

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SERVIÇOS E SAÚDE
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

ARTHUR PINTO DA CUNHA

**DESENVOLVIMENTO DE DENTE MOLAR ARTIFICIAL EM
IMPRESSORA 3D PARA UTILIZAÇÃO EM SIMULADORES
ANTROPOMÓRFICOS**

FLORIANÓPOLIS, JUNHO DE 2019.

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SERVIÇOS E SAÚDE
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA**

ARTHUR PINTO DA CUNHA

**DESENVOLVIMENTO DE DENTE MOLAR ARTIFICIAL EM
IMPRESSORA 3D PARA UTILIZAÇÃO EM SIMULADORES
ANTROPOMÓRFICOS**

Trabalho de Conclusão de Curso
submetido ao Instituto Federal de
Educação, Ciência e Tecnologia de Santa
Catarina como parte dos requisitos para
obtenção do título de Tecnólogo em
Radiologia.

Professor Orientador:
Prof. Marco Antônio Bertoncini Andrade,
Me.

FLORIANÓPOLIS, JUNHO DE 2019.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor.

Cunha, Arthur Pinto da
Desenvolvimento de Dente Molar Artificial em Impressora
3D para Utilização em Simuladores Antropomórficos / Arthur
Pinto da Cunha ; orientação de Marco Antônio
Bertoncini Andrade. - Florianópolis, SC, 2019.
59 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) - Instituto Federal
de Santa Catarina, Câmpus Florianópolis. CST
em Radiologia. Departamento Acadêmico de Saúde e
Serviços.
Inclui Referências.

1. Dente. 2. Radiologia Odontológica. 3. Impressão
Tridimensional. I. Andrade, Marco Antônio Bertoncini
. II. Instituto Federal de Santa Catarina. Departamento
Acadêmico de Saúde e Serviços. III. Título.

**DESENVOLVIMENTO DE DENTE MOLAR ARTIFICIAL EM IMPRESSORA 3D
PARA UTILIZAÇÃO EM SIMULADORES ANTROPOMÓRFICOS**

ARTHUR PINTO DA CUNHA

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do Título de Tecnólogo em Radiologia e aprovado na sua forma final pela banca examinadora do Curso Superior de Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 24 de Junho, 2019.

Banca Examinadora:



Marco Antônio Bertoncini Andrade, M.e.



Caroline de Medeiros, M.e.



Alexandre D'Agostini Zottis, Dr.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por me fortalecer e iluminar o meu caminho durante a trajetória acadêmica.

Aos meus familiares, por todo o carinho e incentivo que sempre me deram.

Às amigas que construí durante o curso, por todo o apoio e esforços coletivos recebidos.

Ao corpo docente do Instituto Federal de Santa Catarina por buscar incansavelmente proporcionar um ensino de qualidade.

Ao professor Me. Matheus Savi, por me ajudar e incentivar desde o início do meu projeto até a sua conclusão, e também agradeço ao meu orientador professor Me. Marco Bertoncini por todas as contribuições e ensinamentos.

Por fim, a todas as pessoas que contribuíram de alguma maneira e estiveram presentes durante a trajetória acadêmica.

RESUMO

A presente pesquisa utiliza a combinação das tecnologias da tomografia computadorizada e impressão tridimensional para desenvolver de um protótipo de dente artificial com características anatômicas e de atenuação à radiação similares ao tecido biológico do dente humano. O objetivo geral deste trabalho consistiu em desenvolver um dente molar artificial em impressora 3D para utilização em simuladores antropomórficos. Para tanto, foi testado duas formas para constituir o esmalte, dois banhos com materiais diferentes, e para dentina foi usado filamento específico. Como resultado da pesquisa, após analisar os ROI's, evidenciou-se que o ensaio que melhor representou o esmalte foi constituído por dois banhos de óxido de bismuto dissolvido em acetona, os ROI's analisados apresentaram variação entre 0,97 e 14,84% nos valores da escala de Housfield em comparação aos mesmos pontos analisados no dente biológico, contudo, em um ROI específico, a distribuição do material não foi uniforme, apresentando uma variação de -17,56%, para dentina, o filamento foi utilizado para representar os valores de atenuação à radiação ionizante do tecido biológico do dente, os ROI's analisados apresentaram em sua maioria uma variação entre -3,59 e 5,24%, de modo que em 3 ROI's apresentaram valores de -10,54, -11,24 e -11,63% da escala de Housfield em comparação aos mesmos pontos analisados no dente biológico. Conclui-se, portanto, que é possível construir um dente artificial que possa ser utilizado em um para uso em fantasmas antropomórficos. utilizado para criação da anatomia do esmalte do modelo foi com a realização de dois banhos de óxido de bismuto dissolvido em acetona, já para a dentina foi filamento em processo de patente.

Palavras-chave: Dente. Radiologia Odontológica. Impressão Tridimensional.

ABSTRACT

This research uses the combination computed tomography and three-dimensional printing technologies to develop a prototype of artificial teeth with similar anatomical characteristics and attenuation to radiation to the biological tissue of a human tooth. The general objective of this work is to develop an artificial molar on a 3D printer for use in anthropomorphic simulators. Two methods were tested to constitute the enamel, two baths with different materials, and for dentin was used specific filament. As a result of the research, after analyzing the ROI's and it's values of HU, it was shown that the method that best represented the enamel was made up of two baths of Bismuth oxide dissolved in acetone, the ROI analyzed varied between 0.97 and 14.84% in the values of the Housfield scale in relation to the same points analyzed in the biological tooth, but in a specific ROI, the distribution of the material was not uniform, presenting a variation of - 17.56% for dentin. The filament was used to represent the attenuation values of the ionizing radiation of the biological tissue of the tooth. The analyzed ROI presented a variation between -3.59 and 5.24%, so that in 3 ROI's showed values of - 10.54, -11,24 and -11.63% of the Housfield scale, compared to the same points analyzed in the biological tooth, with similar attenuation values. Therefore, It's concluded that it is possible to construct an artificial tooth to be used in anthropomorphic phantoms.

Key-words: Tooth. Dental Radiology. Three-Dimensional Printing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:Parâmetros de comparação para radiopacidade e radiolucidez	15
Figura 2:Terminologia comum usada para especificar as superfícies dos dentes: mesial / distal, facial / lingual, e oclusal.....	18
Figura 3:Desenho gráfico demonstrando a divisão da cavidade oral em 4 quadrantes	19
Figura 4:A) Primeiro molar superior direito; B) Segundo molar superior direito	20
Figura 5:A) Primeiro molar inferior direito; B) Segundo molar inferior direito	21
Figura 6:Anatomia dos dentes e tecidos de suporte. PDL - Ligamento periodontal ..	21
Figura 7:Representação de lucidez e radiopacidade	22
Figura 8:Processo de impressão FFF	28
Figura 9:Filamentos.....	31
Figura 10:Segundo Molar Superior Direito, Amostra Biológica	36
Figura 11:A) Renderização do volume; B) Seleção da região de interesse; C) Aplicação de Threshold; D) Delineamento da anatomia de interesse; E) Criação do modelo	39
Figura 12:A) Modelo importado no Software Meshmixer; B) Aplicação do filtro "ShrinkSmooth" no modelo.....	40
Figura 13:A) Configuração do Suporte no Modelo; B) Modelo após a Impressão	40
Figura 14:Becker com Solução para Banho do Esmalte	43
Figura 15:Dente Molar Finalizado	46
Figura 16:ROI's na Região do Esmalte. Imagens DICOM. A - Dente Humano; B1 e B2 - Modelos completos.....	47
Figura 17:ROI's na Região da Dentina. Imagens DICOM. A - Dente Humano; B1 e B2 - Modelos completos.....	48

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 Principais propriedades dos filamentos para impressão 3D.....	32
Quadro 2 Banho em filamento de ABS com mistura de óxido de bismuto dissolvido em acetona.....	42
Quadro 3 Banho em filamento de ABS com diferentes misturas de sulfato de bário com acetona.....	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
CAD	Design Guiado por Computador
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FDM	Fusão e Deposição do Material
FFF	Fabricação por Filamento Fundido
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IFSC	Instituto Federal de Santa Catarina
PLA	Ácido Polilático
ROI	Region of Rnterest
STL	Stereolithography
STL	Standard Triangle Language
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Problema de Pesquisa	13
1.2 Justificativa	13
1.3 Objetivo Geral	14
1.4 Objetivos Específicos	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Radiologia Odontológica	15
2.1.1 Simuladores	16
2.2 Anatomia dos Dentes	17
2.2.1 Molares.....	20
2.3 Componentes dos Dentes	21
2.3.1 Esmalte	23
2.3.2 Dentina	23
2.3.3 Polpa	24
2.3.4 Cimento.....	24
2.3.5 Ligamento periodontal	25
2.4 Tomografia Computadorizada	25
2.5 Modelagem e Impressão 3D	27
2.6 Materiais Utilizados Na Impressão 3D	30
2.6.1 Acrilonitrila Butadieno Estireno – ABS	32
2.7 Aplicação da Impressão Tridimensional em Estudos	32
2.7.1 Pesquisas médicas e odontológicas	33
2.7.2 Educação médica e treinamento	33
3 METODOLOGIA	35
3.1 Métodos Aplicados	35
3.1.1 Estudo teórico	35
3.1.2 Prática: confecção do dente	36
3.1.2.1 <i>Escolha do dente utilizado</i>	36
3.1.2.2 <i>Aquisição das Imagens em Formato DICOM</i>	36
3.1.2.3 <i>Modelagem Digital em Software</i>	37
3.1.2.4 <i>Impressão dos modelos</i>	40
3.1.2.5 <i>Definição dos materiais atenuantes</i>	41
3.1.2.6 <i>Teste do esmalte</i>	41
3.1.2.7 <i>Banho de material para simulador da atenuação do esmalte</i>	41
3.1.2.8 <i>Escolha do material para compor a dentina</i>	44
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	45
5 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52

1 INTRODUÇÃO

A radiosensibilidade dos órgãos e tecidos suscitou o início a preocupação e cuidados com a proteção radiológica, indispensáveis para evitar os possíveis efeitos causados pela radiação ionizante. Ela representa a “sensibilidade especial dos tecidos às radiações, variável segundo a constituição normal ou humoral daqueles, e a dose, intensidade ou qualidade das referidas radiações”. (AULETE, 2019)

Segundo Dewerd e Kissick (2014), o uso descontrolado da radiação ionizante ocasionou nos primeiros efeitos causados pela radiação, destacando a importância de estimar o risco da radiação ionizante por meio da dose absorvida nos órgãos e tecidos por meio de simuladores físicos, também chamados de fantasmas.

De acordo com Cerqueira (2011), fantasmas possuem finalidade de simular e estudar o comportamento do uso da radiação ionizante no tecido biológico e obter aferição da qualidade das imagens.

Nas áreas da saúde, as inovações tecnológicas são constantes, sendo uma delas a impressão tridimensional (3D). Hamedani et al. (2017), mencionam que a produção de filamentos radiopacos para criação desses fantasmas por meio da impressão 3D, permite atingir uma ampla gama de valores de atenuação, desse modo, propicia a criação de objetos radiopacos de forma rápida, barata, precisa e confiável.

Nesse contexto, a tecnologia da impressão 3D (também conhecida como prototipagem rápida) por meio de seus softwares de edição aliada a suas técnicas de impressão tridimensional, viabiliza o pesquisador a modelar e reproduzir com grande similaridade os valores atenuantes à radiação de inúmeras anatomias do corpo humano, por meio da adição substâncias químicas radiopacas em filamentos.

Ao se difundir na medicina, modelos tridimensionais feitos com impressoras 3D, permitem aplicações com propósito de facilitar a reconstrução maxilofacial, orbital e cabeça e pescoço, bem como inúmeras especialidades. (MUELLEMAN et al., 2016)

Segundo Felix (2012), A tomografia computadorizada, desenvolvida na década de 70 por Godfrey Newbold Hounsfield e seus colaboradores, é um método diagnóstico da por imagem que utiliza radiação ionizante para gerar imagens de objetos em forma de cortes. Na radiologia, esse método aliado a prototipagem

rápida, possibilita uma ampla gama de aplicações, propiciando aperfeiçoamento da área técnica e ensino. O desenvolvimento de dentes artificiais por esses meios permite simular o coeficiente de atenuação dos seus tecidos biológicos e sua forma anatômica, contribuindo para maior acessibilidade de modelos, de forma a promover o seu uso em grande escala.

A fim de contribuir para a criação de um fantoma de cabeça, a presente pesquisa tem como objetivo desenvolver um dente molar artificial em impressora 3D que se assemelhe morfológicamente e com similaridade radiopaca nas diferentes anatomias dentárias, para que o mesmo contribua como parte complementar em um projeto futuro de desenvolvimento de fantoma de cabeça.

1.1 Problema de Pesquisa

Como desenvolver um dente molar artificial em impressora 3D para ser utilizado em simulador antropomórfico?

1.2 Justificativa

O estudo da anatomia dos dentes é de extremo valor para estudantes e profissionais das áreas de odontologia e radiologia. É a partir dele que se identifica as estruturas anatômicas dos dentes e características individuais, auxiliando tanto no aprimoramento das técnicas radiológicas aplicadas como em estudos de atenuação.

Combinando as tecnologias da tomografia computadorizada e impressão 3D, torna-se possível obter modelos tridimensionais similares aos do corpo humano, preservando suas características visuais semelhantes às estruturas reais, de modo a tornar esses modelos radiopacos.

Nesse contexto, é importante a dedicação pela busca dos valores de atenuação deste tecido biológico em questão (o dente) utilizando filamentos e materiais comerciais já testados.

Este trabalho se justifica por desenvolver um dente artificial compatível com a atenuação à radiação do dente humano, contribuindo futuramente para o desenvolvimento de um fantoma antropomórfico. Este protótipo também pode ser utilizado nas áreas de educação, pesquisa e extensão.

1.3 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho consiste em desenvolver um dente molar artificial em impressora 3D para utilização em simuladores antropomórficos.

1.4 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos desta pesquisa são:

- a) criar um modelo tridimensional de dente a partir da tomografia computadorizada.
- b) determinar quais materiais que podem ser utilizados em impressão 3D que simulam os valores de atenuação do dente humano;
- c) aplicar os materiais encontrados ao dente artificial;
- d) testar a similaridade morfológica e dos valores de atenuação dos dentes artificiais produzidos com os valores de atenuação do dente humano.

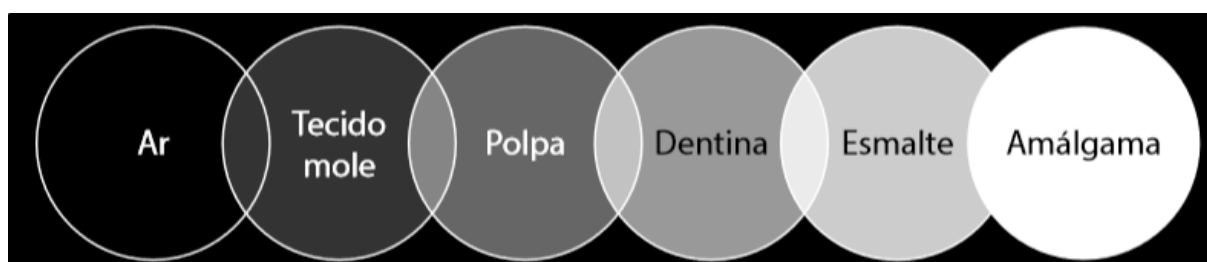
2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Radiologia Odontológica

A radiologia odontológica é a especialidade que tem por finalidade empregar formas de pesquisa por imagem para diagnóstico, assistência e documentação do conjunto bucomaxilofacial e estruturas anexas. Segundo Bolner (2011, p.1), “é a especialidade que, provavelmente, mais se relaciona com as demais disciplinas dentro da Odontologia, sendo essencial para diagnóstico, planejamento e acompanhamento no tratamento das doenças bucais”.

As imagens radiográficas são projeções bidimensionais, ou seja, com ausência de profundidade, representada pela variação dos diferentes tons de cinza (Figura 1) entre o branco e preto, representados pelas características anatômicas do dente. (Oliveira, 2014)

Figura 1: Parâmetros de comparação para radiopacidade e radiolucidez



Fonte: OLIVEIRA (2014, p. 9)

Segundo Bolner (2011), o advento dos raios X na radiologia odontológica permitiu a introdução da utilização de imagens radiográficas no diagnóstico, planejamento e tratamento de doenças bucais.

Neto, Batista e Santos (2009, p.1), citam que:

As radiografias constituem um meio auxiliar de diagnóstico muito importante na área médico-odontológica. Em particular, as radiografias também são fundamentais no tratamento em epidemiologia de cárie e em outras especialidades da odontologia como implantodontia, periodontia, cirurgia bucomaxilofacial, endodontia entre outras.

De acordo com Schrank (2014), a radiologia odontológica é integrante no treinamento de desenvolvimento dos fundamentos e habilidades de interpretação de radiografias odontológicas intraoral e extraoral.

2.1.1 Simuladores

Uma vez que o uso da radiação ionizante se tornou popular, fez-se necessário a criação de fantomas, surgindo no século XX, compostos de água ou cera pelo fato de demonstrar similaridade ao tecido do corpo humano, porém atualmente, a cera não é tanto utilizada por apresentar problemas relacionado ao desvio de equivalência de tecidos às baixas energias. (DEWERD; KISSICK, 2014)

Fantomas são simuladores de tecidos do corpo humano, podem ser utilizados em diversos testes de imagem, dosimetria e controle de qualidade e são divididos em dois tipos: fantomas físicos, podendo ser criados de acrílico devido a sua densidade; e fantomas virtuais, desenvolvidos para simulações computacionais. (NETO; BATISTA; SANTOS, 2009)

Segundo Savi et al. (2017), algumas propriedades dos fantomas podem ser levadas em consideração como parâmetros de medição, tais como: densidade, atenuação, antropomorfismo, compatibilidade com a energia, dentre outros.

De acordo com Dewerd e Kissick (2014), ao invés de se obter um fantoma corporal completo, pode ser utilizado um fantoma antropomórfico, o qual avalia e simula apenas uma seção corporal. Segundo Neto, Batista e Santos (2009), um simulador de cabeça pode ser utilizado para estimar a dose de radiação recebida em pacientes em radiografias odontológicas.

A *Internacional Commission on Radiological Protection* (ICRP) – Comissão Internacional de Proteção Radiológica, em sua publicação 110 (2009), cria padrões de fantomas, um masculino e um feminino, que servem como referência de fantomas de voxel, que por sua vez, representam o corpo humano através de pequenos elementos chamados de voxels, dos quais, a tomografia computadorizada permite relacionar cada um desses voxels do tecido humano.

Fantomas antropomórficos são usados para testar os parâmetros de sistemas de imagem de raios X, como qualidade de contraste e resolução alcançável de imagem. Existem fantomas semelhantes para testar as mesmas propriedades de ultrassonografia, tomografia computadorizada, ressonância magnética e sistemas de tomografia por emissão de pósitrons, bem como aplicações em terapias e simulações de computadores. (DEWERD; KISSICK, 2014)

O fantoma para radiografias odontológicas tem como objetivo simular as diferentes atenuações equivalentes do dente.

2.2 Anatomia dos Dentes

A anatomia dental é a ciência que estuda os dentes em sua forma geral, uma vez que o dente é considerado um órgão do corpo humano, importante e complexo, ele apresenta diversas funções em benefício ao organismo, bem como sensibilidade e ação motora. (TUNES; NOGUEIRA, 2012)

Segundo Nanci (2017), anatomicamente, o dente é composto por uma raiz e uma coroa, o termo raiz corresponde a parte do dente não visível, já a coroa representa a porção visível do dente. Embora os dentes apresentem formas diferentes, histologicamente eles são semelhantes. Kumar (2015), menciona: coroa, revestida por esmalte; raiz, coberta por cimento; periodonto, tecidos de suporte ao dente; dentina, região entre a polpa e o esmalte na coroa, e entre a polpa e o cimento na raiz.

A boca, contudo, diz respeito também à respiração e ingestão de alimentos, compreendendo: externamente pelos lábios e bochechas até o istmo orofaríngeo; palato e língua, no teto da boca e assoalho da boca, respectivamente; ossos da maxila na porção superior e mandíbula na porção inferior; paredes laterais compreendidas por bochecha e regiões retro molares. (BERKOVITZ et al., 2011).

Conforme Nanci (2017), os dentes constituem cerca de vinte por cento da área da superfície da boca, localizados na porção superior e inferior, maxila e mandíbula, respectivamente. A mastigação é uma das principais funções dos dentes, sendo essenciais o desempenho de um discurso adequado. Segundo Madeira (2005), além da mastigação e articulação de palavras, os dentes também proporcionam proteção e sustentação aos tecidos moles relacionados, sendo também imprescindíveis na estética da face.

Segundo Kumar (2015), a boca contém: tecidos duros, como os ossos da mandíbula, maxila e os dentes; tecidos moles como mucosa de revestimentos e glândulas salivares.

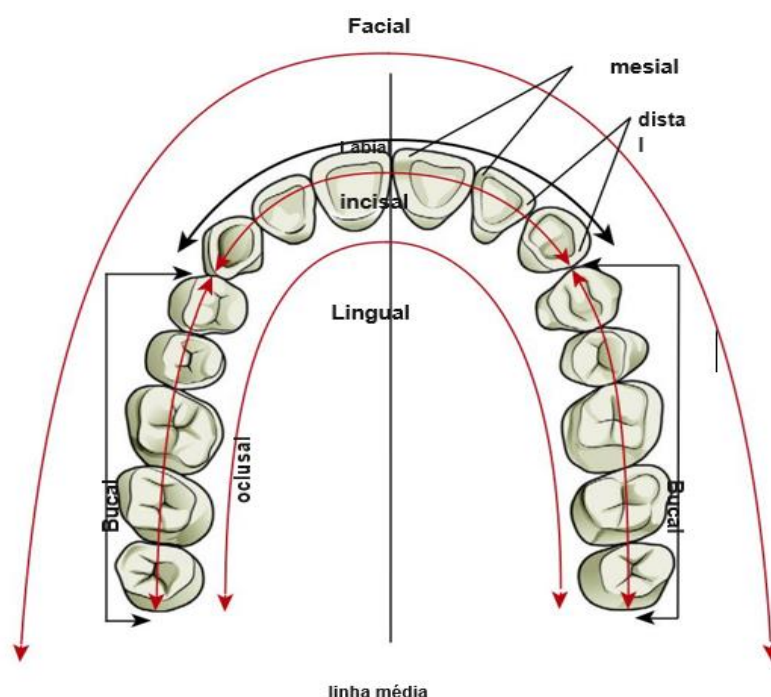
Segundo Madeira (2005), além da mastigação e articulação de palavras, os dentes também proporcionam proteção e sustentação aos tecidos moles relacionados, sendo também imprescindíveis na estética da face.

As estruturas anatômicas que compõem a boca, são fundamentais para que se tenha um processo de mastigação. Os dentes são estruturas mineralizadas de grande resistência, anexada por intermédio da raiz, aos ossos da mandíbula e

maxila, de modo que, este conjunto, é denominado de arcadas dentais. (LUZ; SGROTT, 2003)

De acordo com Husain (2017), as partes anatômicas dos dentes são referenciadas com algumas terminologias para facilitar a localização de cada parte de acordo com um ponto de referência e caracterizar as partes das superfícies. Os termos mais observados são: mesial, distal, facial e lingual (Figura 2).

Figura 2: Terminologia comum usada para especificar as superfícies dos dentes: mesial / distal, facial / lingual, e oclusal



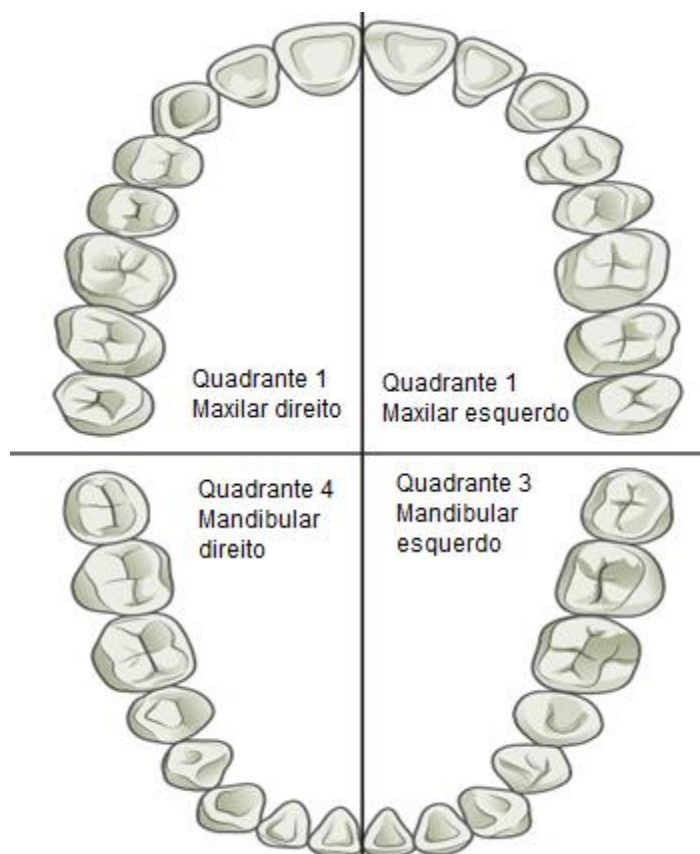
Fonte: HUSAIN (2017, p. 5)

De acordo com Tunes e Nogueira (2012), a dentição do homem é diferente da dentição de outras espécies como cães e gatos, apresentando diferenças entre as espécies, o homem desenvolve um número de 32 dentes permanentes. Husain (2017), menciona que há 8 dentes em cada quadrante; dois incisivos centrais e laterais, um canino, dois pré-molares e três molares.

Chiego (2013), menciona que o desenvolvimento do dente se dá a partir das células orais e células mesenquimais subjacentes, em que cada dente se desenvolve de maneira distinta, porém com processo básico de evolução semelhantes em todos os dentes. Avery e Chiego (2005), comenta que durante estes estágios, os germes crescem e se expandem, enquanto as células que formam os tecidos duros do dente se diferenciam.

A arcada dentária é dividida em 4 quadrantes (Figura 3), para que por meio destes, possa se obter uma divisão superior e inferior para que seja feita a classificação dos dentes por numerações individuais, tais quadrantes, denominados de: maxilar direito e esquerdo; mandibular direito e esquerdo. (HUSAIN, 2017)

Figura 3: Desenho gráfico demonstrando a divisão da cavidade oral em 4 quadrantes



Fonte: HUSAIN (2017, p. 2)

Cada profissional pode analisar a posição dos dentes de maneiras específicas, porém, para que se faça tal verificação, se faz o uso de traços: horizontal, dividindo as hemi-arcadas em superiores e inferiores; vertical, dividindo-as em direita e esquerda. (LUZ; SGROTT, 2003)

De acordo com Husain (2017), para os permanentes, os quadrantes utilizados para classificação dos dentes iniciam-se do quadrante superior para o quadrante inferior, sendo iniciada do terceiro molar direito até o terceiro molar esquerdo, respectivamente, continuando tal numeração do terceiro molar inferior esquerdo para o terceiro molar direito respectivamente.

“Os dentes são mais susceptíveis a perturbações de desenvolvimento durante a fase de mineralização de dente formação. Em geral, a dentição

permanente é mais susceptível a perturbações na mineralização por agentes tóxicos e drogas que a dentição primária, provavelmente como uma consequência do seu desenvolvimento posterior” (BILLINGS; BERKOWITZ; WATSON, 2004, p.1).

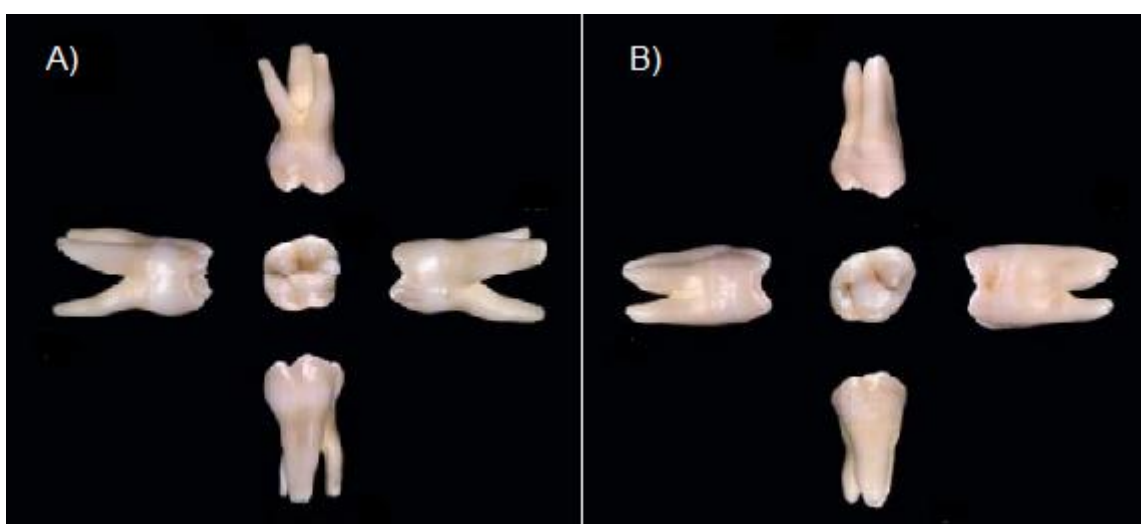
2.2.1 Molares

Os molares apresentam as maiores superfícies oclusais de todos os dentes, cinco cúspides maiores e são os únicos dentes que têm mais de uma cúspide vestibular. Geralmente, os molares inferiores têm duas raízes, enquanto os superiores têm três. (BERKOVITZ, HOLLAND E MOXHAM, 2009)

Os dentes molares são situados posteriormente aos pré-molares, de modo que, dois molares ocupam cada arcada (superiores e inferiores) dentária, fixados na região posterior da arcada dentária. O primeiro molar superior (Figura 4A) apresenta dimensões maiores do que o segundo molar superior, de modo que ambos são constituídos por três raízes. (TUNES; NOGUEIRA, 2012)

O segundo molar superior direito (Figura 4B) possui a coroa um pouco menor e mais larga comparado ao primeiro molar superior, esse, pode apresentar raízes fundidas e menores. (MADEIRA, 2005)

Figura 4: A) Primeiro molar superior direito; B) Segundo molar superior direito



Fonte: Berkovitz; Holland; Moxham (2009, p.15.)

O primeiro molar inferior (Figura 5A) é o sexto dente do arco inferior, considerado o dente com mais volume do arco dental humano, o segundo molar inferior (Figura 5B) apresenta características semelhantes ao primeiro molar inferior,

ambos têm duas raízes, porém a raiz do segundo molar inferior é menor. (TUNES; NOGUEIRA, 2012)

Figura 5: A) Primeiro molar inferior direito; B) Segundo molar inferior direito

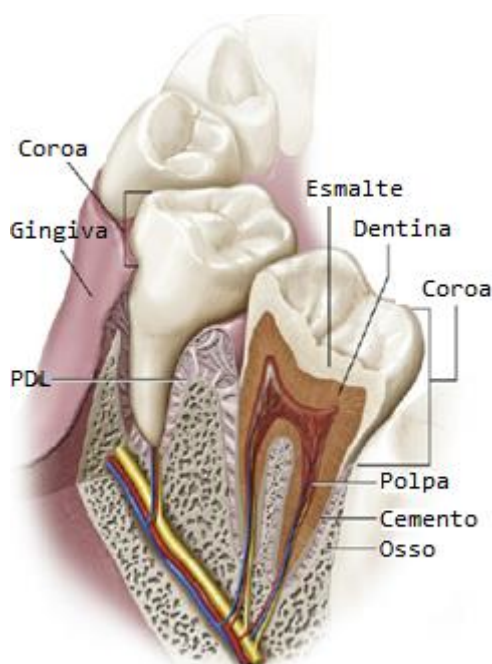


Fonte: Berkovitz; Holland; Moxham (2009, p.15.)

2.3 Componentes dos Dentes

O órgão dental (Figura 6) é composto por: dente, esmalte, dentina e polpa; periodonto, com região de proteção (gingiva), e de inserção (cimento, ligamento periodontal, processo alveolar e alvéolo). (TUNES; NOGUEIRA, 2012)

Figura 6: Anatomia dos dentes e tecidos de suporte. PDL - Ligamento periodontal



Fonte: NANCI (2017, p. 19)

Segundo Oliveira (2014), as variações de tons de cinza nas imagens radiográficas (Figura 7) dos dentes se caracteriza pela diferença nas densidades suas das áreas, nas quais os elementos com número atômico baixo aparecem radiolúcidos e número atômico alto aparecem radiopacos, ou seja, menor e maior poder de absorver os feixes de raios X, respectivamente.

Figura 7: Representação de lucidez e radiopacidade



Fonte: OLIVEIRA (2014, p. 8)

A publicação 89 da ICRP (2002), apresenta informações sobre as bases anatômicas e dados fisiológicos para uso em valores de referência de proteção radiológica, incluindo informações relacionadas ao peso e densidades dos dentes para homens e mulheres.

Segundo a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (2002, p. 183):

As porções impressas dos dentes são compostas por dentina, esmalte, cimento e possuem gravidades específicas de 3,0, 2,14 e 2,03 g/cm³, respectivamente. A dentina compõe a maior parte do dente, já a coroa é coberta pelo esmalte, caracterizada por uma camada fina, dura e bem mineralizada, considerada o tecido mais duro do corpo humano. Os principais constituintes inorgânicos do esmalte e da dentina são: cálcio, fósforo, magnésio e carbonato. As quantidades relativas destas substâncias podem variar com a idade e estado fisiológico. Para o esmalte úmido são tipicamente cerca de 35%, 16,5%, 0,4%, e 2,5%, respectivamente, já para a parte úmida da dentina são tipicamente cerca de 24%, 11,5%, 0,9%, e 3,0%, respectivamente.

Segundo Silva (2011), a maioria dos estudos é realizada somente em dentes permanentes, ou somente em dentes decíduos. Entretanto, dentes decíduos

e permanentes possuem características próprias que podem influenciar na permeabilidade dos tecidos.

2.3.1 Esmalte

Segundo Kumar (2015), o esmalte é a camada que compõe toda a superfície da coroa do dente, formando uma cobertura de proteção, devido ao teor elevado de sais minerais e seu arranjo cristalino em sua composição, é o tecido mais resistente do corpo humano, visto isso, torna-se um tecido adequado à mastigação. Nanci (2017), menciona que essa camada de revestimento do dente é incapaz de se regenerar, devido a sua estrutura altamente mineralizada e considerado uma estrutura difícil de ser estudada.

A superfície do esmalte dentário é mineralizada até o primeiro ano de vida e o processo de desenvolvimento das raízes leva em torno de doze a dezoito meses após a erupção dos dentes. As raízes dos dentes se desenvolvem aproximadamente dois a três anos após a erupção dos dentes, os dentes permanentes têm sua mineralização completa com quatro a cinco anos de idade (BILLINGS; BERKOWITZ; WATSON, 2004).

Segundo Tunes e Nogueira (2012), o esmalte é um tecido mais duro do que o osso, devido a sua alta densidade, Kumar (2015) cita que o esmalte consiste principalmente de 96% de material inorgânico (hidroxiapatita) e apenas uma pequena quantidade de matéria orgânica de proteína e água (4%).

A matéria orgânica é composta por aproximadamente 25% de queratina, 5% de colágeno insolúvel, 10% de colágeno, 15% de “proteína esmalte”, 25% de péptidos, e 20% de citrato. (ICRP, 2002, p. 183).

2.3.2 Dentina

A dentina é a porção do tecido duro do dente, por sua vez, ocupa a maior parte do complexo polpa-dentina. A polpa dentária, tecido conjuntivo mole, ocupa a região central do dente, se adaptando a forma anatômica do dente. (NANCI, 2017)

Ao contrário do esmalte que é um tecido rígido, a dentina é considerada viscoelástica, ou seja, materiais que, ao deformar-se, sofrem simultaneamente deformações elásticas e viscosas, sua dureza pode variar entre os tipos de dentes.

(KUMAR, 2015)

Segundo Chiego (2013), a dentina normalmente não ocupa a porção visível do dente, de modo que, é localizada internamente no dente; no canal radicular, coberta por cimento; na coroa, é coberta por esmalte. É composta essencialmente de uma matriz orgânica de fibras de colágeno e o mineral de hidroxiapatite.

A dentina constitui a maior parte do dente, classificada como primária, secundária e terciária, ela consiste em: 65% de material inorgânico, constituído por placas em forma de cristais de hidroxiapatita; 35% de material orgânico, consiste principalmente em fibras tipo I de colágeno. (NANCI, 2017)

2.3.3 Polpa

A polpa dentária, tecido conjuntivo mole, ocupa a porção central do dente. O espaço que ocupa a cavidade da polpa é de celulose, dividida em câmara pulpar e canal radicular. A câmara pulpar se adapta à forma geral da coroa anatômica. (NANCI, 2017)

Segundo Chiego (2013), a celulose contém os vasos sanguíneos e terminações nervosas da polpa, contudo, a polpa dentária tem característica pequena e oval.

2.3.4 Cimento

O cimento é uma camada de tecido conjuntivo rígido, sua composição é semelhante à do osso, com aproximadamente 45% a 50% em peso de hidroxiapatita, a parte restante é constituída por colágeno e proteínas. (NANCI, 2017)

A coloração do cimento é um pouco mais clara comparado à dentina, com tonalidades leves entre suas cores, são geralmente classificados com base na presença ou a ausência de cimento nas células do dente. Pode também ser classificadas em função do tipo de fibras (fibras intrínsecas / extrínsecas) com a presença ou a sua ausência (o cimento afibrilar). (KUMAR, 2015)

Ao contrário do osso, cimento não contém vasos sanguíneos. Por ser um pouco mais claro que a dentina, do mesmo modo é diferenciado do esmalte por não

apresentar características de brilho, ajudando dessa forma, na sua identificação. (CHIEGO, 2013)

2.3.5 Ligamento periodontal

Segundo Kumar (2015), o ligamento periodontal é um tecido conjuntivo mole, vascularizado e celular que recobre as raízes, juntando o cemento da raiz com o osso alveolar.

Nanci (2017), menciona que a principal função deste ligamento é conectar o dente no maxilar, de modo que sustente toda a força da mastigação, outra função importante é a sensorial. Chiego (2013) cita que o ligamento periodontal é composto fibras de colágeno, que auxiliam nessa fixação e também possuem entrada neural ao aparelho mastigatório, que tem uma função nutritiva essencial para manter a saúde do ligamento.

Este ligamento, protege os vasos sanguíneos de alguma possível compressão indevida, proporcionando proteção durante a mastigação, de modo que mantenha os tecidos normais, prevenindo doenças e mantendo a saúde bucal. (AVERY; CHIEGO, 2005)

2.4 Tomografia Computadorizada

Segundo Felix (2012), a tomografia computadorizada (TC) foi desenvolvida na década de 70 com a realização do primeiro exame de crânio, esse método de diagnóstico por imagem auxilia na área médica com o diagnóstico de aneurismas, traumatismo, nódulos, massas abscessos, cânceres e lesões múltiplas.

Diferentemente das radiografias convencionais que projetam a imagens das estruturas em apenas um plano, a TC possibilita obter a reprodução de uma secção do corpo humano em 3 planos (axial, coronal e sagital), permitindo a visualização das imagens em “fatias”, evidenciando a relação das profundidades estruturais. (GARIB, 2007)

A avaliação tridimensional da TC proporciona a análise privilegiada às estruturas de interesse, as imagens são adquiridas por meio do volume axial do segmento de estudo, utilizando cortes finos para obtenção das imagens em formato *digital imaging and communications in medicine* (DICOM), considerado padrão em

equipamentos médicos. (MEURER et al., 2008)

A formação da imagem é originada pela leitura da radiação ionizante por detectores, o tubo de raios X gira 360° em torno da região do corpo, objeto de estudo, e adquire as imagens axiais das estruturas. (NACIF, 2017)

Além da TC, que permite realizar exames do corpo todo, está entre as principais, a tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC), que permite apenas exames da região da cabeça e pescoço, ambas permitem obtenção de imagens dentomaxilofacial, as características em comum entre ambas, está o uso da radiação ionizante, porém o custo, dose e princípio de formação da imagem são distintos. (GARIB, 2007)

Atualmente existem alguns tipos de TC, como: *dual source* (duas ampolas), multidetectores, helicoidal e convencional. A escala quantitativa que descreve os valores de radiosensibilidade é chamada de unidade de Hounsfield, cujos valores, dependem da estrutura de cada parte avaliada e da energia aplicada, constituindo as tonalidades entre o branco, cinza e o preto. (NACIF, 2017)

Para o desenvolvimento dessa pesquisa, foi utilizado o equipamento de tomografia computadorizada de 6 canais de marca Philips, cujo qual, permitiu a obtenção das imagens axiais do dente molar biológico base dessa pesquisa.

O exame radiológico por meio da TC é bastante indicado para fins diagnósticos, apesar dos seus valiosos benefícios para a saúde dos pacientes e ao diagnóstico médico, ela ainda oferece riscos associados à exposição ionizante. (JUCHEM; DALLAGNOL; MAGALHÃES, 2004)

A utilização de modelos tridimensionais por meio da aquisição de imagens provenientes de tomografia computadorizada, permitem reproduzir a realidade clínica para a especialidade de Prótese Buco-Maxilo-Facial. (MORENO, 2013)

Segundo Guimarães (2010), está cada vez mais notório o uso de modelos 3D para a confecção de próteses, com os avanços relacionados à redução de dose e custo as imagens de TC se tornaram viáveis e desejáveis. De acordo com Moreno (2013, apud SALLES, ANCHIETA e CARVALHO, 2002), no ano de 1991, a prototipagem rápida foi introduzida a odontologia, os modelos desenvolvidos a partir da tomografia computadorizada permitiram a realização prévia das estruturas anatômicas, auxiliando o estudo prévio à abordagem cirúrgica.

A partir TC, é avaliar a precisão e colocação de modelos de implantes dentários de guias cirúrgicos criados em laboratórios, com o auxílio virtual de

software. (NAZIRI; SCHRAMM,2009)

2.5 Modelagem e Impressão 3D

Segundo Hoy (2013), a impressão 3D é um método de produção que trabalha com a deposição e sobreposição de camadas finas, proporcionando a criação de objetos físicos por meio de modelo digital. Conforme Monteiro (2015, p. 35), “seja ele construído manualmente através de um software específico para esta finalidade ou então capturado de um objeto já existente com o auxílio de um scanner, ou utilizando os dois meios combinados”.

O campo da impressão tridimensional já vem sendo pesquisado há mais de 20 anos. As conquistas obtidas até então, ainda não são capazes de executar um órgão funcional, por exemplo, mas são suficientes para pesquisas científicas. (GUIMARÃES; QUEIROZ, 2016).

De acordo com Kwok (2018), a introdução da tecnologia da impressão 3D no ano de 1980, revolucionou os processos de produção de objetos, exigindo menos mão de obra para produção de objetos, diminuindo também o número de resíduos gerados por meio da sua fabricação de maneira quase automática: sem a utilização de ferramentas necessárias para a realização dos serviços artesanais.

A técnica de impressão FDM (Fusão e Deposição de Material), patenteada em 1989, por Scott Crump, está dentre as tecnologias mais utilizadas. (Dabague, 2014)

Atualmente, empresas têm sido submetidas a fortes pressões com objetivo de reduzir custos e prazos para entrega, sendo ao mesmo tempo confrontadas com a necessidade contínua de aumentar a qualidade e desempenho de novos produtos lançados no mercado. (ABREU, 2015)

De acordo com Carvalho (2007, p. 163):

A máquina para a FDM possui uma plataforma revestida de uma espuma densa e flexível e um cabeçote provido de dois bicos extrusores de arames aquecidos: um para alimentar as camadas do modelo e outro para a construção automática dos suportes. Esses arames ficam estocados dentro da máquina, em ambiente a vácuo aquecido, pois a umidade do material dentro do bico extrusor poderia causar formação de bolhas, que impediria a continuidade de sua deposição pelo bico.

Desde o final da patente da técnica FDM em 2009, iniciou tentativas pela aplicação dessa técnica de maneira inovadora e criativa (SOLER; RETSIN;

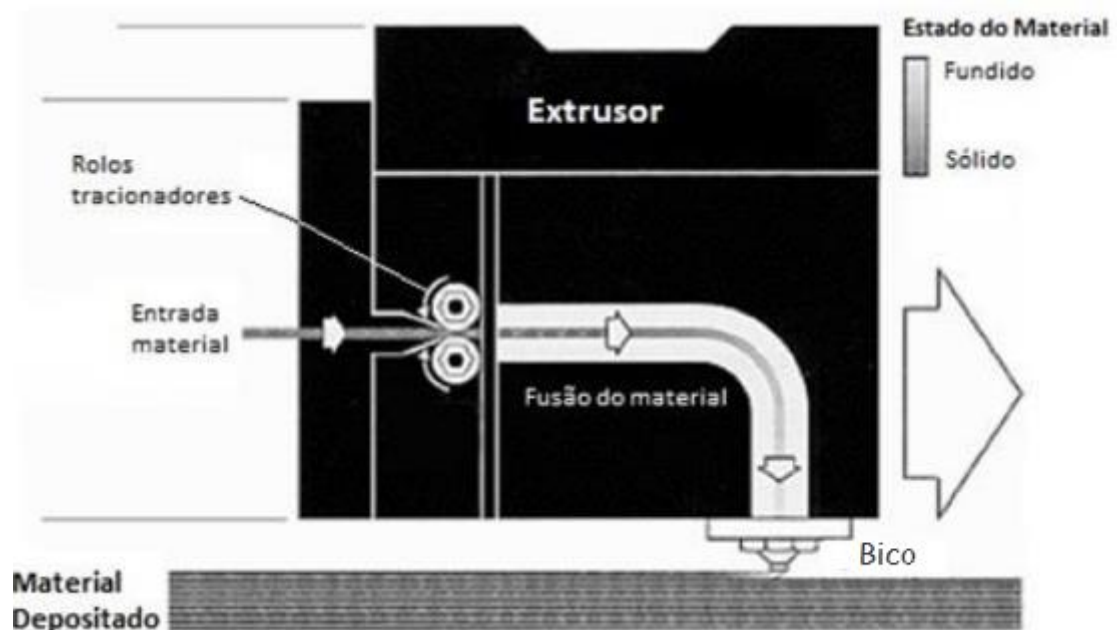
JUMENEZ, 2017). A queda de pelo menos uma das suas patentes, possibilitou a empresa RepRap criar os próprios sistemas de extrusão da FDM, porém adotando sua própria nomenclatura, chamada de fabricação por filamento fundido (FFF).

Robert e Richard (2015) citam que a tecnologia de impressão FDM é também conhecida como FFF (Figura 8), utilizam a mesma técnica, porém com denominações diferentes.

De acordo com Alves (2014), o método FDM ou FFF possui disponível uma gama variedade de materiais que podem ser utilizados de matéria-prima, tais como: ceras, resinas, termoplásticos, metais e vidro. Ventola (2014), menciona que pode ser utilizados materiais como: plástico, metal, cerâmica, líquidos, ou até mesmo células vivas em camadas para produzir um objeto 3D.

Segundo McGurk et al. (1997), a fusão e deposição dos materiais acontece a partir do aquecimento do material termoplástico pela extrusora, após aquecido ao seu ponto de fusão, o filamento é depositado na mesa camada por camada, onde se solidifica uma sobre a outra até que o modelo seja totalmente concluído. Conforme Porto (2016), a mesa se desloca para baixo com a espessura da camada produzida.

Figura 8: Processo de impressão FFF



Fonte: ALVES (2014, p. 13)

Segundo Thadani, Riaz e Singh (2018), o processo produção de objetos

pela adição de material camada por camada, permite a personalização objetos com uma variedade de materiais.

Devido aos métodos precisos de impressão de objetos, é possível dessa forma evitar o desperdício de materiais, quando comparados a outras tecnologias de produção. (PORTO, 2016)

Duarte (2016, p.3), explica que:

Apesar de existirem vários métodos de impressão 3D, há algumas etapas fundamentais aplicadas em todos os sistemas de prototipagem rápida, o objeto desejado deve ser modelado tridimensionalmente em um software 3D com o sistema de desenho auxiliado por computador. Cada software CAD (*computer aided design*) utiliza algoritmos diferentes para simular objetos sólidos, como o STL (*stereolithography*).

De acordo com Abreu (2015), a tecnologia da impressão 3D, também conhecida como processos de fabrico aditivo, apresenta grandes vantagens como: a liberdade criativa de produção pequena e customizada, com um tempo curto de produção. Martins (2017), destaca a capacidade dessa técnica, pelo fato de produzir peça unitária para o consumidor final.

Dentre diversas áreas onde foi adotado, Celani et al. (2007), comentam que o uso da tecnologia da impressão 3D, se encontra em crescente utilização nas áreas da medicina e odontologia. Kwok (2018) menciona que o uso da prototipagem rápida está migrando também para estudo de especialidades cirúrgicas.

O uso de biomodelos, ou seja, protótipos biomédicos, servem de apoio em planejamentos de cirurgia e implantes dentários, uma vez que, por meio do uso da tomografia computadorizada aliado a impressão 3D, torna-se possível confeccionar a parte anatômica do paciente com reprodução anatômica fidedigna e com baixo custo, servindo de excelente suporte para o planejamento prévio de procedimentos. (CARVALHO, 2007)

De acordo com Hoy (2013), a impressão 3D tem grande capacidade de auxiliar a medicina, mesmo ainda sendo mais aplicado em outras áreas de produção. Segundo Martins (2017, p.3), “as tecnologias 3D estão cada vez mais a infiltrar-se no mercado consumidor, prevendo-se que venham a perturbar e modificar os modelos atuais de fabricação”.

Carvalho (2007, p.158), menciona que:

O número de pessoas com algum tipo de deformidade facial e/ou mutilação bucal é muito elevado no Brasil. Com o advento dos protótipos ou biomodelos, os Profissionais da Saúde podem ter em suas mãos uma

réplica perfeita do crânio do paciente ou de outra parte óssea de interesse, permitindo visualizar, projetar cirurgia, confeccionar próteses buco maxilo faciais e, na área da implantodontia, simular enxertos (Banco de Ossos), próteses dentárias, guias cirúrgicos juntas ósseas.

Freitas, Costa e Ribeiro (2010), citam que os primeiros modelos produzidos tinham objetivos didáticos, sendo posteriormente usados em auxílio a cirurgias. Com a inclusão desta tecnologia em auxílio à odontologia, Carvalho (2007) destaca a redução de custos, diminuição de riscos aos pacientes e menor tempo cirúrgico quando há o planejamento e simulação cirúrgica e protética.

De acordo com Chia e Wu (2015), os processos de prototipagem rápida, em geral envolvem: criação do modelo computacional 3D, como tomografia computadorizada ou raios X; construção do modelo em software; fabricação do modelo para impressão camada por camada; pós processamento para modificação da superfície.

2.6 Materiais Utilizados Na Impressão 3D

Segundo Saura (2003), os materiais utilizados para realizar a produção de objetos por meio da impressão 3D variam de acordo com a técnica de impressão. De acordo com Borah (2014), os materiais mais utilizados atualmente para construção de objetos são o Ácido Polilático (PLA) e Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS).

Para produzir objetos radiopacos, é possível utilizar uma vasta gama de polímeros radiopacos, de acordo com o tecido a ser simulado, podendo ser controlado a radiopacidade e consistência final do objeto por meio da variância de parâmetros de porcentagem de material adicionado ao filamento. (HAMEDANI et al., 2017)

Segundo Yusuf (2016), o material base na produção de objetos são filamentos (Figura 9). Conforme Rohringer (2019), esses filamentos normalmente estão disponíveis em bobinas.

Figura 9: Filamentos



Fonte: ROHRINGER (2019)

O Ácido Polilático (PLA) e o Acrilonitrila butadieno estireno (ABS) possuem diversas propriedades como características, classificadas como níveis (Quadro 1) por Marcos, Claudio e Priscila (2017), são eles: baixo, médio e alto.

Quadro 1 Principais propriedades dos filamentos para impressão 3D

Propriedades	PLA	ABS
Ecológico	médio	baixo
Brilho	médio	baixo
Transparência	médio	baixo
Rigidez/Dureza	baixo	alto
Resistência Impactos	baixo	médio
Flexibilidade	baixo	médio
Contração/WARP	alto	alto
Qualidade de superfície	alto	baixo
Resistência /Atritos	baixo	baixo
Resistência química	médio	médio
Resistência Temp.	baixo	alto
Usinabilidade	baixo	alto
Densidade	baixo	baixo
Temp. de impressão	médio	alto
Temp. mesa aquecida	baixo	alto
Preço por m3/grama/hora	baixo	baixo

Fonte: MARCOS; CLAUDIO; PRISCILA. (2017, p.15)

2.6.1 Acrilonitrila Butadieno Estireno – ABS

De acordo com Rohringer (2019), o filamento ABS é um termoplástico que apresenta boa qualidade de estabilidade em diversas temperaturas, ou seja, pode ser aquecido pela extrusora a temperaturas altas, resultando em um material rígido e leve, resistência na absorção de impacto e também um pouco flexível.

Para simular o coeficiente de atenuação em fantasmas antropomórficos, podem ser adicionados em filamentos, como o ABS, materiais de tecido equivalente, alguns desses são: carbonato de cálcio, polietileno, dióxido de titânio e sulfato de bário. (HAMEDANI et al., 2017)

2.7 Aplicação da Impressão Tridimensional em Estudos

A aplicação da tecnologia da impressão 3D vem sendo aderida por diversos segmentos, tais como: medicina com próteses, órteses, talas e partes anatômicas para estudo acadêmico, também no setor mobiliário, construção,

instrumentos musicais, aeronáutica, restauração, construção. (MONTEIRO, 2015)

2.7.1 Pesquisas médicas e odontológicas

Historicamente, as imagens médicas eram limitadas ao formato 2D, porém, a tecnologia da impressão 3D revolucionou a aplicação de pesquisas médicas pelo fato de proporcionar a criação de objetos tridimensionais tangíveis em tamanho real, ou seja, de maneira a extrair as imagens de partes anatômicas e imprimi-las, de forma a possibilitar a imagem visual de forma palpável aos profissionais de diversas áreas da saúde. (TAPIA, 2017)

Segundo Liaw e Guvendiren (2017), ela é utilizada em uma vasta gama de aplicações médicas, com: modelos anatômicos, modelos de tecidos e órgãos, dispositivos médicos, formulação de drogas e densidade densidades de tecidos. Herbert, Simpson e Spence (2005), destacam que a produção de próteses para pacientes requer instalações simples e de baixo custo, quando comparado métodos de produção.

Estruturas anatômicas a partir de imagens médicas tiveram início em 1990, usadas principalmente para três propósitos: planejamento cirúrgico, residente e educação do paciente e próteses implantáveis. (Hamedani et al., 2017)

Na odontologia, além do auxílio a cirurgias, essa tecnologia é aplicada para auxílio à traumatologia bucomaxilofacial, implantodontia, reabilitação oral e ortodontia. (FREITAS; COSTA; RIBEIRO, 2010)

2.7.2 Educação médica e treinamento

Tornou-se um desafio o fornecimento de instrução adequada a fim de suprir todos os campos da radiologia odontológica uniformemente, devido ao fato de novas técnicas surgirem rapidamente. (AKIYAMA, 2016)

Os modelos anatômicos criados por meio da prototipagem rápida, advindos de imagens médicas, proporcionam aos médicos e alunos a possibilidade de estudar e treinar as anatomias e patologias reais em protótipos artificiais, devido a precisão das impressoras 3D. (GOVSA et al., 2016)

O uso da tecnologia da prototipagem rápida, proporciona diversos métodos e parâmetros de impressão, visto isso, os avanços quanto a prototipagem

rápida estão definidos para revolucionar laboratórios de pesquisa e ensino. (GROSS et al., 2014)

3 METODOLOGIA

Essa é uma pesquisa experimental, pois busca a criação de um objeto, por meio de experimentos com materiais e posterior análise dos resultados, observando as variáveis apresentadas.

Trata-se também de uma pesquisa quantitativa, pois busca quantificar as variáveis em resposta à atenuação da radiação ionizante dos materiais utilizados, levando em consideração as informações numéricas utilizadas para a análise do projeto, quantificando assim, quais substâncias se apresentam e em que proporções são apresentadas.

Quanto à natureza desse estudo, é caracterizada como uma pesquisa aplicada, pois irá trabalhar com o aperfeiçoamento das técnicas utilizadas no desenvolvimento da pesquisa.

Esta pesquisa pretende desenvolver, por meio da tecnologia da impressão 3D, um dente molar artificial, representado por dentina e esmalte, a partir das imagens de um exame da tomografia computadorizada gravada no formato DICOM. A edição do modelo digital foi realizada nos programas 3D Slicer e Meshmixer, para a impressão, foi utilizado o software Simplify3D, após finalizado o modelo, foi feita a análise do coeficiente atenuação do esmalte e dentina do modelo impresso.

3.1 Métodos Aplicados

O trabalho foi dividido em duas etapas, sendo elas, o estudo teórico e parte prática. O estudo teórico foi fundamentado em uma pesquisa bibliográfica e o prático na confecção do dente.

3.1.1 Estudo teórico

Para a elaboração do referencial teórico, foram realizadas pesquisas em livros e informações científicas em bases de dados, como: Scielo, Periódicos Capes, PubMed e Science Direct. Para a composição do referencial teórico, buscaram-se artigos científicos fazendo a utilização das palavras-chave: impressão tridimensional, dente, composição dos dentes, prototipagem biomédica em odontologia, impressão

3 dimensões, radiologia odontológica e fantasmas. A pesquisa resultou em textos completos com publicações nos idiomas português, inglês, espanhol e francês.

3.1.2 Prática: confecção do dente

Nessa etapa prática, foi realizada a confecção do modelo tridimensional do dente, por meio de um exame de tomografia computadorizada e impressão 3D. Essa etapa está disposta na ordem cronológica dos acontecimentos descritos nos itens abaixo.

3.1.2.1 Escolha do dente utilizado

A escolha do dente se deu por critério do pesquisador e orientador, considerando a integridade e características dos dentes disponíveis no laboratório de radiologia odontológica do CST Radiologia, com a escolha portanto, do segundo molar superior direito (Figura 10).

Figura 10: Segundo Molar Superior Direito, Amostra Biológica



Fonte: O autor (2019)

3.1.2.2 Aquisição das Imagens em Formato DICOM

Esse passo foi realizado por meio de três etapas, são elas:

- a) **Coleta de dados;** foi realizado um exame de tomografia computadorizada de um dente molar biológico em um tomógrafo de 6 canais de um hospital público da região sul do Brasil, Os parâmetros de aquisição das imagens utilizados foram: espessura de corte de 0.75 mm e tensão de pico de 90 kVp, com objetivo de obter imagens tridimensionais do mesmo, para posteriormente, executar as edições necessárias no modelo e sua impressão 3D.
- b) **Análise de dados:** os dados da coleta foram analisados de forma quantitativa, observando os valores da média e desvio padrão do valor de densidade de pixels apresentada nas imagens dos exames de tomografia computadorizada, com objetivo de selecionar as etapas de testes que se comportem de maneira semelhante ao dente biológico, ou seja, conforme aos valores da escala de Housfield, a fim de selecionar os resultados que possam vir a ser reproduzíveis. Esta etapa de análise dos dados foi realizada no Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina – Câmpus Florianópolis.
- c) **Obtenção de dados brutos:** foi feita a gravação das imagens das mídias existentes do serviço, em formato DICOM, permitindo assim o acesso aos dados brutos do exame.

3.1.2.3 Modelagem Digital em Software

Após selecionadas as imagens DICOM a serem utilizadas nesta pesquisa, deu-se início à etapa de modelagem tridimensional. Nesta etapa, foram utilizados os softwares 3D Slicer e Meshmixer.

Inicialmente, os dados brutos do modelo foram editados no software 3D Slicer (Figura 11), resultando em um arquivo digital de formato .STL (Triangle Language). Para criar o modelo foi preciso seguir os seguintes passos.

- a) Renderização do volume: a renderização, permite que apenas o volume selecionado em *preset* seja visualizado.
- b) Seleção da região de interesse: a seleção da região de interesse do

dente delimitou a parte do volume a ser editada.

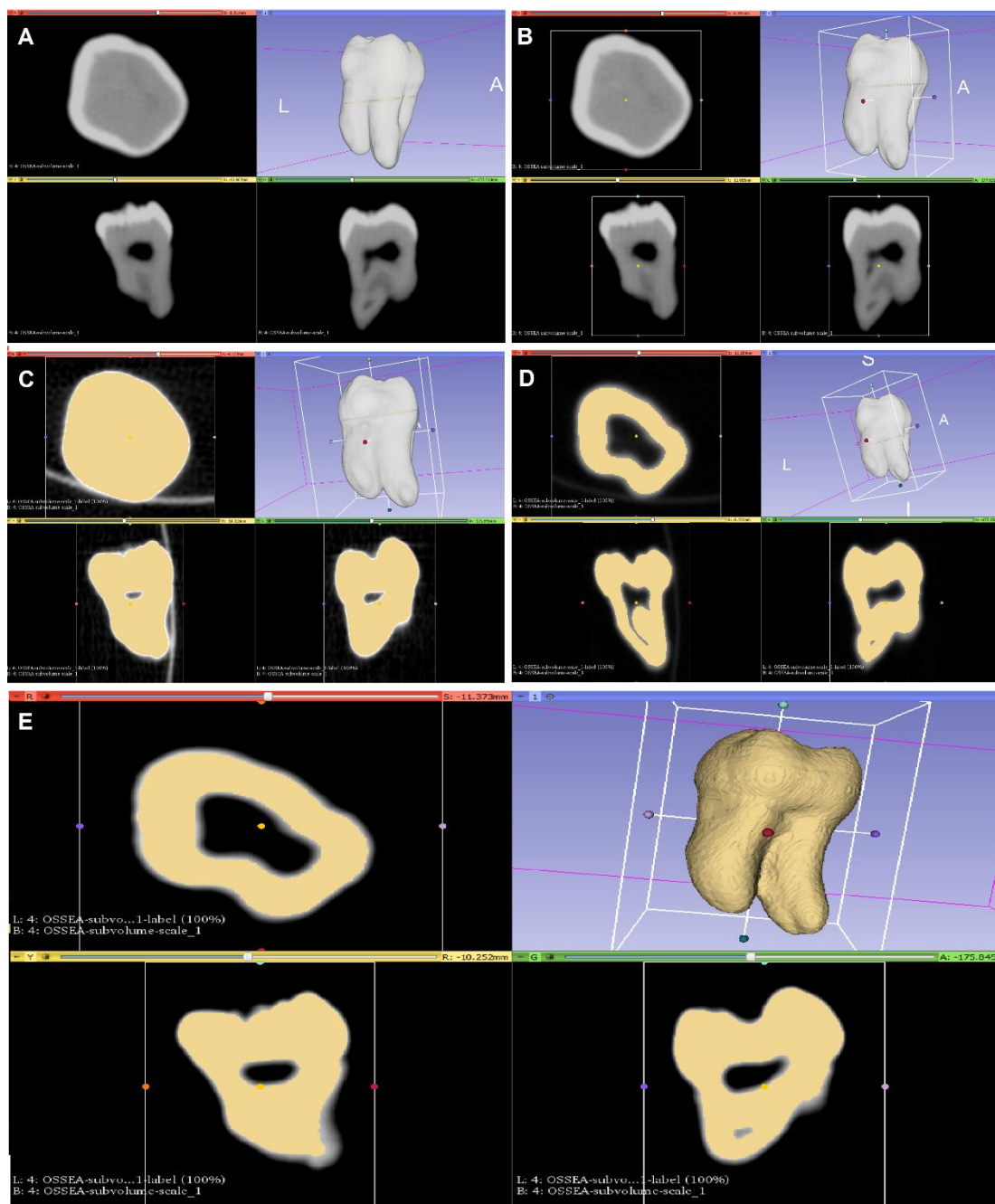
c) Aplicação de threshold: essa ferramenta aplicada permite separar uma faixa específica de valores da escala de Hounsfield da imagem, com a finalidade selecionar uma determinada região do dente baseada em sua atenuação.

d) Delineamento da anatomia de interesse: uma vez que aplicado o threshold, foi preciso delimitar as regiões do dente, utilizando as ferramentas de edição do software, a fim de manter suas características externas e internas.

e) Criação do modelo 3D: após seguir as etapas anteriores, foi utilizada a ferramenta *make model* para criação do modelo tridimensional.

Após realizadas essas etapas, o modelo .STL obtido na etapa anterior, foi importado para o software Meshmixer com o propósito de suavizar as superfícies externas das anatomias, buscando preservar ao máximo as características originais do dente para impressão.

Figura 11: A) Renderização do volume; B) Seleção da região de interesse; C) Aplicação de Threshold; D) Delineamento da anatomia de interesse; E) Criação do modelo



Fonte: O autor (2019).

A suavização das regiões em foi feita por meio da aplicação do filtro “*ShrinkSmooth*” (Figura 12), finalizando assim o pós processamento digital do modelo, tornando-o apto para a impressão.

Figura 12: A) Modelo importado no Software Meshmixer; B) Aplicação do filtro "ShrinkSmooth" no modelo

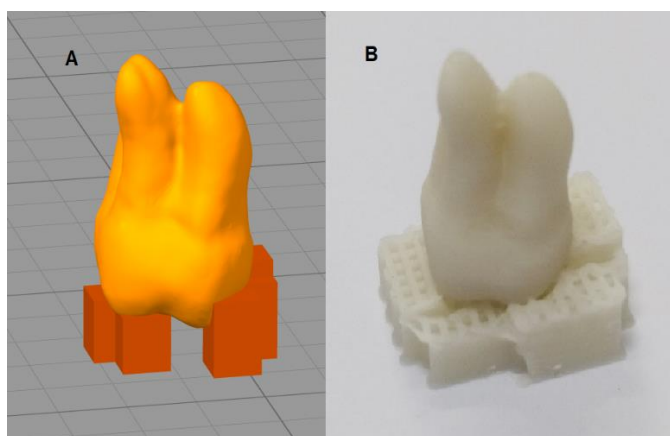


Fonte: O autor (2019).

3.1.2.4 Impressão dos modelos

A impressão dos modelos (Figura 13) foi realizada individualmente com método de impressão FFF na impressora 3D de marca Flashforge 3D, encarregado pela comunicação entre o computador e a impressora.

Figura 13: A) Configuração do Suporte no Modelo; B) Modelo após a Impressão



Fonte: O autor (2019).8

Finalizado as impressões 3D dos modelos, deu-se início ao pós processamento, cada modelo teve a região superior da coroa lixada com lixa d'água

de grãos 320, com intuito de eliminar as imperfeições causadas pelo suporte durante a impressão, deixando-o pronto para a etapa de banhos.

3.1.2.5 Definição dos materiais atenuantes

Os materiais simuladores dos tecidos em questão, foram definidos considerando as características de atenuação apresentadas pelos mesmos, com intuito de buscar os valores da média e desvio padrão do valor de densidade de pixels apresentada nas imagens da região de dentina e esmalte: para dentina, foi utilizado filamento em processo de patente, desenvolvido no IFSC em projeto de pesquisa,; para a criação do esmalte que recobriu a dentina, foram realizados banhos com misturas realizadas em ensaios, tais banhos foram realizados na região da coroa do dente, onde se localiza o esmalte.

3.1.2.6 Teste do esmalte

A seleção do filamento ABS utilizado na primeira impressão foi realizada considerando as características de radiopacidade do mesmo, ou seja, material pouco atenuante, para não interferir nos valores da escala de HU dos materiais a simular o esmalte.

A partir do arquivo digital correspondente ao dente molar completo, foi realizada uma impressão de doze dentes em ABS para testar a similaridade do esmalte do dente humano ao recobrir a região da coroa com dois ensaios (banhos); primeiro, fragmentos de filamento composto de ABS (90%) e óxido de bismuto (10%) dissolvido em acetona; segundo, três soluções com 1, 2 e 5 gramas de sulfato de bário misturados em 15 ml de acetona.

Para realizar a impressão com qualidade dos modelos com filamento ABS, foi necessário usar parâmetros específicos, são eles: filamento com camadas de 0,15 mm, preenchimento interno de 100% e de padrão retilíneo, temperatura da extrusora em 230°C, temperatura da plataforma em 80°C e velocidade de impressão com 3000,0 milímetros por minuto.

3.1.2.7 Banho de material para simulador da atenuação do esmalte

O primeiro ensaio (Quadro 2) nos dentes foi feito com a mistura de fragmentos de filamento composto de ABS (90%) e óxido de bismuto (Bi_2O_3) (10%) dissolvido em acetona (CH_3COCH_3).

Um total de doze dentes impressos em ABS receberam banhos da solução com 5g do respectivo filamento a base de óxido de bismuto misturados com 15 ml de acetona, classificados em:

Quantidade de banhos; 1, para os dentes 1, 2 e 3; 2 banhos, dentes 4, 5 e 6; 3 banhos, dentes 7, 8 e 9; 4 banhos, dentes 10, 11 e 12.

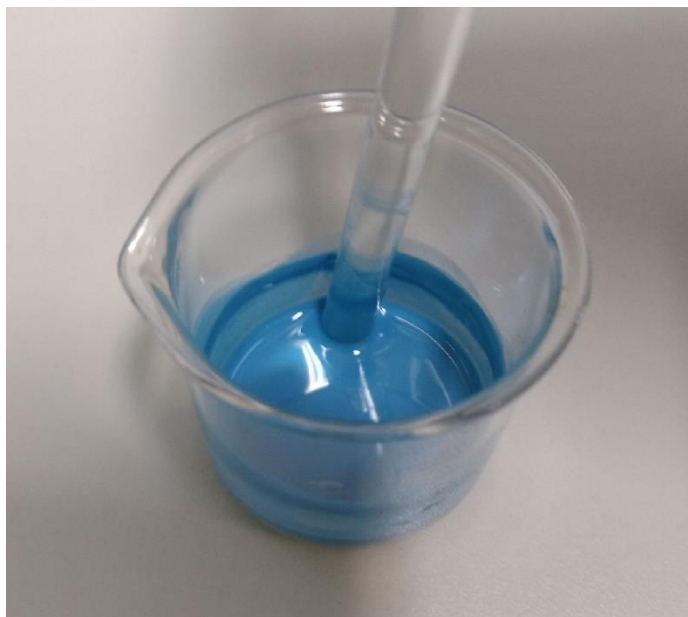
Quadro 2 Banho em filamento de ABS com mistura de óxido de bismuto dissolvido em acetona

Óxido de Bismuto (Bi) 5g + Acetona 15 ml												
	Dentes											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Nº banhos												
1	x	x	x									
2				x	x	x						
3							x	x	x			
4										x	x	x

Fonte: O autor (2019).

As soluções foram preparadas em um becker (Figura 14) por meio da combinação realizada manualmente dos materiais até o momento de homogeneidade dos mesmos, com intervalo de tempo para secagem de 25 minutos entre os banhos.

Figura 14: Becker com Solução para Banho do Esmalte



Fonte: O autor (2019).

O segundo ensaio (Quadro 3) foi feito em outros seis dentes impressos em ABS a partir com a mistura de uma solução baseada em sulfato de bário (BaSO_4) misturado em acetona. Essa solução também foi preparada em um becker por meio da combinação realizada manualmente dos materiais até o momento de homogeneidade dos mesmos. Foram feitas três soluções com 1, 2 e 5 gramas de sulfato de bário misturados em 15 ml de acetona, classificadas em:

Solução com 1 g de BaSO_4 : 1 banho, dente 1; 2 banhos, dente 2;

Solução com 2 g de BaSO_4 : 1 banho, dente 3; 2 banhos, dente 4;

Solução com 5 g de BaSO_4 : 1 banho, dente 5, 2 banhos, dente 6;

Quadro 3 Banho em filamento de ABS com diferentes misturas de sulfato de bário com acetona

Materiais	1g de Sulfato de bário + 15 ml de Acetona		2g de Sulfato de bário + 15 ml de Acetona		5g de Sulfato de bário + 15 ml de Acetona	
	Dentes					
Nº de banhos	1	2	3	4	5	6
1	X		X		X	
2		X		X		X

Fonte: O autor (2019).

3.1.2.8 Escolha do material para compor a dentina

Para simular da dentina, foram impressos modelos com filamento em processo de obtenção de patente pelo fabricante. Posteriormente, o modelo da dentina impresso neste filamento foi submetido a exame de tomografia computadorizada para validar essa semelhança nos tons de HU com o dente biológico.

Foram utilizados parâmetros de impressão específicos para esse filamento, sendo eles: 0,08 mm de espessura das camadas, preenchimento interno de 100% de padrão retilíneo, temperatura da extrusora em 240°C, temperatura da plataforma em 88°C e velocidade de impressão com 2000,0 milímetros por minuto.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A confecção de modelos de dentes por meio de impressão tridimensional pode ser realizada conciliando-se técnicas de imagem radiológica, como tomografia computadorizada, e modelagem 3D. No total, foram impressos vinte modelos para se obter os modelos finais, utilizando parâmetros de impressão específicos.

No ensaio realizado com as soluções com 1, 2 e 5 gramas de sulfato de bário misturados em 15 ml de acetona, a mistura não aderiu como esperado, não demonstrando eficiência, não possuindo aspectos visuais proveitosos para a pesquisa, como também não tiveram atenuação suficiente em resposta a radiação ionizante, à vista disso, foi descartado devido a não ter mínimas semelhanças com o esmalte.

Após analisar o referencial teórico, percebe-se que é possível trabalhar com filamentos compostos de materiais radiopacos e utilizá-los com intuito de tornar objetos com atenuação equivalente ao tecido biológico.

Com intuito de simular dois tecidos diferentes, esmalte e dentina, na última avaliação realizada em exame de tomografia computadorizada, já com o dente totalmente pronto, foi utilizada uma técnica de 90 kVp e 200 mAs, com 0,75 mm de espessura de corte.

Com o exposto e pesquisado, percebeu-se no método de ensaios com modelos submetidos a 2 banhos com mistura de fragmentos de filamento composto de ABS (90%) e óxido de bismuto (10%) dissolvido em acetona, foram julgados como mais adequados para compor o esmalte do modelo completo, de modo que a quantidade de banhos não interferia muito nos valores da escala de HU e sim na espessura do esmalte.

Os ensaios realizados com 3 e 4 banhos realizados deixaram os dentes com a superfície externa muito grossa e apresentaram valores superiores ao limite à escala de HU da tomografia, não sendo possível analisar a exatidão da atenuação do material, enquanto que os ensaios com 1 banho, o material não proporcionou regularidade em sua distribuição na superfície, desclassificando esses banhos pelos respectivos motivos e demonstrando que 2 banhos é suficiente para manter a forma anatômica do dente e simular seus respectivos valores de atenuação.

Uma vez encontrados e aplicados os materiais simuladores do esmalte e dentina (Figura 15), filamento e banhos, respectivamente, foram impressos 2 novos

modelos e submetidos a um novo exame de tomografia computadorizada para análise final com as duas composições.

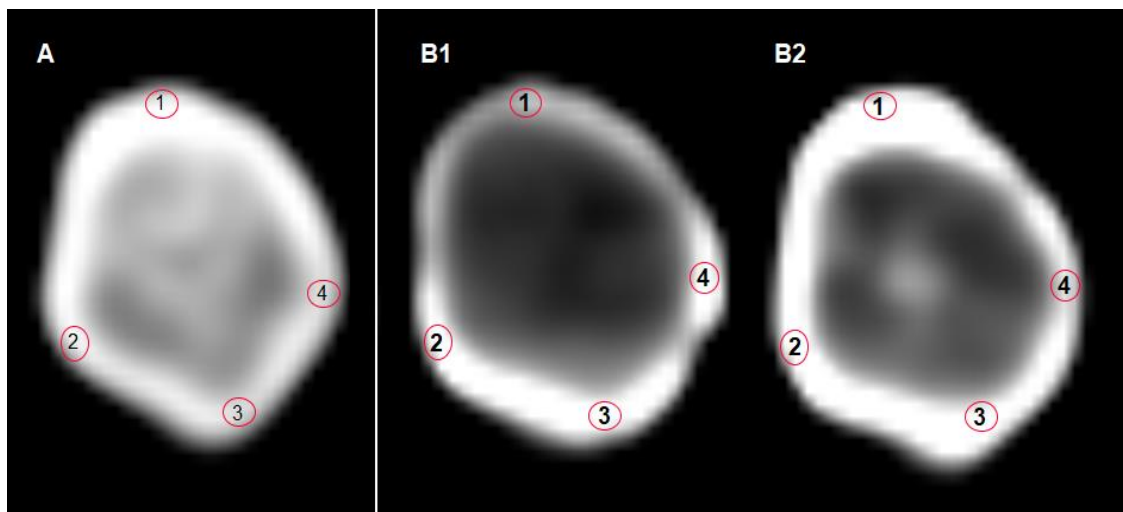
Figura 15: Dente Molar Finalizado



Fonte O autor (2019).

A avaliação do esmalte foi feita por meio do visualizador de imagem DICOM Weasis, utilizando-se de 4 ROI's (do inglês *region of interest*) em cortes axiais, em áreas do esmalte do dente humano (Figura 16A) e dos modelos completos (Figura 16B) submetidos a 2 banhos de fragmentos de filamento composto de ABS (90%) e óxido de bismuto (10%) dissolvido em acetona, com objetivo de analisar a similaridade entre média e desvio padrão do valor de densidade de pixels dos mesmos.

Figura 16: ROI's na Região do Esmalte. Imagens DICOM. A - Dente Humano; B1 e B2 - Modelos completos



Fonte: O autor (2019)

Na imagem acima, foi possível analisar visualmente os resultados referentes ao esmalte. A escala de tons de cinza é representada de acordo com os voxels que atenuaram ou não radiação ionizante, permitindo comparar numericamente a atenuação correspondente aos ROI's numerados na Figura 16 com a Tabela 1.

Tabela 1: Valores obtidos pelos ROI's Correspondentes ao Esmalte

Valores obtidos									
ROI	Dente Biológico (A)			Modelo Completo (B1)			Modelo Completo (B2)		
	ÁREA (mm ²)	MÉDIA (HU)	DP*	MÉDIA (HU)	Variação (%)	DP*	MÉDIA (HU)	Variação (%)	DP*
1	0,8	2.767,80	234,1	2.281,80	-17,56	79	2.794,60	0,97	320,2
2	0,8	2.537,60	308,8	2.815,60	10,96	285,4	2.901,50	14,34	189,5
3	0,8	2.514	111	2.866	14	116	2.855,90	13,61	207,4
4	0,8	2.522,20	32,5	2.896,50	14,84	129,5	2.427,00	3,77	201,5

*; Desvio Padrão

Fonte: O autor (2019).

A intercomparação utilizada para realizar a análise entre os valores obtidos pelos ROI's, foi feita sob comparação entre os números descritos referente aos protótipos desenvolvidos e o dente biológico, esse último sendo utilizado como controle.

A diferença entre os valores dos ROI's corresponde à soma da atenuação da região que simula cada região. O desvio padrão demonstra a variação dos valores de cinza em virtude da quantidade de material que compõe cada ROI.

Para o esmalte, o ROI de número 1 do dente biológico apresentou uma

média de 2.767,80 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 2.281,80 e 2.794,60 HU, respectivamente, com uma variação de -17,56% para o ROI 1 B1, e 0,97% para ROI 1 B2 em relação ao dente biológico. O valor referente ao modelo completo (B1) apresentou grande variação visual (Figura 16 B1) e quantitativa nesse ponto, devido à não uniformidade da distribuição do material simulador do esmalte.

O ROI de número 2 do dente biológico apresentou uma média de 2.537,60 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 2.815,60 e 2.901,50 HU, respectivamente, com uma variação de 10,96% para o ROI 2 B1, e 14,34% para ROI 2 B2 em relação ao dente biológico.

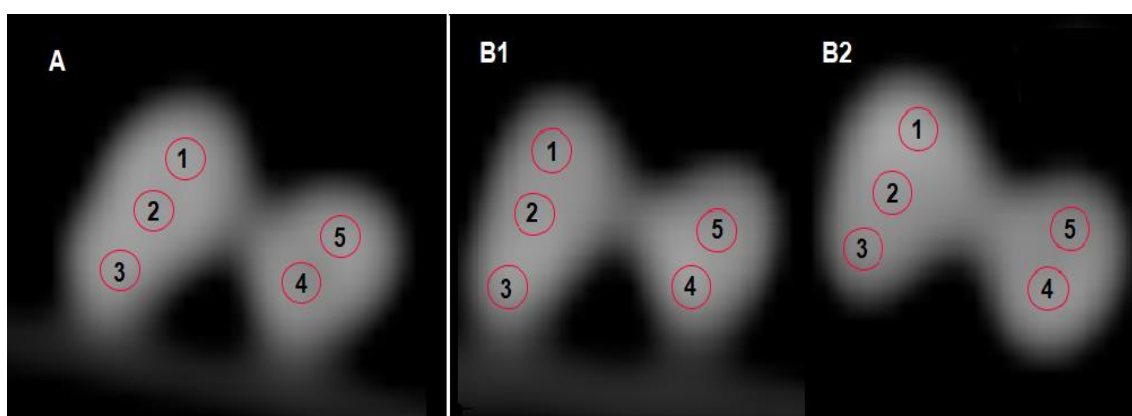
O ROI 3 do dente biológico apresentou uma média de 2.514 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 2.866 e 2.855,90, respectivamente, com uma variação de 14,03% para o ROI 3 B1, e 13,61% para ROI 3 B2 em relação ao dente biológico.

O ROI 4 do dente biológico apresentou uma média de 2.522,20 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 2.896,50 e 2.427 HU, respectivamente, com uma variação de 14,84% para o ROI 4 B1, e -3,77% para ROI 4 B2 em relação ao dente biológico.

Os valores do esmalte em cortes axiais adquiridos na tomografia computadorizada dos modelos impressos, variaram em até 17,56% em relação ao mesmo tecido do dente biológico, levando em consideração o desvio padrão.

Para avaliar a dentina, também foram feitos ROI's em áreas do dente humano (Figura 13A) e dos modelos completos (Figura 13B).

Figura 17: ROI's na Região da Dentina. Imagens DICOM. A - Dente Humano; B1 e B2 - Modelos completos



Fonte: O autor (2019)

A partir desta imagem foi possível analisar os resultados referente ao filamento simulador da dentina, pela análise dos valores obtidos nos ROI's, numerados na Figura 13 com a Tabela 2.

Tabela 2: Valores obtidos pelos ROI's – Dentina Dente Humano

Valores obtidos									
		Dente Biológico (A)		Modelo Completo (B1)			Modelo Completo (B2)		
ROI	ÁREA (mm ²)	MÉDIA (HU)	DP*	MÉDIA (HU)	Variação (%)	DP*	MÉDIA (HU)	Variação (%)	DP*
1,00	0,80	1.703,00	34,10	1.505,00	-11,63	84,70	1.737,10	2,00	77,80
2,00	0,80	1.688,60	22,58	1.628,00	-3,59	38,20	1.630,30	-3,45	35,60
3,00	0,80	1.626,30	66,60	1.576,90	-3,04	106,70	1.455,30	-10,51	72,40
4,00	0,80	1.518,40	58,70	1.597,96	5,24	123,30	1.568,70	3,31	40,60
5,00	0,80	1.617,00	35,60	1.539,50	-4,79	56,10	1.435,30	-11,24	42,50
*: Desvio Padrão									

Fonte: O autor (2019).

Para dentina, o ROI de número 1 do dente biológico apresentou uma média de 1.703 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 1.505 e 1.737,10 HU, respectivamente, com uma variação de -11,63% para o ROI 1 B1, e 2,00% para ROI 1 B2 em relação ao dente biológico.

O ROI 2 do dente biológico apresentou uma média de 1.688,60 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 1.628 e 1.630, respectivamente, com uma variação de -3,59% para o dente ROI 2 B1, e -3,45% para ROI 2 B2 em relação ao dente biológico.

O ROI 3 do dente biológico apresentou uma média de 1,626,30 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 1.577,96 e 1.455,30 HU, respectivamente, com uma variação de -3,04% para o dente ROI 3 B1 e -10,51% para ROI 3 B2 em relação ao dente biológico.

O ROI 4 do dente biológico apresentou uma média de 1.518,40 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 1.597,96 e 1.568,70 HU, respectivamente, uma variação de 5,24% para o dente ROI 4 B1, e 3,31% para ROI 4 B2 em relação ao dente biológico.

O ROI 5 do dente biológico apresentou uma média de 1.617 HU, os modelos B1 e B2 apresentaram valores de 1.539,50 e 1.435,30 HU, respectivamente, com uma variação de -4,79% para o dente ROI 5 B1, e -11,24% para ROI 5 B2 em relação ao dente biológico.

Os valores da dentina em cortes axiais adquiridos na tomografia

computadorizada dos modelos impressos, variaram em até 11% em relação ao mesmo tecido do dente biológico, o desvio padrão do tecido da dentina apresentou menor variação, devido a homogeneidade do material, devido o material analisado nos ROI's ser apenas filamento de dentina.

Essa pesquisa exploratória utilizou como base para o desenvolvimento, o dente biológico, levando em consideração os valores de HU e desvio padrão apresentados pelo mesmo, bem como o seu aspecto visual em suas variações anatômicas.

Os valores de densidade dos materiais variam de acordo com o tipo de equipamento e energia utilizada para a aquisição das imagens. Testes paramétricos e não paramétricos podem ser utilizados ou não quando há uma não distribuição adequada de material no conjunto de dados. (ARISAN, 2013)

A partir de um equipamento de TC de dupla energia de ultra resolução e a escala de TC estendida, foi possível analisar os valores de HU de esmalte e dentina por meio da visualização quantificada das cores, para aquisição dos dados brutos foi utilizado a tensão do tubo de 120 kVp e 182 mAs de corrente, resultando em uma faixa de HU de: 1.717 HU (desvio padrão 63.9 HU) a 2.130 HU (DP, 72.8 HU) e o esmalte atingiu uma média de 4.350 HU (DP, 89.7 HU). (JACKOWSKI, 2008)

Utilizando um equipamento de TC de 16 canais, foi possível obter valores das unidades de Hounsfield das amostras das imagens e discriminar esmalte e resinas nos dentes de acordo com seus valores obtidos, foi utilizado parâmetros como, tensão do tubo de 120 kVp e 200 mAs de corrente e 0,6 mm de espessura de corte. O esmalte apresentou valores na faixa de 3350 a 3850 UH e dentina na faixa de 1790 a 1900 UH. (Sakuma et al., 2014)

Segundo Razi (2014), a relação dos valores da unidade de HU para TC é proporcional ao grau de atenuação da radiação ionizante no tecido. De acordo com Kutschy (2014), foi obtido valores de HU para tecidos de esmalte e dentina para diferentes tensões, são eles: para 80 kV, o esmalte apresentou 5.760 HU (DP, 955), para dentina 3.015 HU (DP, 780); a dentina apresentou 120 kV, o esmalte apresentou 4.188 HU (DP, 556), a dentina apresentou 2.209 HU (DP, 513); para 140 kV, o esmalte apresentou 3.775 HU (DP, 673), a dentina apresentou 2.143 HU (DP, 673).

5 CONCLUSÃO

A confecção de dentes artificiais pode ser realizada para o seu uso em fantasmas antropomórficos, conciliando as técnicas de imagem radiológica, como a tomografia computadorizada, e impressão 3D com o auxílio de softwares de edição.

Com os testes realizados, conclui-se que o protótipo criado nesta pesquisa, pode contribuir para ser utilizado em fantasmas antropomórficos, de modo que os valores obtidos pelos ROI's dos modelos impressos tridimensionalmente, demonstraram semelhança também com imagem visual do dente humano.

Por fim, a pergunta de pesquisa deste trabalho pode ser respondida, que foi: como desenvolver um dente molar artificial em impressora 3D para ser utilizado em simulador antropomórfico? O dente artificial pode ser construído empregando-se as tecnologias de tomografia computadorizada e impressão 3D, utilizando como material base o filamento manipulado especificamente para constituir dentina, juntamente com 2 banhos de óxido de bismuto dissolvido em acetona na região da coroa para constituir o esmalte, resultando na imagem final em resposta à radiação ionizante semelhante a do dente biológico.

Como sugestão para estudos futuros, indica-se a avaliação do dente impresso tridimensionalmente, produzido seguindo o método de desenvolvimento apresentado nesta pesquisa, para uso em radiografias bidimensionais, como exame periapical. Indica-se ainda a quantificação dos tons da imagem em termos de densidade óptica ou outro método coerente, para assim evidenciar a similaridade antropomórfica.

REFERÊNCIAS

ABREU, Sofia A. C. **Impressão 3D baixo custo versus impressão em equipamentos de elevado custo**. 2015. 259 f. Dissertação (Mestrado Integrado de Engenharia Mecânica) – Universidade do Porto, Portugal, 2015. Disponível em: https://sigarra.up.pt/faup/pt/pub_geral.pub_view?pi_pub_base_id=36284. Acesso em: 5 mar. 2019.

AKIYAMA, Hironori et al. Challenging issues in teaching oral radiology to undergraduate students. **Oral Radiology**. v. 32, n. 3, p. 187-190, mar.2016.

ARISAN, Volkan et al. Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: Relationship of radiographic gray density and implant stability. **Clinical implant dentistry and related research**, v. 15, n. 6, p. 893-906, 2013. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1708-8208.2011.00436.x>. Acesso em: 5 jul. 2019.

AULETE, Caldas. **Aulete Digital: Dicionário Contemporâneo da Língua Portuguesa: Dicionário Caldas Aulete**. Brasil: Lexikon, 2014. Disponível em: <http://www.aulete.com.br/>. Acesso em: 05 mar. 2019.

EVERY, James K.; CHIEGO, Daniel J. **Essentials of oral histology and embryology: a clinical approach**. Elsevier, 2006.

BERKOVITZ, Barry et al. **Oral Biology**. Churchill Livingstone, Elsevier. 2011.

BERKOVITZ, Barry KB.; HOLLAND, Graham Rex; MOXHAM Bernard J. **Oral Anatomy histology and Embryology E-Book**. Elsevier Health Sciences, 2017.

BILLINGS, Ronald J.; BERKOWITZ, Robert J.; WATSON, Gene. Teeth. **Pediatrics**. American Academy Pediatrics. Illinois, v. 113, n. 4, p.1120-27, abr. 2004.

BOLNER, Roberta Cristiane Nadal Ciapparini. **Contextualização Histórica da Radiologia Odontológica**. 2011. 33 f. Monografia (Especialização) - Curso de Curso de Radiologia Odontológica e Imaginologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/handle/10183/48925>. Acesso em: 26 jun. 2018.

BORAH, Sharmila. 3D Printer Filament Length Monitor. **International Journal of Science, Technology and Society**. Faridabad, India, v.2, n. 5, p. 129-132, set. 2014.

BRASIL. Comissão Internacional de Proteção Radiológica. ICRP Publicação 110. Fantomas computacionais de referência para adultos. 2009. Disponível em: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%20110>. Acesso em: 18 out. 2018.

BRASIL. Comissão Internacional de Proteção Radiológica. ICRP Publicação 89. Dados anatômicos e fisiológicos básicos para uso em valores de referência de proteção radiológica. 2002. Disponível em: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%2089>. Acesso em: 24 ago. 2018.

CARVALHO, E. M. Prototipagem na odontologia: obtenção e uso. In: 10º CONGRESSO INTERNACIONAL DE TÉCNICOS EM PRÓTESE DENTÁRIA, 14, 2007, São Paulo. **Anais**. São Paulo, 2007, p.158-168.

CELANI, Gabriela et al. Imprimindo ideias: Um estudo de viabilização do uso de impressoras 3D para a confecção de Maquetes arquitetônicas. In: GRAPHICA, 2007, Curitiba. **Anais**. Curitiba, 2007.

CERQUEIRA, Rafaela A. D. et al. Construção de um Objeto Simulador Antropomórfico de Tórax para Medidas de Controle da Qualidade da Imagem em Radiodiagnóstico. **Revista Brasileira de Física Médica**. São Paulo, 2011.

CHIA, Helena N.; WU, Benjamin M. Recent advances in 3D printing of biomaterials. **Journal of biological engineering**, v. 9, n. 1, p. 4, 2015. Disponível em: <https://jbioleng.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13036-015-0001-4>. Acesso em:

11 jul. 2019.

CHIEGO, Daniel J. **Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach**. Michigan: Elsevier, 2013.

COLLUCCI, Cláudia. **MÉDICOS PEDEM MENOS TOMOGRAFIAS PARA EVITAR RADIAÇÃO**. 2011. Disponível em: <https://lucykerr.wordpress.com/2011/06/27/medicos-pedem-menos-tomografias-para-evitar-radiacao/>. Acesso em: 01 jul. 2019.

DABAGUE, Leonardo A. M. **O processo de inovação no segmento de impressoras 3D**. 51 f. 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso de Ciências Econômicas) - Setor de Ciências Sociais Aplicadas, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2014. Disponível em: <https://acervodigital.ufpr.br/bitstream/handle/1884/37115/MONOGRAFIA19-2014-1.pdf?sequence=1>. Acesso em: 8 set. 2018.

DEWERD, Larry A.; KISSICK, Michael. **The Phantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development**. Madison: Springer, 2014.

DUARTE, Lucas C. **Impressão 3D: uma alternativa para fabricação de dispositivos analíticos miniaturizados**. 2016. 104 f. Dissertação (Mestre em Química) - Universidade Federal de Goiás, Goiânia, 2016. Disponível em: <https://repositorio.bc.ufg.br/tede/bitstream/tede/6890/5/Disserta%C3%A7%C3%A3o%20-%20Lucas%20da%20Costa%20Duarte%20-%202016.pdf>. Acesso em: 08 set. 2018.

FELIX, José Eduardo dos Reis. **Tomografia Computadorizada (TC): Abordagem, Dados Técnicos e Posicionamento do Usuário**. 2012. 23 f. Monografia (Especialização) - Curso de Radiologia, Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Minas Gerais, 2012. Disponível em: http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Tomografia_computadorizada_abordagem_dados_tecnicos_posicionamento_do_usuario.pdf. Acesso em: 1 jul. 2019.

FREIRE FILHO, Edison de Oliveira et al. **Tomografia computadorizada sem**

contraste intravenoso no abdome agudo: quando e por que usar. Radiol Bras, Aracaju, v. 1, n. 48, p.51-62, fev. 2006. Disponível em: http://www.rb.org.br/detalhe_artigo.asp?id=1243&idioma=Portugues. Acesso em: 1 jul. 2019.

FREITAS, Sergio A. P.; COSTA, Patrícia M.; RIBEIRO, Renato C. Uso da prototipagem biomédica em Odontologia. **Odontol. Clín -Cient.** Recife, v. 9, n. 3, p.223-7, jul./set. 2010.

GARIB, Daniela Gamba et al. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. **Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 12, n. 2, p. 139-156, abr. 2007. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-54192007000200018. Acesso em: 3 jul. 2019.

GOVSA, Figen et al. Building 3D anatomical model of coiling of the internal carotid artery derived from CT angiographic data. **European Archives Of Otorhinolaryngology**. v. 274, n. 2, p.1097-1102, out. 2016.

GROSS, Bethany C. et al. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. **Analytical chemistry**. Washington, v. 86, n. 7, p. 3240-3253, jan. 2014.

GUIMARÃES, Cássia Ferreira. Aplicação da Tomografia Computadorizada em Cefalometria. 45 f. 2010. Trabalho de Conclusão de Curso II (Monografia para Obtenção de Grau de Cirurgião-Dentista) - Faculdade de Odontologia. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/32096>. Acesso em: 3 jul. 2019. (SEGUNDA REFERENCIA GUIMARÃES)

GUIMARÃES, Naira D.; QUEIROZ, Paulo R. **O uso da impressora 3D nas práticas médicas.** 26 f. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso - (Curso de Biomedicina) Centro Universitário de Brasília Faculdade Ciências da Educação e Saúde, Brasília, 2016. Disponível em: <http://repositorio.uniceub.br/handle/235/9047>. Acesso em: 28 ago. 2018.

HAMEDANI, Borhan A. et al. Three-dimensional printing CT-derived objects with controllable radiopacity. **Journal Of Applied Clinical Medical Physics**. v. 19, n. 2, p.317-328, dez. 2017.

HERBERT Nicholas; SIMPSON David; SPENCE William D.; ION William. A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. Glasgow, Scotland, v. 42, n. 2, 141–146. Mar/Abr. 2005.

HOY, Matthew B. 3D Printing: Making Things at the Library. **Medical Reference Services Quarterly**, Estados Unidos, v. 32, n. 1, p.93-99, fev. 2013.

HUSAIN, Mohammed A. Dental Anatomy and Nomenclature for the Radiologist. **Radiologic Clinics of North America**. Los Angeles, v. 56, n. 1, p. 1-11, jan.2018.

JACKOWSKI, Christian et al. Ultra-high-resolution dual-source CT for forensic dental visualization discrimination of ceramic and composite fillings. **International journal of legal medicine**, v. 122, n. 4, p. 301-307, 2008. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00414-008-0224-8>. Acesso em: 5 jul. 2019.

JUCHEM, Beatriz Cavalcanti; DALLAGNOL, Clarice Maria; MAGALHÃES, Ana Maria Müller. Contraste Iodado em Tomografia Computadorizada: prevenção de reações adversas. **Rev Bras Enferm**, Brasília (df), v. 57, n. 1, p.57-61, fev. 2004. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/reben/v57n1/a12v57n1.pdf>. Acesso em: 30 jun. 2019.

KUTSCHY, Josef M. et al. The applicability of using different energy levels in CT imaging for differentiation or identification of dental restorative materials. **Forensic science, medicine, and pathology**, v. 10, n. 4, p. 543-549, 2014. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s12024-014-9595-y>. Acesso em: 5 jul. 2019.

KUMAR, G. S. **Orban's Oral Histology and Embryology**. India: Elsevier, 2015.

KWOK, Jackson K. S. et al. Multi-dimensional printing in thoracic surgery: current and future applications. **Journal Of Thoracic Disease**. Hong Kong, China, v. 10, n. 6, p. 756-763, abr. 2018.

LIAW Chya-Yan; GUVENDIREN Murat. Current and emerging applications of 3D printing in medicine. **International Society for Biofabrication**. Newark, United States of America, v. 9, n. 2, p.024102, jun.2017.

LUZ, Hercílio P.; SGROTT, Emerson A. **Anatomia da cabeça e do pescoço**. São Paulo: Santos, 2003.

MADEIRA, Miguel C. **Anatomia do dente**. São Paulo: Sarvier, 2005.

MARCOS, Besko; CLAUDIO, Bilyk; PRISCILA, Gritten. Aspectos Técnicos e Nocivos dos Principais Filamentos Usados em Impressão 3D. **Rev. Gest. Tecnol. Inov.**, UniOpet, v. 1, n. 3, p. 9-18, 2017. Disponível em: <http://www.opet.com.br/faculdade/revista-engenharias/pdf/n3/Artigo2-n3-Bilyk.pdf>. Acesso em: 27 mai. 2019.

MARTINS, Vitor H. C.; **Impressão 3D: Uma Abordagem de Produção Mais Limpa**. 2017. 101 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Industrial) – Universidade do Minho, Portugal, 2017. Disponível em: <http://repositorium.sdum.uminho.pt/handle/1822/46577>. Acesso em: 27 mai. 2019.

MCGURK, M. et al. Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. **Annals of the Royal College of Surgeons of England**. v. 79, n. 3. p. 169-174. 1997.

MEURER, Maria Inês et al. Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiol Bras**, São Paulo, v. 41, n. 1, p. 49-54, Fev. 2008. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842008000100013. Acesso em: 1 Jul. 2019.

MONTEIRO, Marco T. F. **A impressão 3D no meio produtivo e o design: um estudo na fabricação de jóias.** 2015.130 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de pós-graduação em Design, Universidade do Estado de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015. Disponível em: <http://anapaulanasta.com/wp-content/uploads/2015/09/Disserta%C3%A7%C3%A3o-Marco-T%C3%BAlio-Ferreira-Monteiro.pdf>. Acesso em: 09 ago. 2018.

MUELLEMAN, Thomas John et al. Individualized surgical approach planning for petroclival tumors using a 3D printer. **Journal of Neurological Surgery Part B: Skull Base**, v. 77, n. 03, p. 243-248, 2016.

NACIF, Edvaldo Severo dos Santos e Marcelo Souto. **MANUAL DE TÉCNICAS EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA.** 2017. Disponível em: <http://www.radioinmama.com.br/historiadatomografia.html>. Acesso em: 1 jul. 2019.

NANCI, Antonio. **Ten Cate's Oral Histology: development, structure, and function.** Canadá: Elsevier Health Sciences, 2017.

NAZIRI, Eleni; SCHRAMM, Alexander; WILDE, Frank. Accuracy of computer-assisted implant placement with insertion templates. **GMS Interdisciplinary plastic and reconstructive surgery DGPW**, v. 5, 2016. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27274440>. Acesso em: 3 jul. 2019.

NETO, F. N. M.; BATISTA, E. V.; SANTOS, A. M. Desenvolvimento de um simulador de cabeça para estimativas de doses de exposição em pacientes expostos por aparelhos de raios x odontológicos, In:INTERNATIONAL NUCLEAR ATLANTIC CONFERENCE - INAC, 2009, Rio de Janeiro. **Anais:** Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Energia Nuclear - ABEN, 2009, p. 1-9.

OLIVEIRA, Ana E. F. et al. **Radiologia odontológica: princípios de interpretação.** São Luiz: UNA-SUS: Ed Da UFMA, 2014.

PORTO, Thomás M. S. **Estudo dos Avanços da Tecnologia de Impressão 3D e da sua Aplicação na Construção Civil.** 93f. 2016.Trabalho de Conclusão de Curso (Curso Superior de Engenharia Civil) - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2016. Disponível em:

<http://monografias.poli.ufri.br/monografias/monopoli10019793.pdf>. Acesso em: 25 de fev. 2019.

RAZI, Tahmineh; NIKNAMI, Mahdi; GHAZANI, Fakhri Alavi. Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT. **Journal of dental research, dental clinics, dental prospects**, v. 8, n. 2, p. 107, 2014. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4120902/>. Acesso em: 5 jul. 2019.

ROBERT, J. A. Allen; RICHARD, S. Trask. An experimental demonstration of effective Curved Layer Fused Filament Fabrication utilising a parallel deposition robot. **Additive Manufacturing**. Bristol, v. 8, p. 78-87.out. 2015.

ROHRINGER, Sean. 3D Printer Filament Guide - All you need to know in 2019. **.Net**, jan. 2019. All3DP. Disponível em: <https://all3dp.com/1/3d-printer-filament-types-3d-printing-3d-filament/>. Acesso em: 02 fev. 2019.

SAKUMA, A. et al. Three-dimensional visualization of composite fillings for dental identification using CT images. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, n. 6, p. 515-519, 2012. Disponível em: <https://www.birpublications.org/doi/full/10.1259/dmfr/13441277>. Acesso em: 5 jul. 2019.

SAURA, Carlos E. **Aplicação da Prototipagem Rápida na Melhoria do Processo de Desenvolvimento de Produtos em Pequenas e Médias Empresas**. 2003.121 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2003. Disponível em: <http://repositorio.unicamp.br/handle/REPOSIP/264444>. Acesso em: 8 set. 2018.

SAVI, M. et al. Density comparison of 3D printing materials and the human body. In: IJC RADIO 2017, Goiânia. **Anais**. Goiânia: 2017. p. 1-3.

SCHRANK, Andressa Z. **O ensino de radiologia odontológica: uma revisão de literatura**. 2014. 23 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Curso Superior de Odontologia) - Faculdade de Odontologia, UFRGS, Porto Alegre, 2014. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/132225>. Acesso em: 8 set. 2018.

SILVA, Jaciara M. G. **Propriedades Químicas e Físicas do Esmalte de Dentes Decíduos e Permanentes**. 2011. 83 f. Tese (Doutorado em Odontopediatria) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, São Paulo, 2011. Disponível em: <http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/58/58135/tde-30112011-143333/pt-br.php>. Acesso em: 28 mai. 2018.

SOLER V., RETSIN, G.; JIMENEZ Garcia, M. **A Generalized Approach to Non-Layered Fused Filament Fabrication**. In: 37TH ANNUAL CONFERENCE OF THE ASSOCIATION FOR COMPUTER AIDED DESIGN IN ARCHITECTURE (ACADIA), 2017, Cambridge. **Anais**: Cambridge, ACADIA, 2017, p. 562–571.

TAPIA, Pablo G. P. et al. Caso clínico: Uso de Biomodelos Tridimensionales para la Planificación Preoperatoria de Tumores Craneales Fronto-orbitarios. **Revista Médica HJCA**, Cuenca, Equador, v. 9, n. 3, p. 285-290, nov. 2017.

THADANI, Vishaal N.; RIAZ, Muhammad J.; SINGH Gurpal. The evolution of three-dimensional technology in musculoskeletal oncology. **Journal of clinical orthopaedics and trauma**. Singapura, University Orthopaedics, Hand and Reconstructive Microsurgery, v.9, n. 3, p. 269-274. jul/set. 2018.

TUNES, Florisa M. N. A.; NOGUEIRA, Gustavo C. B. **Anatomia dental**: Apostila do Curso técnico em Prótese dentária da Escola técnica em São José do Rio Preto, São Paulo, 2012.

VENTOLA, C. L. Medical applications for 3D printing: current and projected uses. **Pharmacy and Therapeutics**, v 39, n. 10, p.704-711, out. 2014.

YUSUF, Bulent. 14 Most Important 3D Printing Terms (Glossary of Terminology). **.Net**, 2016, All3DP. Disponível em: <https://all3dp.com/1/3d-printing-terms-terminology-glossary/>. Acesso em: 30 ago. 2018.