará uma excelência do planejamento e posterior execução tendo em vista a prévia realização do tratamento no protótipo.

REFERÊNCIAS

- 3DPRINTINGINDUSTRY.COM. *The Free Beginner's Guide*. 2018. Disponível em: <<https://3dprintingindustry.com/>>. Citado 4 vezes nas páginas 21, 22, 23 e 24.
- ABRAMS, L. Augmentation of the deformed residual edentulous ridge for fixed prosthesis. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, v. 1, n. 3, p. 205–213, 1980. Citado na página 26.
- ACOCCELLA, A. *et al.* Early implant placement in bilateral sinus floor augmentation using iliac bone block grafts in severe maxillary atrophy: a clinical, histological, and radiographic case report. *Journal of Oral Implantology*, v. 35, n. 1, p. 37–44, 2009. Citado na página 28.
- ALLEN, E. P. *et al.* Improved technique for localized ridge augmentation: A report of 21 cases. *Journal Periondontol*, Am Acad Periodontology, v. 56, n. 4, p. 195–199, 1985. Citado na página 26.
- ARCHER, R. *InVesalius 3*. 2017. Disponível em: <<http://www.cti.gov.br/invesalius/alius>>. Citado na página 30.
- ARELLANO, J. Tomografia computadorizada (tc) no diagnóstico e controle do tratamento das disfunções da articulação temporomandibular. *J. Bras. Oclusão, ATM e Dor Orofacial, Curitiba*, v. 1, n. 4, p. 315–323, 2001. Citado na página 17.
- BANKS, J. Adding value in additive manufacturing: researchers in the united kingdom and europe look to 3d printing for customization. *IEEE pulse*, IEEE, v. 4, n. 6, p. 22–26, 2013. Citado na página 26.
- BARBATO, P. R. *et al.* Perdas dentárias e fatores sociais, demográficos e de serviços associados em adultos brasileiros: uma análise dos dados do estudo epidemiológico nacional (projeto sb brasil 2002-2003). *Cad Saúde Pública*, v. 23, n. 8, p. 1803–14, 2007. Citado na página 15.
- BOTHE, T. Reaction of bone to multiple metallic implants. *Sur Gynecol Obst*, v. 71, n. 6, p. 598–602, 1940. Citado na página 15.
- BRANEMARK, P. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, v. 16, p. 1–132, 1977. Citado na página 16.
- BRUNO, V. *et al.* Computer guided implantology accuracy and complications. *Case reports in dentistry*, Hindawi Publishing Corporation, v. 2013, 2013. Citado na página 29.

BUSER, D.; MARTIN, W.; BELSER, U. C. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 19, n. 7, 2004. Citado na página 16.

BUSHBERG, J. T. *The essential physics of medical imaging*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. Citado na página 17.

CASAP, N. *et al.* Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 20, n. 1, 2005. Citado na página 27.

CHEN, S. T. *et al.* Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 19, n. 19, p. 12–25, 2004. Citado na página 27.

CUI, X. *et al.* Thermal inkjet printing in tissue engineering and regenerative medicine. *Recent patents on drug delivery & formulation*, Bentham Science Publishers, v. 6, n. 2, p. 149–155, 2012. Citado na página 25.

CUNICO, M. W. M. *Impressoras 3D: o novo meio produtivo*. [S.l.]: Concep3d Pesquisas Científicas, 2015. Citado na página 19.

ENDODONTICS.DENTAL/TECHNOLOGIES. *Cone Beam Computed Tomography (CBCT)*. 2018. Disponível em: <endodontics.dental/Technologies>. Citado na página 13.

FARLEY, N. E. *et al.* Split-mouth comparison of the accuracy of computer-generated and conventional surgical guides. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 28, n. 2, 2013. Citado na página 29.

FERREIRA NETO, G. Modelagem e desenvolvimento de prótese de mão mecatrônica com acionamento individual de dedos. Programa de Pós-Graduação em Modelagem e Otimização. Universidade Federal de Goiás, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 23.

FLÜGGE, T. V. *et al.* Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Elsevier, v. 71, n. 8, p. 1340–1346, 2013. Citado na página 29.

FORTIN, T. *et al.* Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v. 21, n. 2, 2006. Citado na página 27.

GIORDANO, M. *et al.* Reliability of computer designed surgical guides in six implant rehabilitations with two years follow-up. *Dental Materials*, Elsevier, v. 28, n. 9, p. e168–e177, 2012. Citado na página 28.

GOLDSTEIN, A. R. Soft tissue ridge augmentation to correct an esthetic deformity caused by adversely placed implants: a case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, v. 18, n. 3, 1998. Citado na página 27.

GONZÁLEZ-MARTÍN, O.; VELTRI, M. Cone beam analysis of the buccal bone associated with a dental implant: A tridimensional assessment case report. *Quintessence International*, v. 48, n. 4, 2017. Citado na página 18.

GOTTLIEB, S.; LEVENTHAL, M. D. Titanium, a metal for surgery. *J Bone Joint Surg Am*, v. 33, n. 2, p. 473–474, 1951. Citado na página 15.

HULTIN, M.; SVENSSON, K. G.; TRULSSON, M. Clinical advantages of computer-guided implant placement: a systematic review. *Clinical oral implants research*, Wiley Online Library, v. 23, n. s6, p. 124–135, 2012. Citado na página 28.

JANUARIO, A. L.; BARRIVIERA, M.; DUARTE, W. R. Soft tissue cone-beam computed tomography: A novel method for the measurement of gingival tissue and the dimensions of the dentogingival unit. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, Wiley Online Library, v. 20, n. 6, p. 366–373, 2008. Citado na página 17.

JOB, S. *et al.* In vivo evaluation of crestal bone heights following implant placement with 'flapless' and 'with-flap' techniques in sites of immediately loaded implants. *Indian Journal of Dental Research*, Medknow, v. 19, n. 4, p. 320, 2008. Citado na página 27.

KHEUR, M. G. *et al.* Three-dimensional evaluation of alveolar bone and soft tissue dimensions of maxillary central incisors for immediate implant placement: A cone-beam computed tomography assisted analysis. *Implant dentistry*, LWW, v. 24, n. 4, p. 407–415, 2015. Citado na página 17.

LANIS, A. *et al.* Computer-guided implant surgery and immediate loading with a modifiable radiographic template in a patient with partial edentulism: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, Elsevier, v. 114, n. 3, p. 328–334, 2015. Citado na página 29.

MANDETTA, C. d. M. R. *et al.* Considerações clínicas no planejamento e instalação de implantes imediatos. *ImplantNews*, v. 10, n. 6a PBA, p. 159–168, 2013. Citado na página 16.

MARGONAR, R. *et al.* Anterior tooth rehabilitation with frozen homogenous bone graft and immediately loaded titanium implant using computer-guided surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, LWW, v. 23, n. 5, p. e470–e472, 2012. Citado na página 28.

MCCLARENCE, E. *Close to the Edge: Brånemark and the Development of Osseointegration*. [S.l.]: Quintessence London, 2003. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 16.

MELONI, S. M. *et al.* Implant restoration of edentulous jaws with 3d software planning, guided surgery, immediate loading, and cad-cam full arch frameworks. *International journal of dentistry*, Hindawi Publishing Corporation, v. 2013, 2013. Citado na página 29.

MEURER, M. I. *et al.* Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. *Radiologia Brasileira*, Radiologia Brasileira, v. 41, n. 1, p. 49–54, 2008. Citado na página 27.

MONTEIRO, M. T. F. *A impressão 3D no meio produtivo e o design: um estudo na fabricação de joias*. Tese (Doutorado) — Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Design da UEMG, Belo Horizonte, 2015. Citado 4 vezes nas páginas 20, 21, 22 e 24.

MOSTAFA, R. A.; ARNOUT, E. A.; FOTOUH, M. M. Abo el. Feasibility of cone beam computed tomography radiomorphometric analysis and fractal dimension in assessment of postmenopausal osteoporosis in correlation with dual x-ray absorptiometry. *Dentomaxillofacial Radiology*, The British Institute of Radiology, v. 45, n. 7, p. 20160212, 2016. Citado na página 18.

- NICKENIG, H. *et al.* Possibilities and limitations of implant placement by virtual planning data and surgical guide templates. *International journal of computerized dentistry*, v. 15, n. 1, p. 9–21, 2012. Citado na página 28.
- OZBOLAT, I. T.; YU, Y. Bioprinting toward organ fabrication: challenges and future trends. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, IEEE, v. 60, n. 3, p. 691–699, 2013. Citado na página 25.
- PALLAROLAS, E. A. F. F. *Revisão técnica de processos de manufatura aditiva e estudo de configurações geométricas, para estruturas de impressoras tridimensionais*. Tese (Doutorado) — UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 23.
- RAMASAMY, M. *et al.* Implant surgical guides: From the past to the present. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, Medknow Publications, v. 5, n. Suppl 1, p. S98, 2013. Citado na página 29.
- SAWCHUK, D. *et al.* Diagnostic methods for assessing maxillary skeletal and dental transverse deficiencies: A systematic review. *Korean J Orthod*, v. 46, n. 5, p. 331–342, 2016. Citado na página 30.
- SEIBERT, J. S. Surgical preparation for fixed and removable prostheses. In: *Contemporary Periodontics*. St. Louis-Mosby: Genco, R.J.; GOLDMAN, H. M.; COHEN, D. H., 1990. p. 637–652. Citado na página 27.
- SILVA, A. C. *Algoritmos para diagnóstico assistido de nódulos pulmonares solitários em imagens de tomografia computadorizada*. 140 f. Tese (Doutorado em Informática) — Programa de Pós-graduação em Informática do Departamento de Informática da PUC - Rio, Rio de Janeiro, 2004. Citado na página 16.
- VENTOLA, C. L. Medical applications for 3d printing: current and projected uses. *Pharmacy and Therapeutics*, MediMedia, USA, v. 39, n. 10, p. 704, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 25.
- YILMAZ, H. G.; BOKE, F.; AYALI, A. Cone-beam computed tomography evaluation of the soft tissue thickness and greater palatine foramen location in the palate. *Journal of clinical periodontology*, Wiley Online Library, v. 42, n. 5, p. 458–461, 2015. Citado na página 18.
- ZANI, S. R. *et al.* Colocação de implante imediato após exodontia: relato de caso clínico. *Odontologia Clínico-Científica (Online)*, CRO/PE, v. 10, n. 3, p. 281–284, 2011. Citado na página 16.

Capítulo 6

GLOSSÁRIO

Absorciometria— Determinação da fração da radiação incidente, absorvida por um corpo material.

Apical— Relativo à extremidade terminal da raiz de um dente.

Borda incisal— É formada pelo encontro das faces vestibular e lingual dos dentes.

Cemento— Em odontologia é um tecido mineralizado especializado que recobre a superfície da raiz.

Coronal— Relativo à coroa ou parte frontal da língua, ponto culminante.

Cunículo— Faz referência ao coelho.

Edêntulo— Que não tem dentes; especialmente, que perdeu os dentes; edentado. (Etm. e + dente + ulo)

Epitélio juncional— É o epitélio que promove a união da gengiva como dente.

Esmalte dentário— É o mais resistente e também o tecido mais mineralizado do corpo. É o componente dos dentes que é normalmente visto (em situações normais) e é suportado pela dentina.

Exodontia— Ramo da odontologia que se dedica ao tratamento e às práticas de extração de dentes e suas raízes, podendo ser feita por uma intervenção cirúrgica, ou não.

Face lingual— Face voltada para a língua nos dentes inferiores.

Face vestibular— Face dos dentes de frente para os lábios / bochechas.

Forame— Orifício ou buraco de um órgão ou de uma estrutura anatômica.

Forame palatino— Orifícios inferiores dos canais palatinos acessórios.

Hidroxiapatita— É formada por fosfato de cálcio cristalino ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) e representam um depósito de 99% do cálcio corporal e 80% do fósforo total. O esmalte que cobre os dentes contém esse mineral.

Inserção conjuntiva— É a inserção das fibras gengivais no cimento radicular cervical.

Ósseo— Que tem a natureza do osso.

Periodonto— Em odontologia é o nome dado a todos os tecidos envolvidos na fixação do dente ao osso (maxila ou mandíbula).

Periósteo— Membrana conjuntiva que envolve os ossos e assegura seu crescimento em espessura.

Periótomo— O periótomo é um instrumento odontológico utilizado para romper os ligamentos periodontais muito utilizado em extrações e implantes de carga imediata.

Radiografia periapical— São radiografias dos dentes onde aparecem as faces vestibular e lingual. Este tipo de radiografia mostra o dente completo e o osso que o rodeia. São utilizadas para mostrar a cárie e doenças periapicais e periodontal.