

CENTRO ESTADUAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA PAULA SOUZA  
UNIDADE DE PÓS-GRADUAÇÃO, EXTENSÃO E PESQUISA  
MESTRADO PROFISSIONAL EM GESTÃO E TECNOLOGIA EM  
SISTEMAS PRODUTIVOS

THAIS APARECIDA FERNANDES KABUCHI

ESTUDO DA GEOMETRIA DE MECANISMOS DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS PELO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS: ENSAIO COMPARATIVO ENTRE LIGA DE Ti –  
CP E LIGA Ti<sub>35</sub>Nb<sub>7</sub>Zr SOB A ÓTICA DA INOVAÇÃO DISRUPTIVA

São Paulo

Junho/2022

THAIS APARECIDA FERNANDES KABUCHI

ESTUDO DA GEOMETRIA DE MECANISMOS DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS PELO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS: ENSAIO COMPARATIVO ENTRE LIGA DE Ti –  
CP E LIGA T35Nb7Zr SOB A ÓTICA DA INOVAÇÃO DISRUPTIVA

Dissertação apresentada como exigência  
parcial para o Exame de Qualificação no  
Programa de Mestrado Profissional em Gestão  
e Tecnologia em Sistemas Produtivos do  
Centro Paula Souza, sob a orientação do Prof.  
Dr. Rosinei Batista Ribeiro

São Paulo

Junho/2022

K11e Kabuchi, Thais Aparecida Fernandes

Estudo da geometria de mecanismos de implantes ortopédicos pelo método de elementos finitos: ensaio comparativo entre liga de Ti – CP e liga Ti35Nb7Zr sob a ótica da inovação disruptiva / Thais Aparecida Fernandes Kabuchi. – São Paulo: CPS, 2022.  
70 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Rosinei Batista Ribeiro  
Dissertação (Mestrado Profissional em Gestão e Tecnologia em Sistemas Produtivos) – Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, 2022.

1. Liga Ti35Nb7Zr. 2. Método de elementos finitos. 3. Sistemas organizacionais. 4. Inovação disruptiva. I. Ribeiro, Rosinei Batista. II. Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza. III. Título.

THAIS APARECIDA FERNANDES KABUCHI

ESTUDO DA GEOMETRIA DE MECANISMOS DE IMPLANTES ORTOPÉDICOS PELO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS: ENSAIO COMPARATIVO ENTRE LIGA DE Ti –  
CP E LIGA Ti35Nb7Zr SOB A ÓTICA DA INOVAÇÃO DISRUPTIVA

---

Prof. Dr. Rosinei Batista Ribeiro - CEETEPS

---

Prof. Dr. Alexandre Formigoni - CEETEPS

---

Profa. Dra. Sandra Giacomini Schneider - EEL - USP

São Paulo, junho de 2022

A meus pais, a quem devo tudo, pois sempre  
estiveram ao meu lado me incentivando e  
acreditando em mim.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por guiar e iluminar meu caminho, pela vida e saúde para desfrutar minha caminhada.

Aos meus pais e meu companheiro, pelo amor incondicional, compreensão e suporte em todas as etapas da minha pesquisa. A vocês todo meu agradecimento e amor!

Ao meu orientador, Professor Doutor Rosinei Batista Ribeiro, por conduzir-me em meus estudos, por me auxiliar e instruir na pesquisa acadêmica, minha gratidão sempre!

A Professora Doutora Sandra Giacomini Schneider, por dividir sua pesquisa comigo, além da atenção e das valiosas contribuições ao trabalho com seu extenso conhecimento. Muito obrigada!

Ao Professor Doutor Adriano José Sorbille de Souza, pela disponibilidade em me auxiliar na manipulação do software para melhor condução do desenvolvimento do trabalho.

A todos os docentes do Programa de Pós-graduação do Centro Paula Souza do curso em Gestão e Tecnologia em Sistemas Produtivos que me proporcionaram uma vasta gama de conhecimentos durante todo o desenvolvimento do curso sem os quais não seria possível desenvolver este trabalho.

Aos colegas de turma do mestrado, que mesmo de forma remota, por conta da pandemia da COVID-19, dividiram comigo essa caminhada com apoio e incentivo, muito obrigada!

O segredo da genialidade é conservar  
o espírito de criança até a velhice,  
o que significa nunca perder o entusiasmo!  
Aldous Huxley

## RESUMO

KABUCHI, T. A. F. **Estudo da geometria de mecanismos de implantes ortopédicos pelo método de elementos finitos: ensaio comparativo entre liga de Ti – CP e liga Ti35Nb7Zr sob a ótica da inovação disruptiva.** 70f. Dissertação (Mestrado Profissional em Gestão e Tecnologia em Sistemas Produtivos). Centro Estadual de Educação Tecnológica Paula Souza, São Paulo, 2022.

Com a constante evolução nas pesquisas em biomateriais utilizados na medicina, uma série de incertezas com relação ao uso clínico tem surgido e com isso muitos pesquisadores têm tido a responsabilidade de desenvolver protocolos confiáveis a fim de melhorar as práticas envolvidas no uso desses materiais em produtos médicos implantáveis. Atualmente implantes ortopédicos fabricados em ligas de titânio tem tido bom índice de sucesso, porém, ainda há recorrência de falhas associadas, em muitas vezes, a baixa resistência a fadiga do material, alto módulo de elasticidade em comparação a fisiologia do osso e a falta de biocompatibilidade específica para cada aplicação. Por conta disso, são realizadas pesquisas para desenvolver materiais com propriedades que possam garantir maior longevidade e conforto ao corpo humano. Pretende-se com o presente trabalho avaliar por meio de modelagem tridimensional e utilização do método de elementos finitos, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sobre implantes estudados com a liga Ti35Nb7Zr, utilizando os dados experimentais já existentes. Comparar o modelo simulado com resultados obtidos sob as mesmas condições na liga de Ti – Comercialmente Puro disponíveis de pesquisas relacionadas. Confrontar os dados obtidos na simulação e avaliar a viabilidade do uso da liga de Ti35Nb7Zr um material desenvolvido em laboratório e com grande potencial para ser introduzido ao mercado nacional. Dessa forma, discutindo a viabilidade de introduzir esse novo material a cadeia produtiva existente e discutindo suas características sob os aspectos da inovação disruptiva. A pesquisa possui abordagens qualitativa e quantitativa e é do tipo exploratória visto que o tema é contemporâneo e pouco abordado na literatura científica. A metodologia usada foi um estudo de caso aplicado em uma pesquisa já consolidada e comparação dos dados da literatura com a inserção de um novo material e por fim discutido os aspectos de inovação disruptiva que podem proporcionar nos sistemas produtivos.

**Palavras-chave:** Liga Ti35Nb7Zr; Método de Elementos Finitos; Sistemas Organizacionais; Inovação Disruptiva.



## ABSTRACT

KABUCHI, T. A. F. **Study of the geometry of orthopedic implant mechanisms by the finite element method: comparative test between Ti – CP alloy and Ti35Nb7Zr alloy from the perspective of disruptive innovation.** 70f. Dissertation (Professional Master in Management and Technology in Productive Systems). Paula Souza State Center for Technological Education, São Paulo, 2022.

With the constant evolution in research on biomaterials used in medicine, a series of uncertainties regarding their clinical use has arisen and with that many researchers have had the responsibility to develop reliable protocols to improve the practices involved in the use of these materials in medical products. implantable. Currently, orthopedic implants made of titanium alloys have had a good success rate, however, there is still recurrence of failures, often associated with low fatigue strength of the material, high modulus of elasticity compared to bone physiology and lack of specific biocompatibility for each application. Because of this, research is carried out to develop materials with properties that can guarantee greater longevity and comfort to the human body. The aim of the present work is to evaluate, through three-dimensional modeling and use of the finite element method, the distribution of stresses generated by simulated loads on implants studied with the Ti35Nb7Zr alloy, using existing experimental data. Compare the simulated model with results obtained under the same conditions on the Commercially Pure Ti alloy available from related research. To compare the data obtained in the simulation and to evaluate the feasibility of using the Ti35Nb7Zr alloy, a material developed in the laboratory and with great potential to be introduced to the national market. Thus, discussing the feasibility of introducing this new material to the existing production chain and discussing its characteristics under the disruptive innovation aspects. The research has qualitative and quantitative approaches and is exploratory since the topic is contemporary and little discussed in the scientific literature. The methodology used was a case study applied in an already consolidated research and comparison of literature data with the insertion of a new material and finally to discuss the aspects of disruptive innovation that can provide in production systems.

**Keywords:** Ti35Nb7Zr Alloy; Finite Element Method; Organizational Systems; Disruptive Innovation.

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Propriedades do Titânio - CP .....	21
Tabela 2 – Propriedades mecânicas do Titânio-CP grau 2.....	40
Tabela 3 - Propriedades mecânicas da liga Ti35Nb7Zr .....	40

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Representação da estrutura hexagonal compacta (HC) e estrutura cúbica de corpo centrado (CCC).....	20
Figura 2– Influência dos elementos em diagramas de fase genérico de ligas de Titânio.....	21
Figura 3 - Comparativo do Módulo de Elasticidade (GPa) entre biomateriais e o osso humano .....	22
Figura 4 - Biomateriais para aplicações ortopédicas e odontológicas.....	25
Figura 5 - (A) Modelo digital de mandíbula e (B) Modelo digital com aplicação de malha para análise MEF.....	27
Figura 6 – Formas de elementos utilizadas pelo MEF .....	28
Figura 7 – Processo de análise por Elementos Finitos e suas soluções matemáticas.....	29
Figura 8 - Resultado de análise da distribuição de tensões aplicado ao modelo e seu comportamento computacional.....	30
Figura 9 - Dinâmica da inovação (taxa e fases da inovação dos produtos e processos) .....	33
Figura 10 - Representação esquemática dos tipos de inovação.....	34
Figura 11 - Representação esquemática de processo de manufatura aditiva.....	37
Figura 12 - Fluxo típico de processo de produção para implantes médicos. ....	39
Figura 13 – Componentes da prótese no modelo anatômico.....	41
Figura 14 – Estrutura óssea digitalizada.....	42
Figura 15 – Visualização 3D da estrutura óssea e da prótese virtual aprovada.....	42
Figura 16 – Processo de Estudo de Caso comparativo com o Ti – CP e a liga Ti35Nb7Zr por meio da aplicação de técnicas via Elementos Finitos sob ótica da inovação disruptiva .....	44
Figura 17 – Percurso metodológico adotado no estudo de caso comparativo com o Ti – CP e a liga Ti35Nb7Zr por meio da aplicação de técnicas via Elementos Finitos sob ótica da inovação disruptiva.....	45
Figura 18 - Modelo 3D da prótese personalizada de ATM .....	46
Figura 19 - Condições de contorno aplicado no modelo 3D .....	48
Figura 20 – Percurso metodológico.....	49
Figura 21– Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese em Ti-CP grau 2.....	51
Figura 22 - Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr.....	52
Figura 23 – Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese em	

Ti-CP grau 2 .....	53
Figura 24 - Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr .....	54
Figura 25 – Valores gasto anualmente na produção de peças finais pela AM em todo o mundo (os valores estão em bilhões de dólares americanos). .....	56
Figura 26 – Valor de mercado estimado mundial para manufatura aditiva (os valores estão em bilhões de dólares americanos).....	57

## LISTA DE SIGLAS

<b>ASTM</b>	American Society for Testing and Materials
<b>ATM</b>	Articulação temporomandibular
<b>ANVISA</b>	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
<b>CAD</b>	Desenho assistido por Computador
<b>DEMAR</b>	Departamento de Engenharia de Materiais
<b>DMI</b>	Dispositivos Médicos Implantáveis
<b>EEL</b>	Escola de Engenharia de Lorena
<b>ID</b>	Inovação Disruptiva
<b>MA</b>	Manufatura Aditiva
<b>MEF</b>	Método dos Elementos Finitos
<b>Nb</b>	Nióbio
<b>Ti</b>	Titânio
<b>Ti-CP</b>	Titânio comercialmente puro
<b>USP</b>	Universidade de São Paulo
<b>Zr</b>	Zircônio

## SUMÁRIO

<b>Antecedência de pesquisa.....</b>	<b>15</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>19</b>
2.1 Titânio CP e a liga Ti35Nb7Zr.....	19
2.2 Biomateriais e propriedades necessárias para implante ortopédico .....	24
2.3 Método dos elementos finitos – MEF .....	26
2.4 Gestão da Inovação .....	30
2.5 Manufatura Aditiva e Sistemas produtivos .....	36
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>40</b>
3.1 Materiais.....	40
3.2 Método.....	43
3.3 Modelagem 3D .....	46
3.4 Simulação numérica comparativa do Ti-CP e da liga Ti35Nb7Zr.....	47
3.5 Ótica comparativa da inovação disruptiva .....	48
<b>4 Resultados e discussão.....</b>	<b>51</b>
4.1 Modelagem 3D e simulação numérica dos esforços .....	51
4.2 Perspectivas sob a ótica da Inovação Disruptiva.....	54
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>59</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>60</b>

## ANTECEDÊNCIA DE PESQUISA

Tecnóloga formada em Mecânica de Precisão pela Faculdade de Tecnologia de São Paulo, optou pelo programa de pós-graduação *stricto sensu* do curso em Gestão e Tecnologia em Sistemas Produtivos, em que foi direcionada a linha de pesquisa Sistemas Organizacionais e projeto de pesquisa em Gestão e Desenvolvimento de Inovação Tecnológica, curso oferecido pelo Centro Paula Souza.

A motivação da autora para realização desse trabalho veio do interesse em expandir o conhecimento científico, relevância no desenvolvimento profissional e acima de tudo contribuição para a sociedade.

A instituição juntamente com seu corpo docente permitiu a evolução da autora ao trilhar o caminho do mestrado profissional desenvolvendo as capacidades necessárias para realização do presente trabalho.

Ao longo do curso, direcionado pelos professores, houve o desenvolvimento de conceitos e práticas na gestão de sistemas produtivos, bem como aprimoramento de tópicos em inovação tecnológica a fim de contribuir no desenvolvimento de pesquisa da autora. Foram desenvolvidos trabalhos para Simpósio, anais e revistas.

A proposta de pesquisa possui aderência ao Programa de Pós-Graduação em Gestão e Tecnologia em Sistemas Produtivos pela sua natureza e temática utilizada no processo de seu desenvolvimento, que envolve os temas presentes na área de concentração da linha de pesquisa em Sistemas Organizacionais. Deste modo, a trajetória construída ao longo do programa focou nos elementos necessários para a formação intelectual, além de desenvolvimento profissional e pessoal da autora a fim de realizar um trabalho que impacta a sociedade com relevância em aprimorar sistemas produtivos usuais, e neste caso em particular, o estudo e análise da inovação disruptiva em ambientes produtivos e de construção de implantes ortopédicos, analisando as diferenças entre o Ti-CP, material comumente aplicado no mercado e o Ti35Nb7Zr, um material desenvolvido em laboratório e com grande potencial para ser introduzido ao mercado nacional. Dessa forma, discutindo a viabilidade de introduzir esse novo material a cadeia produtiva existente e discutindo a viabilidade técnica e econômica sob os aspectos da inovação.

## 1 INTRODUÇÃO

Com a constante evolução e transformação dos biomateriais utilizados na medicina, uma série de incertezas tem surgido com relação ao uso clínico destas novas tecnologias. Com isso, muitos pesquisadores têm tido a responsabilidade de desenvolver protocolos confiáveis com relação ao uso destes novos materiais de maneira segura a fim de melhorar as práticas envolvidas no uso desses produtos. Pesquisas com novos biomateriais tem mostrado resultados favoráveis em laboratório, explorando diferentes áreas de aplicação, ainda sem agregar em produtos comerciais, mas apresentando potencial de inserção no mercado.

O Titânio é um material altamente biocompatível, com propriedades tais como baixa densidade, alta resistência mecânica, rigidez, boa tenacidade e ótima resistência à corrosão, características que buscamos em materiais para aplicação em implantes, por conta disso, o titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados como biomaterial (LIU, 2004). Como são muito confiáveis do ponto de vista do desempenho mecânico, as ligas de titânio têm sido desenvolvidas para a fabricação de dispositivos médicos para a substituição de tecidos duros, como articulações artificiais, placas ósseas, implantes dentários, entre outros (LI, 2011).

Apesar do bom índice de sucesso em implantes metálicos com ligas de titânio, ainda há recorrência de falhas durante o uso a longo prazo sendo essas falhas associadas muitas vezes a baixa resistência a fadiga do material, alto módulo de elasticidade em comparação a fisiologia do osso e a falta de biocompatibilidade específica para cada aplicação. Por conta disso, são realizadas pesquisas para desenvolver materiais com propriedades que possam garantir maior longevidade e conforto ao corpo humano (GEPREEL e NIINOMI, 2013). A fim de utilizar materiais com o módulo de elasticidade o mais próximo ao osso humano e sabendo das características do titânio, as pesquisas envolvendo ligas com elementos não tóxicos vem sendo estudada ao longo dos anos a fim de melhorar as características mecânicas desses materiais no intuito de aprimorar a compatibilidade deles ao corpo humano. Para isso, tem-se adotado a adição de nióbio e zircônio para melhorar as propriedades em relação as ligas convencionais a fim de obter melhor comportamento mecânico (RIBEIRO et al 2009). As ligas de Ti, Nb e Zr aparecem como materiais promissores porque não possuem toxicidade, apresentam baixo módulo de elasticidade e boas propriedades bioquímicas (GEETHA et al, 2004).

A análise por elementos finitos é uma área da engenharia destinada a fazer simulações e testes de maneira a verificar diferentes propriedades físicas e design de geometrias das peças



e estruturas mecânicas. É uma técnica numérica, aplicada comumente via software, utilizada para solucionar problemas de engenharia, mas também tem sido amplamente usada para análise biomecânica nas áreas de Odontologia e Ortopedia (ULBRICH et al. 2000). Muitos profissionais da saúde vêm aplicando os elementos finitos nas suas pesquisas para tentar, segundo GENG et al. (2001), solucionar problemas mecânicos, dividindo o elemento problema em inúmeros, menores e mais simples elementos, elementos finitos propriamente ditos, os quais estão dispostos no formato de uma malha, em que as variáveis analisadas são interpoladas com o uso de funções matemáticas de forma.

A contemporaneidade comparativa do titânio-CP e a liga Ti35Nb7Zr perpassa na simulação e uso dos parâmetros de suas propriedades mecânicas com vistas na ótica da inovação disruptiva com perspectivas no processo de fabricação (manufatura subtrativa substituída por manufatura aditiva), na comercialização o efeito direto na redução do custo com o uso do nióbio e da zircônia e o ganho significativo de mercado.

Pretende-se com o presente trabalho avaliar por meio de modelagem tridimensional e utilização do método de elementos finitos, a distribuição das tensões geradas por cargas simuladas sobre implantes ortopédicos em liga de Ti35Nb7Zr. Sendo os dados experimentais adotados para a liga Ti35Nb7Zr, dados de pesquisa para implantes odontológicos que serão extrapolados para uma aplicação em implante ortopédico. Comparar o modelo simulado com resultados obtidos sob as mesmas condições na liga de Ti – CP disponíveis na literatura. Confrontar os dados obtidos na simulação e avaliar a viabilidade do uso da liga de Ti35Nb7Zr na cadeia produtiva nacional. Sendo a liga Ti35Nb7Zr, um material desenvolvido pelo Departamento de Engenharia de Materiais (DEMAR) da Escola de Engenharia de Lorena (EEL), da Universidade de São Paulo (USP) e houve uma parceria no compartilhamento dos dados estruturais dessa liga para realização da presente pesquisa.

Destaca-se que esse trabalho foi realizado num período pandêmico, ocasionado pelo novo coronavírus (SARS-CoV-2) que ocasiona a doença Covid-19, uma enfermidade altamente contagiosa que afeta principalmente o sistema respiratório. Atualmente, já com vacinas desenvolvidas para frear a disseminação da doença, contudo, a atual pandemia ainda é considerada uma incógnita aos cientistas.

### **Questão de Pesquisa**

Quais benefícios a utilização da liga de Ti35Nb7Zr em substituição ao Ti – CP pode promover ao incluir esse material na produção de próteses ortopédicas? Nacionalizar a

produção desses itens gera quais impactos a cadeia de suprimentos? A introdução da liga Ti35Nb7Zr aos sistemas produtivos atuais pode ser considerada uma inovação disruptiva?

### **Objetivo Geral**

Este trabalho tem como objetivo geral, avaliar a viabilidade técnica de nacionalizar a fabricação de próteses ortopédicas com a liga Ti35Nb7Zr comparar o Ti – CP como elemento da inovação disruptiva em sistemas produtivos.

### **Objetivos Específicos**

- a) Comparar o efeito da tensão de esforços aplicada por meio de modelagem tridimensional e utilização do método de elementos finitos, a distribuição de tensões geradas por cargas simuladas em implantes ortopédicos dos materiais Ti – CP e Ti35Nb7Zr; e
- b) Avaliar o potencial da liga Ti35Nb7Zr como inovação disruptiva sob as dimensões do processo de fabricação, comercialização e mercado.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo visa apresentar os conceitos que fundamentaram o desenvolvimento da pesquisa divididos nas subseções: Titânio CP e liga Ti35Nb7Zr; Biomateriais e suas propriedades nos implantes ortopédicos; Método dos elementos finitos (MEF); Manufatura aditiva em sistemas produtivos, Gestão da inovação e Inovação Disruptiva. Os temas tratados na fundamentação teórica têm a finalidade de apresentar os pontos principais encontrados durante a pesquisa bibliográfica do trabalho, além de apresentar o conceito de inovação disruptiva aplicado em ambientes produtivos na área da saúde mostrando que à medida que as linhas entre as esferas físicas, digital e biológica se fundem, as colaborações em design computacional, simulação de esforços e manufatura aditiva favorecem a inovação.

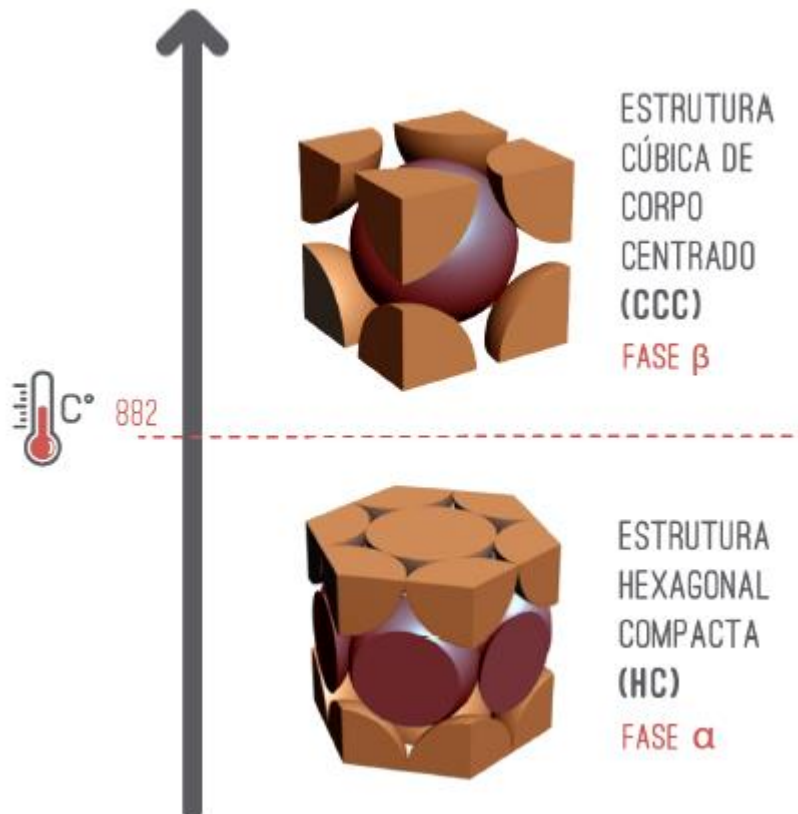
### 2.1 Titânio CP e a liga Ti35Nb7Zr

O titânio, metal amplamente utilizado na indústria aeronáutica, é o quarto metal mais abundante disponível, depois do alumínio, ferro e magnésio (LÜTJERING G & WILLIAMS JC., 2007). Hoje sabemos que o titânio é um material altamente biocompatível, com propriedades tais como baixa densidade, alta resistência mecânica, rigidez, boa tenacidade e ótima resistência à corrosão, por conta disso, o titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados como biomaterial (LIU, 2004). Como são muito confiáveis do ponto de vista do desempenho mecânico, as ligas de titânio têm sido desenvolvidas para a fabricação de dispositivos médicos para a substituição de tecidos duros, como articulações artificiais, placas ósseas, implantes dentários, entre outros (LI, 2011).

Assim como a maioria dos metais, o titânio pode apresentar estruturas cristalinas diferentes que variam de acordo com a sua temperatura. Em temperaturas baixas o titânio é encontrado em sua estrutura cristalina hexagonal compacta (HC), conhecida como fase  $\alpha$ . Já em altas temperaturas ocorre uma transformação de fase, e acima da temperatura de 882°C o titânio é encontrado na sua estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (CCC), ou fase  $\beta$ . Essas transformações de fases são afetadas pela inclusão de outros elementos na formação das ligas

de titânio (Figura 1). Esses elementos de liga são classificados como neutros, estabilizadores  $\alpha$  ou estabilizadores  $\beta$  dependendo da sua influência sobre a temperatura de transição  $\alpha \rightarrow \beta$ . (LEYENS e PETERS, 2003). Dessa forma as ligas comerciais de titânio podem ser resumidamente classificadas em ligas  $\alpha$ , ligas  $\beta$  e ligas  $\alpha+\beta$  (Figura 2).

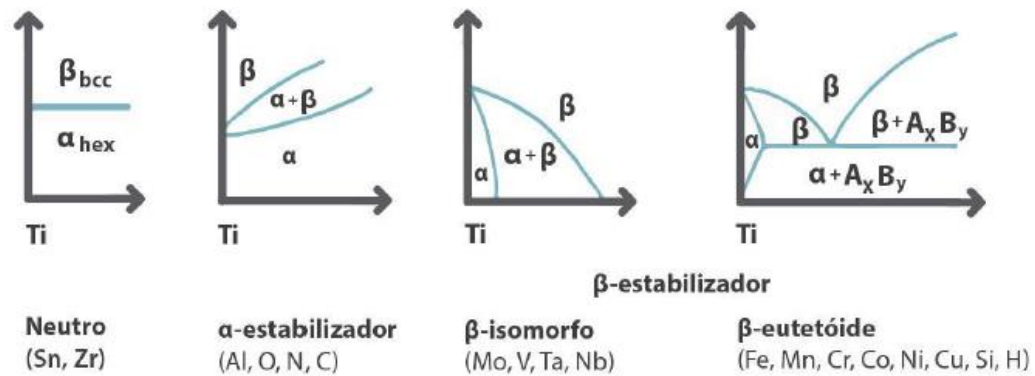
Figura 1– Representação da estrutura hexagonal compacta (HC) e estrutura cúbica de corpo centrado (CCC)



Fonte: CARBOLANTE (2017), *apud* SOUZA (2022)

Há diferentes elementos estabilizadores de fases que podem ser combinados com o titânio. Para estabilizadores  $\alpha$ , os elementos mais utilizados são o Alumínio (Al), Estanho (Sn), Oxigênio (O) e Nitrogênio (N), já os estabilizadores  $\beta$  encontramos com maior frequência o Vanádio (V), Molibdênio (Mo), Cobre (Cu), Fe (Ferro), Nióbio (Nb) e o Tântalo (Ta).

Figura 2– Influência dos elementos em diagramas de fase genérico de ligas de Titânio



Fonte: PETERS et al. (2003), *apud* SOUZA (2022)

O titânio conhecido como comercialmente puro ou Ti – CP apresenta teores de pureza que estão entre 98 a 99,5%. Suas propriedades físicas podem variar de acordo com a quantidade de impurezas, ou seja, de elementos residuais ao processo de purificação, como Fe, C, N, O e H. A *American Society for Testing and Materials* (ASTM) classifica o Titânio em quatro categorias diferenciando-os pelo nível de impureza de cada um deles. O comportamento do Titânio comercialmente puro está associado a algumas propriedades importantes que permitem sua aplicação como biomaterial como por exemplo, a formação de uma camada de dióxido altamente biocompatível favorecendo à adesão das células, boa resistência a corrosão, adequada resistência mecânica e biocompatibilidade (BRUNETTE et al, 2001; RYU et al, 2013; ALLEGRINI et al, 2014).

Os valores mínimos para as propriedades físicas do Ti – CP podem variar dependendo do grau de pureza, podendo ser classificado em 4 tipos observados na **Erro! Fonte de referência não encontrada.** de acordo com norma F67:2013 da ASTM (ASTM, 2013a).

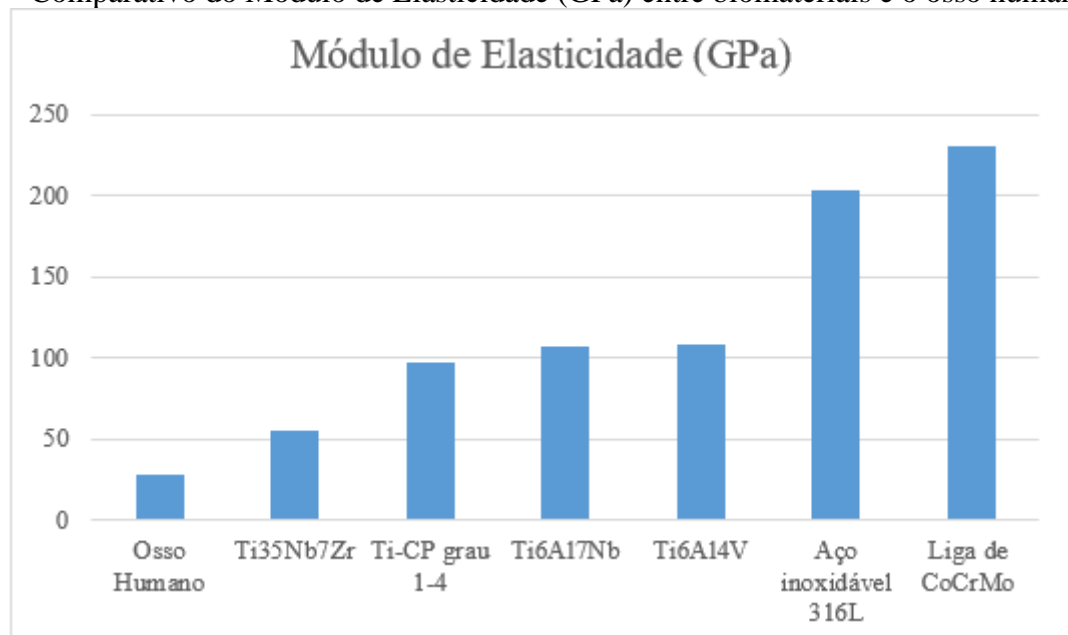
Tabela 1 - Propriedades do Titânio - CP

Grau	Limites máximos de impurezas (%)					Tensão de escoamento (MPa)	Resistência a tração (Mpa)	Alongamento (%)
	N	Fe	O	C	H			
<b>Grau 1</b>	0,03	0,2	0,18	0,08	0,015	170	240	24
<b>Grau 2</b>	0,03	0,3	0,25	0,08	0,015	275	345	20
<b>Grau 3</b>	0,05	0,3	0,35	0,08	0,015	380	450	18
<b>Grau 4</b>	0,05	0,5	0,4	0,08	0,015	483	550	15

Fonte: ASTM, 2013

Ao avaliar o comportamento mecânico para aplicações biomédicas, o titânio deve apresentar baixo módulo de elasticidade combinado com uma boa resistência mecânica e uma boa resistência a fadiga. O Ti – CP grau 1, 2, 3 e 4 possui módulo de elasticidade com valores que variam entre 102 à 104 GPa. Comparando com as ligas comumente utilizadas como aço inoxidável 316L, liga de Ti6Al4V e ligas de Co-Cr, o Ti – CP apresenta a menor módulo de elasticidade, o que contribui para uma melhor compatibilidade mecânica como o osso humano (BRUNSKI, 2004). Por outro lado, ao compararmos o Ti – CP com a liga de Ti35Nb7Zr, percebemos que na liga Ti35Nb7Zr o módulo de elasticidade fica mais próximo ao osso humano (Figura 3).

Figura 3 - Comparativo do Módulo de Elasticidade (GPa) entre biomateriais e o osso humano



Fonte: adaptado de QUINN J. et al., (2020)

Além da desvantagem de possuir elevado módulo de elasticidade comparado ao osso humano, a liga de Ti6Al4V, mais comumente usada em implantes, possui em sua fórmula alumínio (Al) e Vanádio (V). O acúmulo de alumínio no organismo pode apresentar toxicidade aguda, além de ser reportado com um elemento ligado a distúrbios neurológicos podendo causar problemas sistêmicos e potencialmente cancerígenos (SALDANA L. et al., 2006). Já o vanádio, elemento que não está presente naturalmente no organismo humano, estudos mostram que sua exposição e seus compostos geram um desconforto gastrointestinal e diminuição do ganho de peso corporal; pesquisa em animais mostram que a substância pode ser cancerígena, além de uma possível conexão entre liberação de vanádio e falha do implante (MORETTI et al., 2012; KAUR & SINGH, 2019).

Como forma de evitar a presença de elementos tóxicos ao corpo humano e otimizar as aplicações na área biomédica, vários estudos vêm sendo realizados visando o desenvolvimento de novas ligas metálicas, nas quais os íons de alumínio e vanádio são substituídos por outros elementos como, por exemplo, o zircônio (Zr), nióbio (Nb) e tântalo (Ta) a fim de melhorar as propriedades desses produtos.

O nióbio, em menor escala, e o tântalo Ta atuam como estabilizadores da fase  $\beta$  para formar uma solução sólida homogênea e, portanto, melhoram as propriedades mecânicas das ligas por apresentarem uma elevada dureza. Por outro lado, o Zr atua como um elemento neutro para formar uma solução sólida homogênea nas fases  $\alpha$  e  $\beta$ . Além disso, Nb e Ta levam a uma redução no módulo de elasticidade quando associados ao Ti. (ELIAS, 2008; MACEDO et al., 2014; MELO, 2017; MACEDO, 2018)

Dentre os elementos  $\beta$ -estabilizadores um dos mais eficientes é o nióbio, que mesmo em pequenas quantidades (10% em peso) já produz uma estrutura do tipo  $\alpha+\beta$  (VERISSIMO et al., 2014; CHAVES et al., 2015). A liga  $\beta$  Ti-40Nb (40% em peso) possui como característica de destaque o baixo módulo de elasticidade com valor de aproximadamente 65GPa (VERISSIMO et al., 2014; HEALTH et al., 2017). Schneider (2000) apresentou o desenvolvimento da liga Ti-13Nb-13Zr que teve como objetivo remover o alumínio, reduzir o módulo de elasticidade e aumentar a resistência à corrosão. Posteriormente, Schneider (2001) constatou através de ensaios de biocompatibilidade “in vitro” e “in vivo” que esta liga possui características físicas e biológicas para utilização em aplicações médicas.

A liga Ti-35Nb-7Zr escolhida para estudo deste trabalho, foi desenvolvida pelo Departamento de Engenharia de Materiais (DEMAR) da Escola de Engenharia de Lorena (EEL), da Universidade de São Paulo (USP).

Foram estudadas diferentes ligas do sistema Ti-Nb-Zr e a liga Ti-35Nb-7Zr que se destacou pelo conjunto de propriedades mecânicas e compatibilidade para aplicações biomédicas mostrando-se também, através de sua composição química e do processamento termomecânico, características de efeito de memória de forma e superelasticidade. (MACEDO, 2018).

Estudos de reação dos tecidos aos implantes identificaram Ti, Nb e Zr como elementos não tóxicos já que eles não causam nenhuma reação adversa ao corpo humano. Além disso o Nb atua como estabilizador da fase  $\beta$  para formar uma solução sólida homogênea, enquanto o Zr atua como um elemento neutro para formar uma solução sólida homogênea nas fases  $\alpha$  e  $\beta$  (CREMASCO et al., 2008; SOUZA et al., 2013).

Em acréscimos as vantagens supracitadas, o nióbio é um metal encontrado em baixas concentrações na crosta terrestre, porém, as maiores reservas de nióbio estão em solo nacional, permitindo que o Brasil seja o maior produtor deste metal, com 98% do total mundial (JÚNIOR, 2009).

## **2.2 Biomateriais e propriedades necessárias para implante ortopédico**

É notório que uma das áreas de maior relevância no estudo de “novos materiais” se refere aos biomateriais. Essa importância torna-se ainda mais evidente quando se leva em consideração que a expectativa de vida da população, em termos globais e também no Brasil, tem sido continuamente elevada nas últimas décadas e de forma relativamente rápida. Tal fato intensifica a necessidade, seja motivada por acidentes ou moléstias, de substituir tecidos no corpo humano por biomateriais (WILLIAMS, 1994).

Biomaterial é qualquer substância ou combinação de substâncias de origem natural ou sintética que é utilizada de forma provisória ou permanente, como o todo ou parte de um sistema, que trata, restaura ou substitui algum tecido, órgão ou função do corpo humano, sendo capaz de promover uma resposta específica e previsível do hospedeiro em determinadas aplicações (NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH, 1982). A Figura 4 apresenta exemplos de aplicações de biomateriais, como parafusos, placa para fixação de fratura, implantes dentários e próteses para substituição de articulações.

Os biomateriais podem ser classificados quanto à composição química em polímeros, cerâmicos, metálicos ou compósitos e de acordo com a resposta biológica induzida nos tecidos, aos quais são implantados denominam-se bioinertes, bioativos e bioabsorvíveis (FREITAS JR., R. A., 2003).

Os materiais bioinertes não sofrem alterações durante o período de implantação, causam resposta mínima nos tecidos adjacentes, e podem manter as propriedades estruturais durante muito tempo (GILDING, 1981). Materiais bioativos interagem com os tecidos adjacentes, desenvolvendo ligações químicas que ajudam no processo de fixação do implante, ou seja, induzem uma resposta específica na interface implante-tecido (BOSCHI, 2006). Os materiais bioabsorvíveis são projetados para, após certo período em contato com o tecido vivo serem consumidos lentamente pelo organismo dando lugar ao tecido recuperado (GEETHA et al., 2009).



Figura 4 - Biomateriais para aplicações ortopédicas e odontológicas



Fonte: RICCI, 2021

Para que um implante ortopédico seja eficiente e tenha maior durabilidade é necessário que os materiais utilizados em sua fabricação sejam dotados das seguintes características (BREME et al., 2003; ABDEL-HADY e NIINOMI, 2013; GEETHA et al., 2009):

- i. Resistência à corrosão: Durante a sua utilização no corpo humano, os implantes ortopédicos permanecem em contato permanente com fluidos corporais, necessitando de alta resistência à corrosão;
- ii. Biocompatibilidade: No sistema implante/corpo várias reações e interações podem causar danos ao usuário. Os materiais utilizados como implantes precisam ser não tóxicos e não podem causar reações alérgicas ou inflamatórias no corpo humano;

- iii. Bioadesão (osseointegração): Devem ser utilizados materiais com boa integração com o corpo humano para que não haja rejeição;
- iv. Propriedades mecânicas: Quando desempenham suas funções mecânicas, os ossos ficam sujeitos a diferentes tipos de esforços, como os de compressão, tração, flexão e torção. Como os implantes substituem os ossos, também suportam esses esforços, necessitando de boa resistência mecânica;
- v. Processabilidade: Os materiais devem suportar bons níveis de deformação plástica, para que possam ser moldados em diferentes formas.

Além das características supramencionadas, uma propriedade muito importante para a eficiência dos implantes é o módulo de elasticidade, que é uma medida da rigidez de um material, ou seja, da força de suas ligações químicas (CALLISTER, 2008). É necessário que o valor do módulo do implante seja o mais próximo possível do valor do módulo do osso (10-30 GPa) (HANADA et al., 2005). A grande diferença entre os módulos faz com que haja uma má distribuição de esforços entre o implante e o osso, ocasionando a reabsorção óssea. Essa reabsorção pode tornar o osso mais fraco em virtude da perda contínua de tecido, que acontece pela diminuição da atividade metabólica e da falta de estímulos para a remodelação contínua que é necessária para manter a atividade óssea saudável (BIESIEKIERSKI et al., 2012). De acordo com Rack e Qazi (2006), a reabsorção óssea e o afrouxamento do implante são responsáveis por grande parte das cirurgias de revisão.

### **2.3 Método dos elementos finitos – MEF**

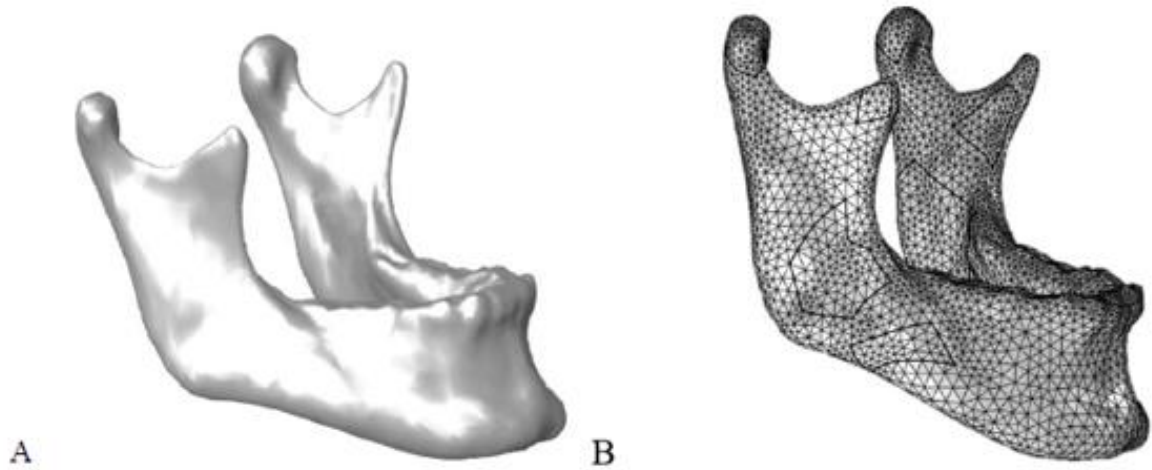
O Método dos Elementos Finitos (MEF) originou-se no final do séc. XVIII com a proposição de utilizar funções de aproximação para solucionar problemas matemáticos. Durante mais de um século diversos matemáticos desenvolveram técnicas e teorias analíticas para resolução de problemas, contudo, pouco se evoluiu devido a limitação existente no processamento das equações algébricas. Por volta de 1950, com a evolução da computação, foi possível o desenvolvimento prático dessa metodologia (GALLAGHER, 1975).

Se inicialmente o MEF fora desenvolvido como um método de simulação para análise de estruturas aeroespaciais para resolução de problemas lineares, como pequenas deformações, transferência de calor e mecânica dos fluidos, no final dos anos 60 o MEF começou a ser

aplicado em problemas não-lineares e com grandes deformações. Durante a década de 70 o método evoluiu e consolidou sua base matemática (CHANDRUPATLA et al., 1997).

O Método de Elementos Finitos utiliza técnicas matemáticas no qual um meio contínuo pode ser subdividido em elementos (malha) sem perder suas propriedades originais. Essa metodologia é extremamente útil para indicar aspectos biomecânicos de materiais que dificilmente podem ser pesquisados *in vivo* e com isso diminuindo a quantidade de exames realizados e como consequência reduzindo os custos de operação (Figura 5). Este método vem sendo utilizado com frequência para analisar a distribuição de tensões sobre dispositivos médicos implantáveis além de outras diferentes estruturas. (LOTTI et al., 2006).

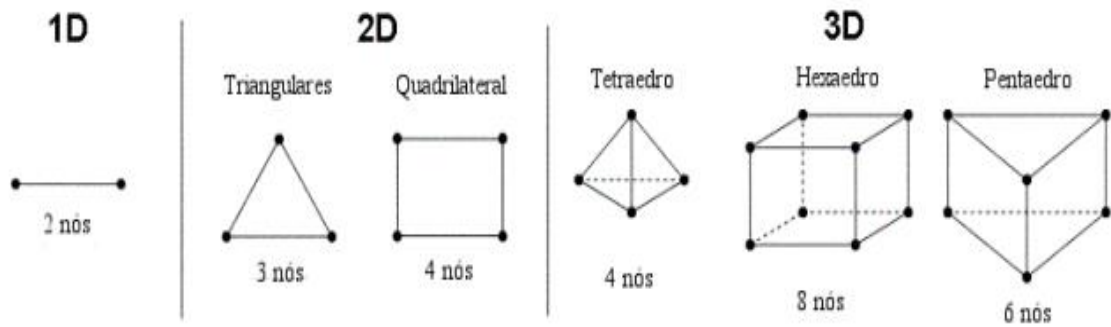
Figura 5 - (A) Modelo digital de mandíbula e (B) Modelo digital com aplicação de malha para análise MEF



Fonte: Adaptado de RODRIGUES, 2017

O MEF pode ser analisado de forma unidimensional (1D) como elementos de linha, bidimensional (2D) como elementos de superfície e tridimensional (3D) como elementos de sólidos como apresentado na Figura 6, sendo que análises tridimensionais conferem o desenvolvimento de modelos com geometrias mais complexas, fornecendo assim, dados e resultados mais precisos (LIN et al., 2009; PESQUEIRA et al., 2012).

Figura 6 – Formas de elementos utilizadas pelo MEF

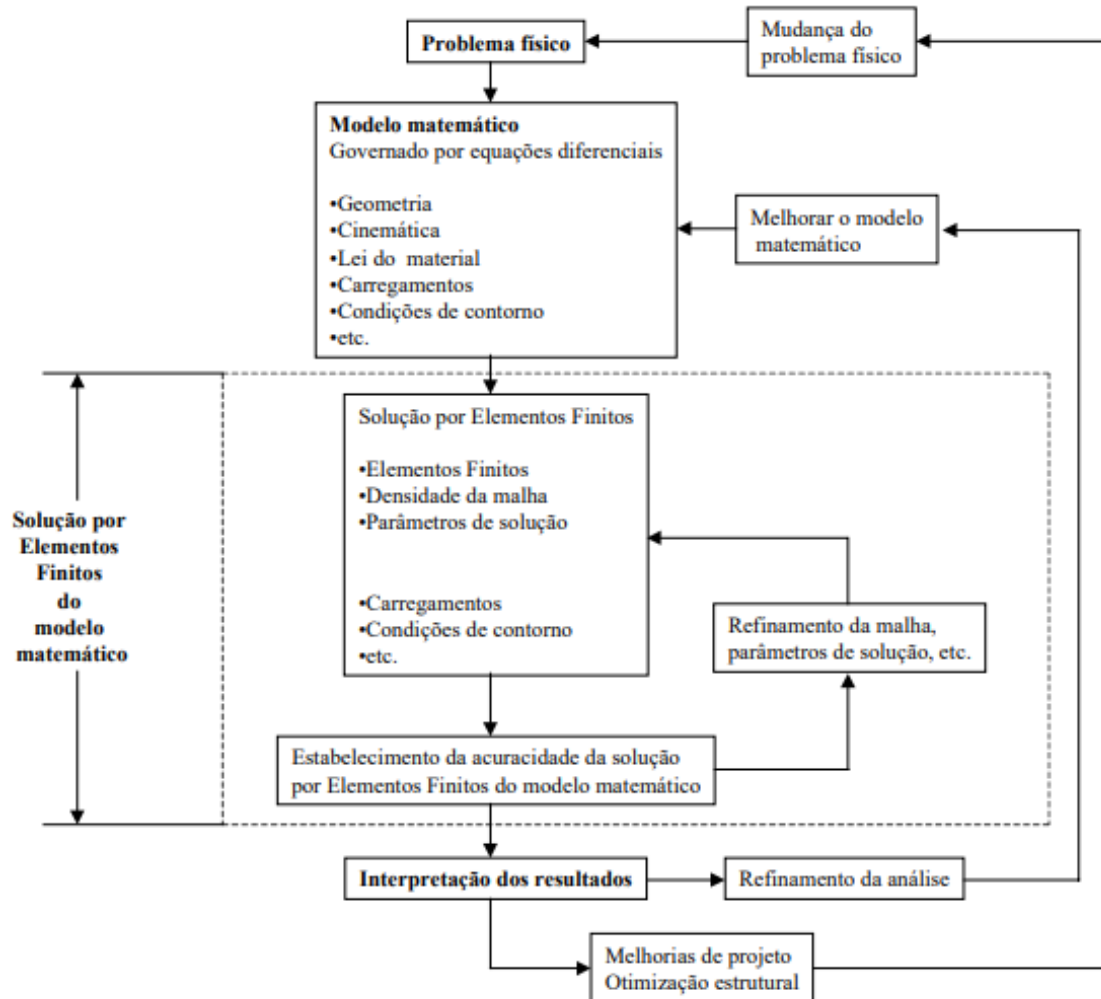


Fonte: FABRIS, 2018

Bathe (1996) esquematiza o processo de análise por Elementos Finitos na Figura 7. A partir de um problema físico, o modelo matemático requer hipóteses que conduzem a um conjunto de equações diferenciais que vão guiar o modelo matemático. Sendo o método dos Elementos Finitos um procedimento numérico, é necessário considerar a acuracidade da solução.

Hubner et al. (1995) apresenta o MEF sumarizado em três etapas: pré-processamento, processamento ou resolução, e pós-processamento. O pré-processamento consiste na etapa de preparação do problema, é nesta fase que se constrói a modelagem do fenômeno, assumindo hipóteses, condições iniciais, condições de contorno e carregamentos, assim como a escolha do elemento, propriedades dos materiais e da geometria que representará a forma do componente a ser analisado. Já o processamento ou resolução tem como característica solucionar o problema tendo como ponto de partida o modelo configurado na etapa anterior. Portanto a acuracidade das respostas depende da capacidade do engenheiro em compreender o fenômeno. A solução é baseada em um algoritmo numérico que visa solucionar da maneira mais rápida e precisa, uma equação diferencial com condições de contorno e/ou condições iniciais impostas pelo modelo. E por fim, no pós-processamento, sendo a última etapa, onde será apresentado a descrição do fenômeno estudado, podendo ser, deformações na geometria, gradientes de tensão, temperatura, deslocamento nodais e outros.

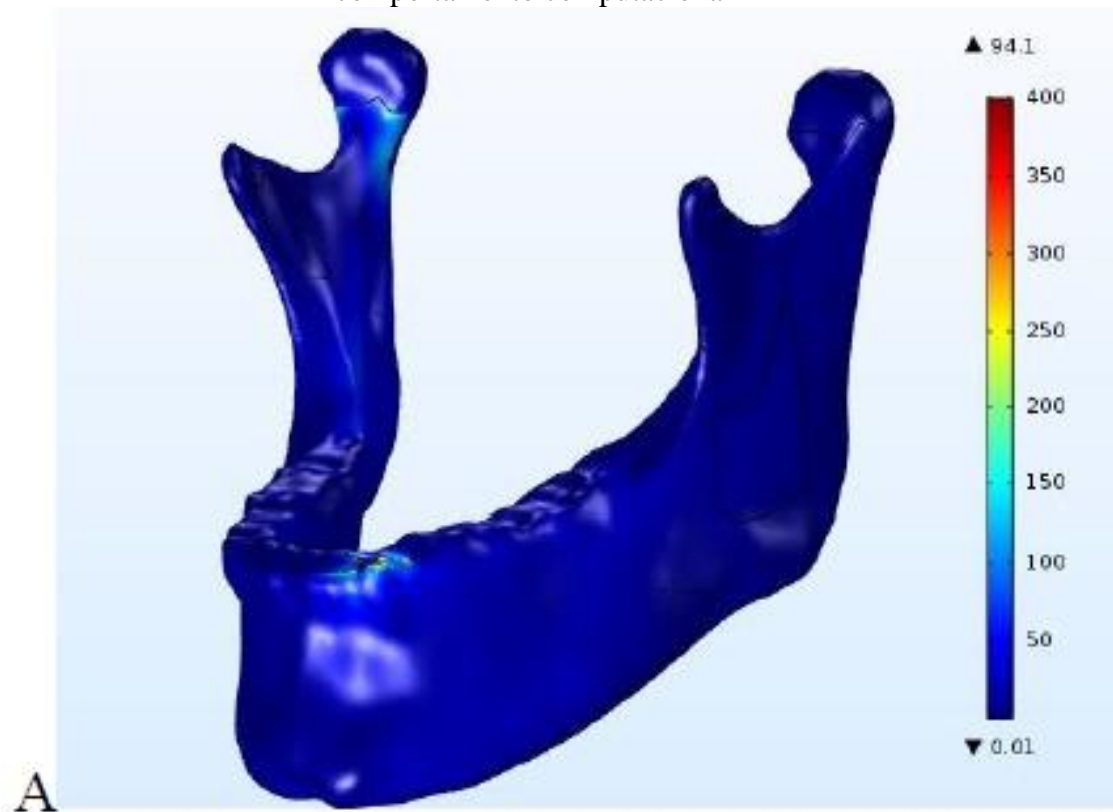
Figura 7 – Processo de análise por Elementos Finitos e suas soluções matemáticas



Fonte: BATHE, 1996

Essas análises possibilitam simular diferentes situações de modo quantitativo e qualitativo de ensaios mecânicos complexos (Figura 8), propiciando a prevenção de falhas potenciais e deformações devido a limitação de mensurações *in vivo* (GENG et al., 2001; ASSUNÇÃO et al., 2009). Por sua capacidade de representar geometrias complexas, os modelos numéricos são amplamente utilizados para simular e avaliar uma ampla variedade de situações biomecânicas (VICECONTI et al., 2005).

Figura 8 - Resultado de análise da distribuição de tensões aplicado ao modelo e seu comportamento computacional



Fonte: Adaptado de RODRIGUES, 2017

Os resultados das simulações permitem a obtenção de informações ainda não disponíveis clinicamente e fornecem resultados para ideias de desenhos inovadores (GENG et al., 2001; HANNAM, 2011; KANBARA et al., 2012; TANG et al., 2012). Porém, em muitas situações é impossível extrapolar os dados para uma situação clínica devido às limitações de alguns modelos (PESQUEIRA et al., 2012), sendo nesses casos, o modelo considerado apenas como uma aproximação da situação clínica.

## 2.4 Gestão da Inovação

Em termos industriais, inovar significa superar diversas barreiras, sair de uma zona de conforto e focar em estratégias pouco exploradas, onde os riscos normalmente são maiores, os resultados incertos e os custos elevados. Por isso Porter (2006) entende que a inovação ocorre a partir de pressões do ambiente externo, obrigando a indústria a buscar meios para se destacar e se manter competitiva.

Já se discute o conceito de inovação desde os anos 60 e esse termo pode ser compreendido de várias maneiras conforme a abordagem que for analisada.

Para Schumpeter (1961), a inovação é vista como um processo de realização do novo, e destruição do que está se tornando obsoleto, de maneira que a inovação é a capacidade da empresa de superar a concorrência, estabelecendo uma situação de monopólio temporário ao construir um novo mercado para seus produtos. Thompson (1965) acrescenta que inovação é a geração, aceitação e implementação de novos produtos, processos e serviços. Freeman (1982) revela que a inovação industrial deve incluir as atividades técnicas, de design, fabricação, gerenciamento e comerciais envolvidas nas negociações de um produto novo (ou aprimorado) ou do primeiro uso comercial de um processo ou equipamento novo (ou aprimorado).

Já Drucker (1985) e Porter (1990) colocam a inovação como uma ferramenta específica dos empreendedores, meio pelo qual exploram as mudanças como oportunidade para um negócio ou serviço diferente, sendo capaz de ser apresentada como disciplina a ser aprendida e praticada, fazendo com que a inovação permita alcançar vantagens competitivas. No sentido mais amplo inclui novas tecnologias além de novas maneiras de fazer as coisas.

A Organização para Cooperação Econômica e Desenvolvimento (OCDE), desenvolveu o Manual de Oslo (2005), que representa a principal fonte internacional no que diz respeito à padronização das terminologias utilizadas pelos pesquisadores da OCDE para coleta e uso dos dados sobre as atividades inovadoras da indústria. De acordo com o Manual de Oslo (2005), inovação é a introdução de um produto (bem ou serviço) novo ou significativamente melhorado, podendo ser também um novo processo, um novo método de marketing ou um novo método organizacional, nas práticas de negócio, na organização do local de trabalho ou nas relações externas.

Portanto, o Manual de Oslo (2005) explicita quatro tipos de inovação: inovação de produto, inovação de processo, inovação organizacional e inovação de marketing. Inovação de produto conceitua-se como um bem ou serviço novo ou consideravelmente melhorado em relação às suas características ou uso, sendo essa melhoria referente à mudança de material, componente ou uma característica que aprimore o seu desempenho. Inovação de processo é possuir método de produção ou de distribuição novo ou significativamente melhorado, podendo incluir mudanças em técnicas, equipamentos ou softwares.

Já a inovação organizacional visa melhorar o desempenho com a redução de custos administrativos, sendo o desenvolvimento de um novo método organizacional nas práticas de negócio da empresa, organização do local de trabalho ou das relações externas. E por fim a Inovação de marketing que visa o desenvolvimento de um novo método de marketing com

mudanças significativas na concepção do produto ou na embalagem, no posicionamento dos produtos, promoção ou fixação do preço com o objetivo de aumentar as vendas.

Garcia e Calantone (2001), mostram que pesquisadores de diferentes áreas convergem para adoção da definição de inovação do produto como sendo o desenvolvimento e a produção de novos produtos e serviços capazes de obter sucesso comercial. Portanto nota-se que de acordo com esta definição, o surge duas dimensões fundamentais: novidade e viabilidade.

Analizando o aspecto da “novidade”, entender os processos organizacionais sob a ótica do recurso do conhecimento onde a base de sustentação dessa novidade, reside no processo de criação de conhecimento que tragam novas maneiras de visualizar a realidade e resolver os problemas (GRANT, 1996; NONAKA e TAKEUCHI, 1997).

Ao analisarmos a perspectiva da viabilidade, no caso a viabilidade técnica e comercial, vemos que essa dimensão apoia-se no processo de materialização das invenções em produtos demandados pelo mercado. Esse processo de conversão de ideias e conceitos em novos produtos e serviços é bastante explorado por pesquisa ligadas ao Processo de Desenvolvimento de Produtos (PDP).

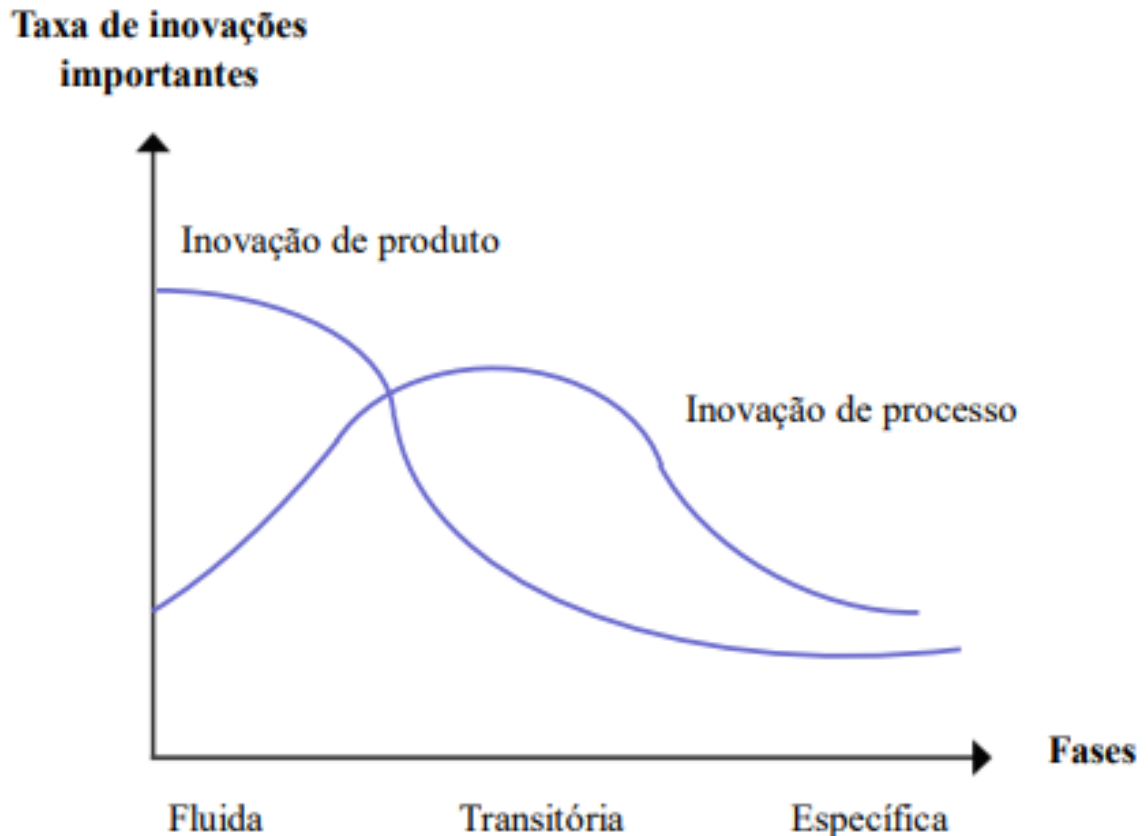
Os trabalhos de James Utterback contribuíram fortemente a compreensão da dinâmica da inovação e da influência desta dinâmica na evolução de cada indústria. Utterback (1997) propõe modelo no qual a taxa de inovação de produto e processo, bem como as características das organizações e da competição em determinado setor, variam de acordo com o nível de maturação do chamado design dominante do produto.

De acordo com esse modelo, representado pela Figura 9, esta dinâmica é composta por ciclos constituídos por três fases principais:

- Fase fluida, na qual pioneiros propõem elevada variedade de designs, com concorrência crescente e alta instabilidade mercadológica;
- Fase transitória, na qual a aceitação do mercado elege um design dominante, reduzindo a taxa de inovação do produto e aumentando a taxa de inovação de processo em busca da produção em maior volume;
- Fase específica, onde o esforço se concentra nas melhorias cumulativas e incrementais de qualidade e produtividade, com produção em grande escala e elevada especialização para a produção de modelos específicos.



Figura 9 - Dinâmica da inovação (taxa e fases da inovação dos produtos e processos)



Fonte: Utterback, 1997

Estes ciclos se repetem tendo como elemento de transição alguma descontinuidade tecnológica significativa. Esta, também denominada inovação disruptiva, tipicamente apresenta menor relação custo-benefício em sua fase inicial do que o design dominante, mas evolui até se mostrar vantajosa e iniciar um novo ciclo de inovação.

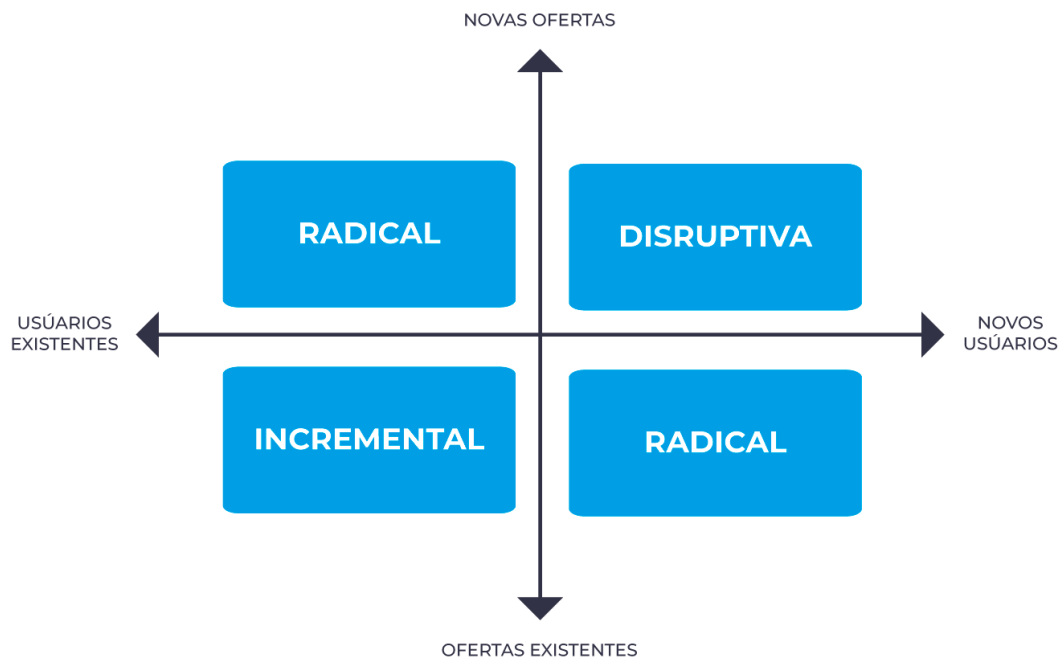
Segundo Christensen (1997) para a grande maioria do setor industrial a competitividade resultante do uso das tecnologias seria vital, uma vez que a introdução de inovações disruptivas levaria a criação de novos produtos e serviços, mudando o mercado e os modelos de negócios causando assim uma ruptura com os modelos anteriores.

A Inovação Disruptiva é aquela que traz novos valores ao mercado a ponto de mudá-lo e romper com modelos de negócios e estruturas e processos antigos. Foi estudada inicialmente por Schumpeter (1961) com a sua teoria de Destruição Criativa, e esta serviu de base para Christensen (1997) estudar de forma mais aprofundada sobre inovação disruptiva.

Antes do aprofundamento no conceito de inovação disruptiva, é válido definir as três categorias de inovação: disruptiva, radical e incremental. Tironi e Cruz (2008) definem inovação radical como uma criação de um novo mercado, podendo ou não acarretar a descontinuidade do mercado existente. Candido (2011) sintetiza as inovações radicais como as

que visam criar um novo conceito, com novos mercados e paradigmas. Christensen (1997) considera a principal característica da inovação incremental, apresentar uma melhoria e aperfeiçoamento de um produto, a partir de outro produto, forma ou tecnologia existente, considerar-se uma melhoria de performance do produto ou serviço corrente. (Figura 10)

Figura 10 - Representação esquemática dos tipos de inovação



Fonte: Adaptado de JACOBY, R.; RODRIGUEZ, D. (2007).

Todavia, a inovação disruptiva visa novos modelos de negócio que, inicialmente, tendem a uma menor performance, mas possuem alto potencial de crescimento em longo prazo. Se, em um primeiro momento, o novo pacote de atributos apresentado pode não ser valorado pelos consumidores, a performance e a melhoria rápida, alcançadas ao longo do tempo, são transformadas em atributos perceptíveis, fazendo com que os produtos disruptivos ou modelos de negócio disruptivos invadam os mercados existentes. Uma inovação disruptiva, então, é aquela que cria um mercado inteiramente novo, ao introduzir novos produtos e serviços no mercado existente, rompendo com o modelo anteriormente utilizado. (SCHUMPETER, 1942); (CHRISTENSEN & OVERDORF, 2000); (ZAMANI & GIAGLIS, 2018); (HO & CHEN, 2018)

O termo “disruptivo” já é conhecido há décadas, porém foi Clayton Christensen em 1995 que o perpetuou criando o termo tecnologia disruptiva. Em 2003, Christensen publicou o livro *“The Innovator’s Solution: Creating and Sustaining Successful Growth”* e a partir dessa

época o termo “tecnologia” foi substituído por “inovação”, dessa maneira, permitiu-se uma maior abrangência da teoria incluindo serviços e modelos de negócio, além dos produtos. Para Christensen (1997), as inovações disruptivas dão origem a novos mercados e modelos de negócio, apresentando soluções mais eficientes do que as existentes até o momento.

Yu e Hang (2010) defendem que o termo Inovação ao invés de Tecnologia seja mais apropriado para descrever o fenômeno da disrupção visto que os modelos de negócios estão fortemente envolvidos e assim são inseridos na aplicação da Inovação Disruptiva.

Charitou e Markides (2003) definem inovações disruptivas como aquelas que, diferentemente das formas tradicionais, trazem ou enfatizam atributos não explorados do produto ou serviço, geralmente em virtude do emprego de uma nova tecnologia, sendo que essa simplificação impacta o modelo de negócio, por conta da oferta de produtos mais baratos e processos mais simples, que transformam a organização.

Zamani e Giaglis (2018), por sua vez, ressaltam que a inovação disruptiva traz um grande nível de incerteza, na medida em que suas aplicações ocorrem, em geral, em áreas desconhecidas e imprevisíveis. O sucesso da empresa dependerá, portanto, da sua habilidade de transformar em vantagem competitiva a mudança tecnológica, que rompe com o modelo tradicional de negócio, uma vez que disponibilizará para o mercado e o consumidor novos atributos (JosephNg, 2018).

Ansari et al. (2016) relatam que a disrupção não é um processo simples, pois a jornada é repleta de desafios decorrentes de tensões competitivas e da dificuldade de muitas empresas incumbentes em renovar seus recursos ou desenvolver novas capacidades.

Para Christensen (2003), as principais causas para as dificuldades de adaptação das organizações, devido ao surgimento de uma inovação disruptiva no mercado, são:

- Apresentar inicialmente a relação custo versus benefício pouco atraente, mercado relativamente pequeno;
- Flexibilidade de adaptação da tecnologia disruptiva é comprometida;
- Decisões estratégicas são baseadas apenas em sua cadeia de valor, analisando o mercado apenas em que estão inseridas no contexto atual;
- Os riscos e incertezas analisados a partir de algumas ferramentas financeiras desencorajam os gestores e investidores. Quando comparam, por exemplo, a taxa interna de retorno (TIR) de novos investimentos com os custos em melhoria da atual estrutura da atividade. O receio de “ousar”, mesmo que não haja garantias de continuidade do negócio atual, caso surja uma inovação disruptiva no mercado.

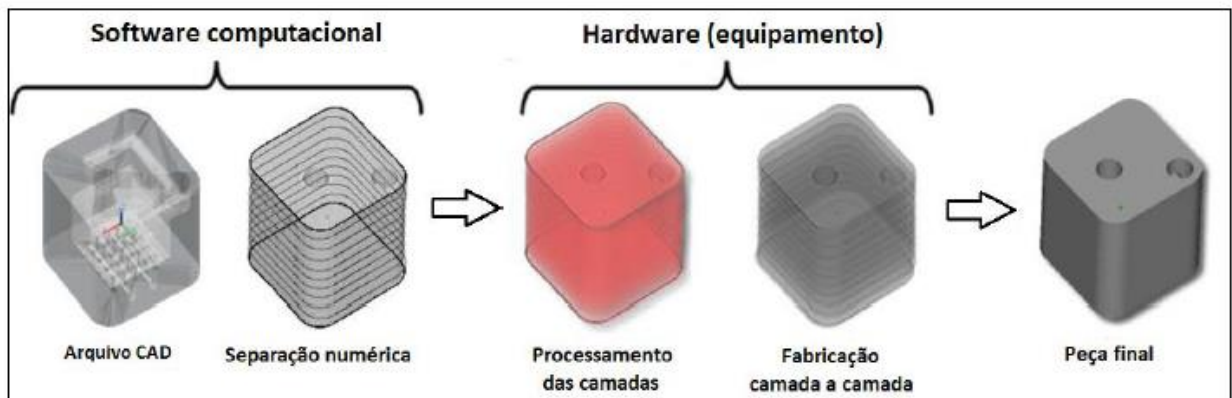
## 2.5 Manufatura Aditiva e Sistemas produtivos

Os principais processos de fabricação possuem princípios baseados na moldagem, conformação, união ou divisão do componente ou ainda o mais utilizado pela indústria em geral, a remoção (ou subtração) de material para alcançar a forma desejada. No final da década de 1980, um novo princípio de fabricação baseado na adição de material foi apresentado, denominado atualmente de Manufatura Aditiva (MA) ou impressão 3D (VOLPATO, 2017)

Os primeiros equipamentos de manufatura aditiva foram máquinas de prototipagem rápida, ou seja, máquinas que tinham como finalidade a realização, seja um protótipo ou modelo básico de um produto que eventualmente se tornaria o “produto final” a ser comercializado. Entretanto, hoje esses equipamentos não se limitam apenas a produção de protótipos, mas são incluídos na manufatura final de produtos comerciais. Assim, a terminologia mais usual no âmbito técnico e adotada pela ASTM (American Society for Testing and Materials) é manufatura aditiva (MA). (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015)

A manufatura aditiva consiste num processo de fabricação em que são inseridas camadas sucessivas de material de forma a proporcionar um objeto tridimensional. Para a realização desse processo são necessárias informações proveniente da representação geométrica computacional 3D do componente (CAD), um software para compilar esses dados e planejar o processo de fabricação (estratégias de deposição de material, definição de estruturas de suporte e etc.), o equipamento específico de manufatura aditiva e por fim, o pós-processamento que pode variar de acordo com tecnologia escolhida podendo ser necessária a limpeza, etapas adicionais de processamento e acabamento (Figura 11). Atualmente essa tecnologia permite a fabricação em produtos de diferentes tipos de materiais como polímeros, cerâmicos e metais (VOLPATO, 2017).

Figura 11 - Representação esquemática de processo de manufatura aditiva



Fonte: Adaptado de SIDAMBE, 2014

Visando classificar os diferentes princípios da tecnologia em manufatura aditiva, a ISO/ASTM 52900:2015 propõe sete categorias ou grupos: (1) fotopolimerização em cuba, (2) extrusão de material, (3) jateamento de material, (4) jateamento de aglutinante, (5) fusão em leito de pó, (6) adição de lâminas e (7) deposição com energia direcionada. (52900:2015, 2015).

As principais características da manufatura aditiva são a redução do número de etapas e processos na fabricação de um objeto, a possibilidade de construção de geometrias complexa, e a economia de material mostrando-se cada vez mais sua importância na integração da tecnologia na cadeia produtiva. (GUO; LEU, 2013)

Os processos de manufatura aditiva possuem algumas vantagens e limitações.

Algumas vantagens são:

- a) facilidade de customização, pois é produzida a partir do modelo CAD;
- b) capacidade de modelagem dos objetos, ou seja, a produção de peças complexas, às vezes impossível de serem fabricadas quando comparada aos métodos tradicionais de fabricação como usinagem, moldagem, conformação, entre outros;
- c) economia de resíduos, que, ao contrário da manufatura subtrativa convencional, em que uma grande quantidade de materiais precisa ser removida, a MA usa as matérias-primas de maneira eficiente, construindo as peças camada por camada;
- d) dispensa moldes e ferramentas adicionais específicos, como por exemplo para a fixação, sendo que as peças geralmente ficam aderidas à base de construção;
- e) facilidade de automação, o operador realiza a preparação do equipamento de acordo com os parâmetros e a matéria-prima da máquina e ao final do processo, efetua a retirada e a limpeza da peça, ou seja, a qualidade das peças depende do processo ao invés de habilidades do operador.

No entanto, também existem algumas limitações como:

- a) devido ao princípio de adição de camadas, algumas peças podem apresentar anisotropia, com propriedades mecânicas, precisão e acabamento superficial inferior aos processos convencionais;
  - b) limitação de materiais, somente alguns materiais estão disponíveis, limitando a tecnologia a certas aplicações;
  - c) custo elevado em escala industrial, principalmente na aquisição e operação do equipamento, incluindo materiais e insumos nos processos;
  - d) baixa velocidade e altos custos de produção quando aplicada a grandes lotes de peças.
- (VOLPATO, 2007; CUNICO, 2014; CONSTANZA 2019).

A manufatura aditiva na área médica, caracteriza-se pela fabricação de peças complexas a partir de um modelo CAD e que podem ser utilizadas diretamente como peças funcionais é um dos fatores que contribuíram para a popularidade da MA nesta área. O produto é personalizado, sendo projetado e fabricado especificamente para o cliente. Essa tecnologia cria um ajuste específico para a necessidade do paciente, além de economizar tempo e reduzir os custos de fabricação. (SINGH, 2017; JAVAID & HALEEM, 2019).

Tuomi, (2014) sugere a aplicação da MA na área médica em cinco áreas principais:

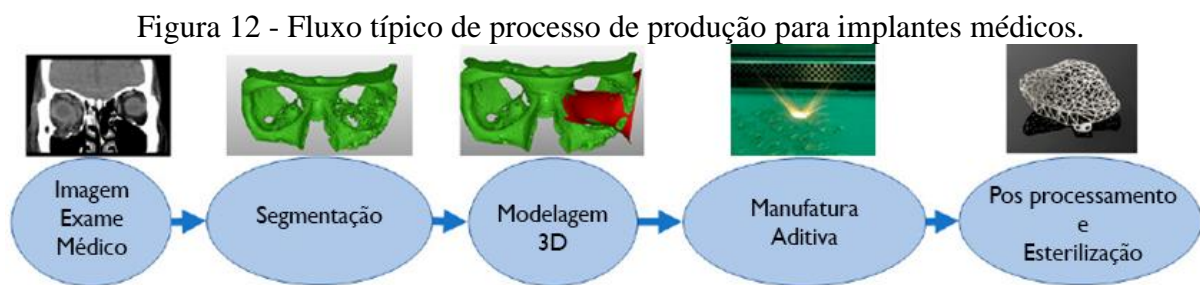
- a) Modelos médicos;
- b) Implante cirúrgico;
- c) Guias cirúrgicos;
- d) Ajudas externas;
- e) Biofabricação.

Comparado aos processos tradicionais, a tecnologia MA permite a fabricação de biomodelos do paciente, sem a necessidade de artistas e escultores para a modelagem das peças. (YAP et al., 2017). As tecnologias de imagem por ressonância magnética (RM) ou tomografia computadorizada (CT) geralmente são utilizadas para coletar os dados do paciente. Outros métodos, como varredura a laser, ultrassom e tomografia por emissão de pós-nitrogênio também são usados para a obtenção dos dados (JAVAID & HALEEM, 2019).

A elaboração do implante por MA é desenvolvida em diversas etapas e é composta por uma equipe multidisciplinar, como engenheiros, designers, médicos etc. Na primeira etapa, os dados do paciente são obtidos a partir de uma digitalização de objetos reais, que possibilite a geração de imagens tridimensionais da região de interesse. Em seguida, os dados são processados em um software de imagens médicas e os arquivos em formato digital e convertidos para formato. STL (Standard Triangularization Language) - formato de leitura padrão para os

equipamentos de MA. Assim que o arquivo .STL é importado para o equipamento, os materiais necessários devem ser selecionados com base na aplicação e na finalidade de cada biomodelo (LIU et al., 2004; YAP et al., 2017).

O fluxo de processos de produção típico para implantes feitos por manufatura aditiva a partir de imagens médicas, como tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM), segmentação seguida de modelagem 3D do implante seguindo para produção em manufatura aditiva, pós-processamento e esterilização (Figura 12).



Fonte: adaptado de SALMI, 2021

Atualmente, o campo de aplicações de MA está cada vez mais amplo. Com o aumento da percepção do potencial oferecido e a exigência do mercado, houve uma evolução nos processos de fabricação, novos equipamentos foram desenvolvidos, técnicas têm sido otimizadas, além do aumento da gama de materiais para uso (VOLPATO & CARVALHO, 2017).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 Materiais

Para o desenvolvimento deste trabalho, foi adotada as propriedades mecânicas dos seguintes materiais: liga de titânio comercialmente puro – grau 2 (Tabela 2) e a liga Ti35Nb7Zr (Tabela 3).

Sendo a liga Ti35Nb7Zr, um material desenvolvido pelo Departamento de Engenharia de Materiais (DEMAR) da Escola de Engenharia de Lorena (EEL), da Universidade de São Paulo (USP) e houve uma parceria no compartilhamento dos dados estruturais dessa liga para realização da presente pesquisa.

Já o Ti-CP – grau 2 foi o material selecionado seguindo a norma ABNT ISO 5832-2 - Implantes para cirurgia – materiais metálicos, parte 2: titânio não ligado. A escolha desse material foi em razão de ser um material abundante no mercado em diferentes ramos e ser facilmente fabricado.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do Titânio-CP grau 2

<b>Propriedades Mecânicas</b>	<b>Grau 2</b>
Tensão Limite de Escoamento (MPa)	275
Tensão Limite de Resistência (MPa)	345
Elongação (%)	20
Redução da área (%)	30

Fonte: ABNT ISO 5832-2

Tabela 3 - Propriedades mecânicas da liga Ti35Nb7Zr

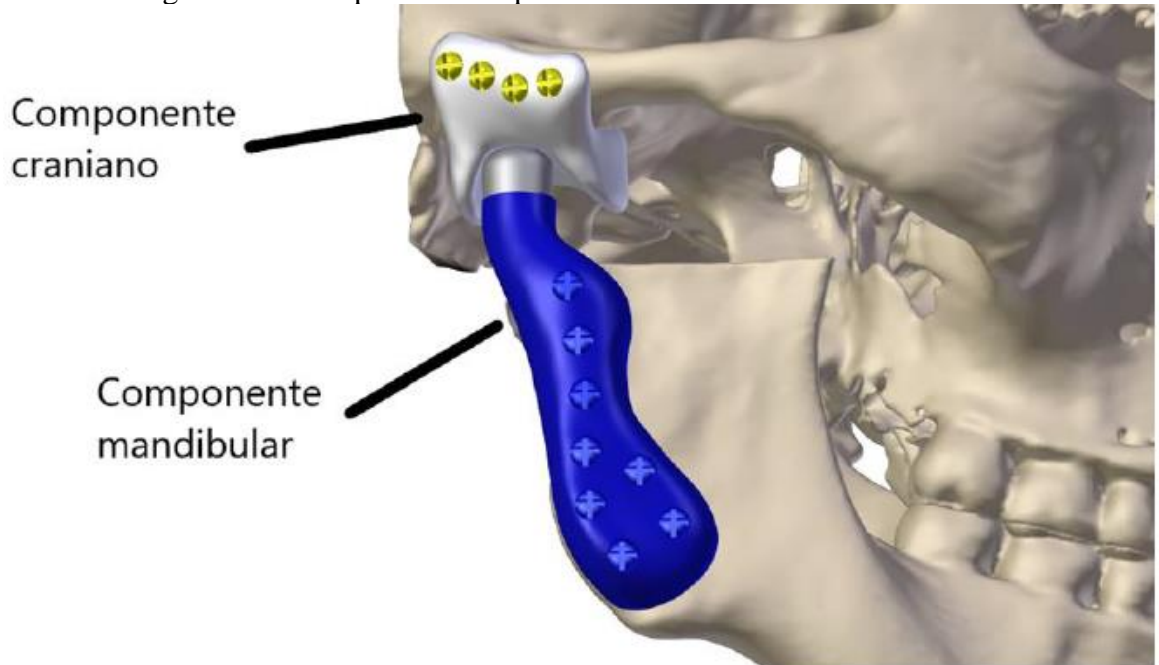
<b>Propriedades Mecânicas</b>	<b>Ti-35Nb-7Zr Rec. 1000°C/2h WQ</b>
Limite de Resistência (MPa)	430 ± 4
Limite de Escoamento (MPa)	186 ± 5
Módulo de Elasticidade (GPa)	54 ± 1
Redução em Área (%)	75 ± 3
Alongamento (%)	40 ± 1

Fonte: ELIAS, 2008



Para o modelo de implante a ser estudado, optou-se por uma prótese personalizada de articulação temporomandibular (ATM). As articulações temporomandibulares são duas articulações mais frequentemente utilizadas no corpo humano, pois esta junção conecta a base do crânio e a mandíbula, permitindo funções como mastigar, deglutir e falar. A Figura 13 ilustra os componentes da prótese e seu posicionamento no modelo anatômico.

Figura 13 – Componentes da prótese no modelo anatômico



Fonte: TEDESCO, 2020

Foi utilizado como referência a pesquisa de Tedesco (2020) que trabalhou com a liga de Ti – CP (grau 2), realizando análise estática pelo método de elementos finitos e posteriormente efetuando ensaios mecânicos a fim de demonstrar o potencial de uso do MEF como auxílio e confecção de próteses de ATM.

Tedesco (2020) utilizou como estudo de caso, a reconstrução total de ATM de um paciente que já havia passado por cirurgia, onde foi instalada uma placa de reconstrução homologada pela ANVISA, produzida em série, porém, a mesma não suportou os esforços de mastigação. Sua pesquisa teve como objetivo a construção de uma prótese personalizada de ATM, a fim de proporcionar a reabilitação funcional e estética para o paciente.

A aquisição dos dados anatômicos do paciente foi obtida por meio de tomografia computadorizada e posterior processamento pelo software Invesalius, a fim de filtrar os dados da tomografia e obter a geometria anatômica do paciente e consecutivo desenho CAD 3D (Figura 14).

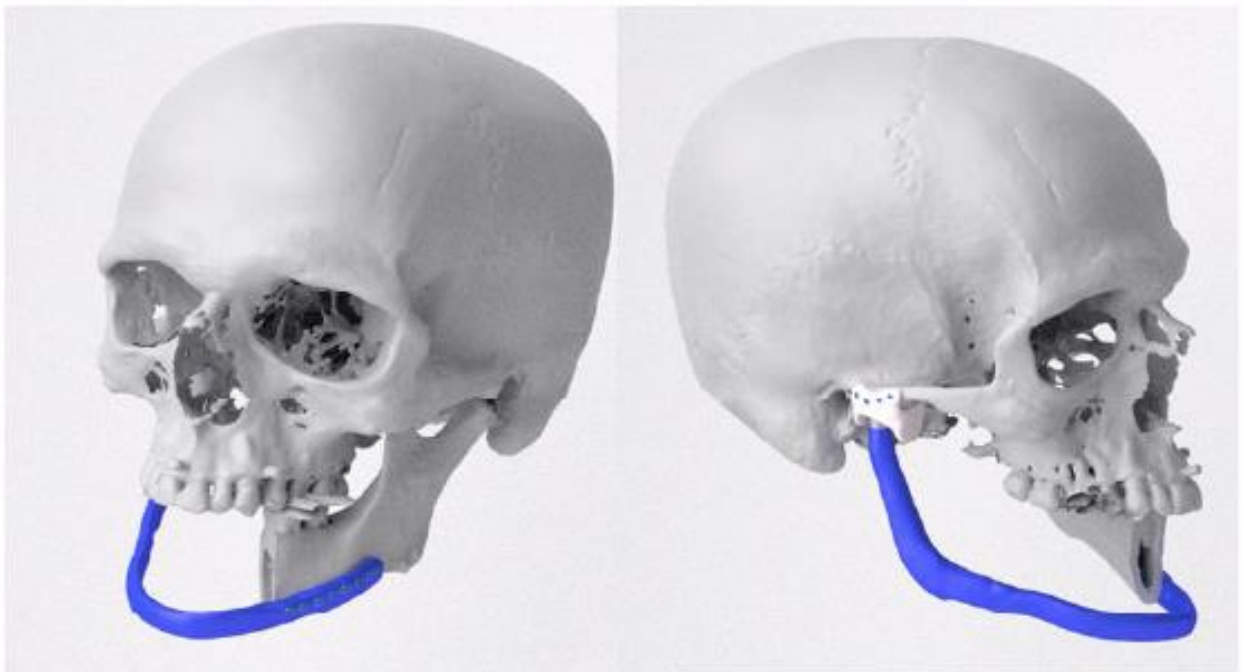
Figura 14 – Estrutura óssea digitalizada



Fonte: TEDESCO, 2020

A partir da digitalização da anatomia do crânio do paciente foi possível modelar a prótese através de software CAD (Figura 15) estabelecendo a melhor forma baseado em implantes desenvolvidos comercialmente. E por fim, o design final foi aprovado para fabricação pelo médico cirurgião.

Figura 15 – Visualização 3D da estrutura óssea e da prótese virtual aprovada



Fonte: TEDESCO, 2020

### 3.2 Método

A partir dos dados estruturais dos materiais, e definido o modelo de implante a ser estudado, o desenho é construído em plataforma de software 3D de modo a digitalizar o modelo proposto na pesquisa. Após a modelagem 3D, o modelo é submetido a outro software, este de análise e cálculo de elementos finitos em que serão aplicados esforços mecânicos a fim de simular diferentes cenários para avaliar a melhor condição de trabalhos do modelo desenvolvido.

O método de elementos finitos consiste em três etapas:

1. Pré-processamento: Fase inicial que envolve a construção do modelo geométrico, ou seja, representação geométrica, definição das propriedades e determinação de valores e locais de carregamento de modo a simular o modelo físico real. Nesta etapa, a estrutura do modelo é dividida em um número finito de elementos que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenada X, Y, Z, em que o conjunto resultante é denominado “malha”.
2. Processamento/Resolução: Após a criação do modelo geométrico e determinação dos dados de propriedades dos materiais, por meio de processamento numérico, o problema estrutural é esclarecido computacionalmente.
3. Pós-processamento: Efetua-se análise do modelo calculado computacionalmente a fim de verificar resultados de campos de tensões, deslocamentos e tensão.

Os resultados obtidos pelo software de simulação serão confrontados com dados experimentais disponíveis na literatura para assim avaliar as características da implementação da liga Ti35Nb7Zr na fabricação comercial de dispositivos médicos implantáveis.

A pesquisa realizada neste trabalho pode ser caracterizada como exploratória e descritiva, com abordagem quali-quantitativa. Consta no trabalho uma revisão bibliográfica e um estudo de caso comparativo sobre uma pesquisa realizada em um paciente que passou por uma cirurgia de reconstrução total de ATM.

No trabalho optou-se por estudo de caso comparativo como método de obtenção de dados. Yin (2010) sugere que os estudos de caso sejam divididos em três propósitos:

exploratório, descritivo e explanatório. É exploratório quando existe pouca teoria a respeito ou que haja deficiência no conjunto de conhecimento a respeito; é descritivo quando o objetivo é descrever as práticas vigentes; é explanatório quando a teoria existente é usada para explicar o que está acontecendo.

Yin (2010) propõe que a realização de um estudo de caso prevê um processo linear e iterativo, dividindo nas seguintes etapas: Plano, Projeto, Preparação, Coleta, Análise e Compartilhamento dos resultados da pesquisa (Figura 16).

Figura 16 – Processo de Estudo de Caso comparativo com o Ti – CP e a liga Ti35Nb7Zr por meio da aplicação de técnicas via Elementos Finitos sob ótica da inovação disruptiva

### ESTUDO DE CASO – PROCESSO



Fonte: Yin, 2010 *apud* Santos, 2018

Para a presente pesquisa foi elaborado fluxo de trabalho baseado em Yin (2010) e dividiu-se em 3 fases:

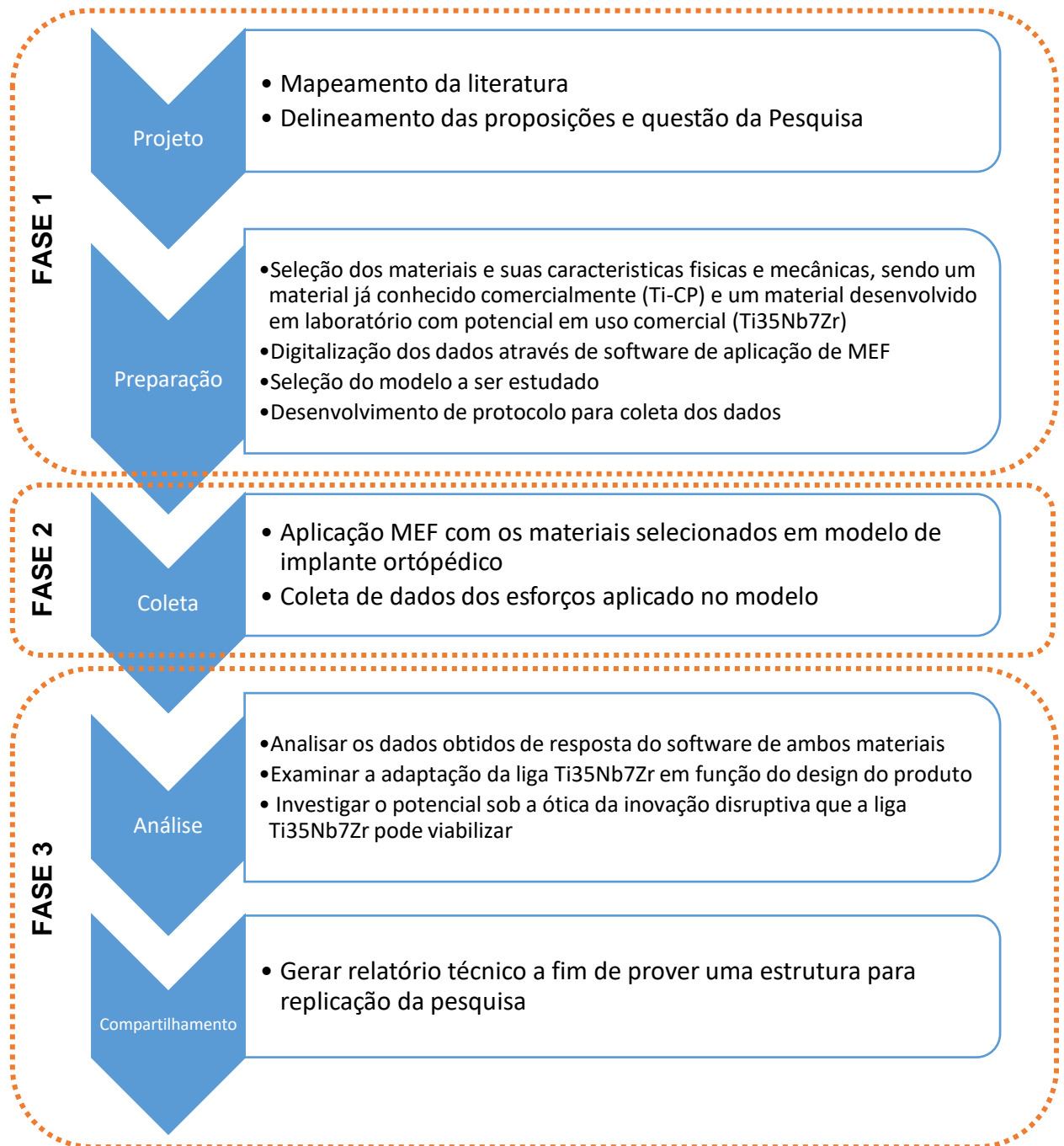
Fase 1: Pesquisa bibliográfica e definição da questão da pesquisa e objetivos a serem alcançados. Determinação da seleção dos materiais e suas características, desenho digitalizado da prótese e definição da estratégia de aplicação do MEF;

Fase 2: Definição das condições de contorno para aplicação do MEF e posterior coleta de dados trabalhando diferentes geometrias da prótese simulando estática;

Fase 3: Coleta de dados do software e MEF e comparação entre os dados dos materiais selecionados a fim de estabelecer as características principais da implantação do novo material nos sistemas produtivos atuais. Investigar como inserir o novo material na cadeia produtiva atual pode promover a inovação disruptiva, sob a perspectiva do material, do

processo de fabricação inserindo a produção por manufatura aditiva, na nacionalização da produção (Figura 17).

Figura 17 – Percurso metodológico adotado no estudo de caso comparativo com o Ti – CP e a liga Ti35Nb7Zr por meio da aplicação de técnicas via Elementos Finitos sob ótica da inovação disruptiva



Fonte: A autora

### 3.2.1 Estudo de Caso Comparativo

A pesquisa trata de um estudo de caso comparativo em análise de dados aplicado pelo método de elementos finitos de um modelo de prótese personalizada de ATM entre os materiais Ti-CP e a liga de Ti35Nb7Zr. Com o resultado da análise de dados, discutir implantação da liga Ti35Nb7Zr sob a ótica da inovação disruptiva.

### 3.3 Modelagem 3D

O estudo começa pela construção da geometria utilizada em um software específico de CAD (Figura 18). O modelo em questão foi construído no software SolidWorks 2018 da empresa *Dassault Systèmes*. Essa geometria foi escolhida baseada no trabalho de Tedesco (2020), que realizou um estudo de caso em um paciente que já havia passado por uma cirurgia de reconstrução total de ATM, onde foi instalada uma prótese homologada pela ANVISA, produzida em série, porém, sem sucesso pois a mesma não suportou os esforços de mastigação. Devido essa falha no implante, Tedesco (2020) desenvolveu uma prótese personalizada de ATM.

Figura 18 - Modelo 3D da prótese personalizada de ATM



Fonte: A autora

### 3.4 Simulação numérica comparativa do Ti-CP e da liga Ti35Nb7Zr

Após a definição da geometria em CAD, o modelo foi importado para o software Autodesk Inventor 2020 da empresa Autodesk para realização do MEF. A simulação por elementos finitos foi efetuada utilizando o critério de falhas de VON-MISES (MISES, 1913). Nesta etapa foi definido as propriedades dos materiais bem como o carregamento dos esforços.

Conforme Mercuri (2015) relata, a insuficiência de técnicas para medir forças de ATM, se faz necessário estimar valores de reação na ATM e forças musculares. Portanto, foi considerado para o modelo na análise de elementos finitos:

- Homogêneo onde apresenta as mesmas propriedades mecânicas em todos os pontos;
- Isotrópico, pois em cada ponto do modelo estudado, as propriedades mecânicas não se alteram com a direção; e
- Elástico linear, pois assumem a sua forma original quando as tensões atuantes são removidas.

Para os cálculos de tensão e deformação do implante foi considerada as seguintes condições de contorno (Figura 19):

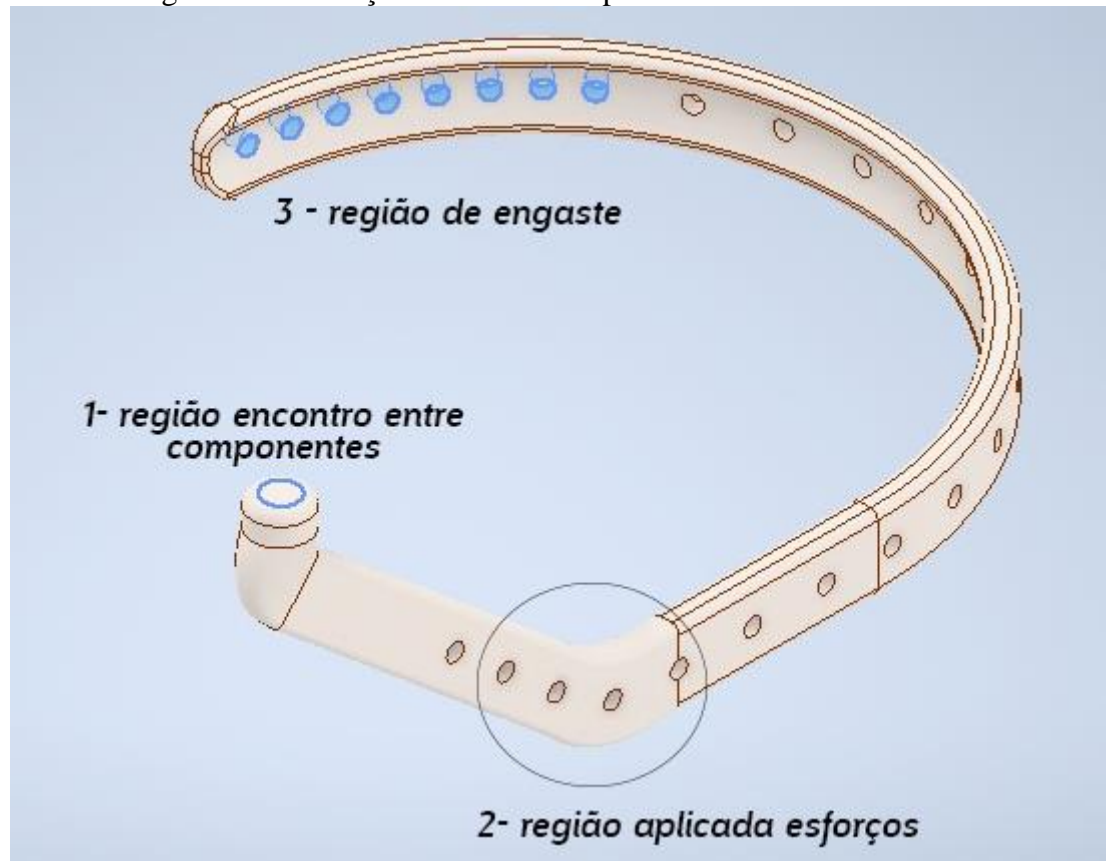
1. Na região de encontro entre o componente mandibular e o componente craniano, considerou-se apenas esforços de compressão, já que essa articulação é responsável pelo movimento da mandíbula, porém, neste estudo não será realizado forças de atrito;
2. Os esforços foram aplicados na região do ângulo do componente mandibular
3. Foi considerado região de engaste a região dos parafusos de fixação da prótese a mandíbula

O estudo visou analisar apenas o componente mandibular, já que é o componente cuja resistência mecânica é mais requisitada. Considerou-se a fixação pelos parafusos osteointegrado com a mandíbula e adotou-se que a mandíbula, os parafusos de fixação e outros componentes não falharam, para alcançar os resultados das simulações.

Segundo Mercuri et al. (2007), a carga clínica que a articulação temporomandibular está submetida durante a mastigação, varia tipicamente até 300N. Porém, as forças mastigatórias

experimentais de pacientes com distúrbios na articulação temporomandibular reduzem-se em até 50%. Para o estudo considerou-se a força de 300N simulando um caso extremo.

Figura 19 - Condições de contorno aplicado no modelo 3D



Fonte: A autora

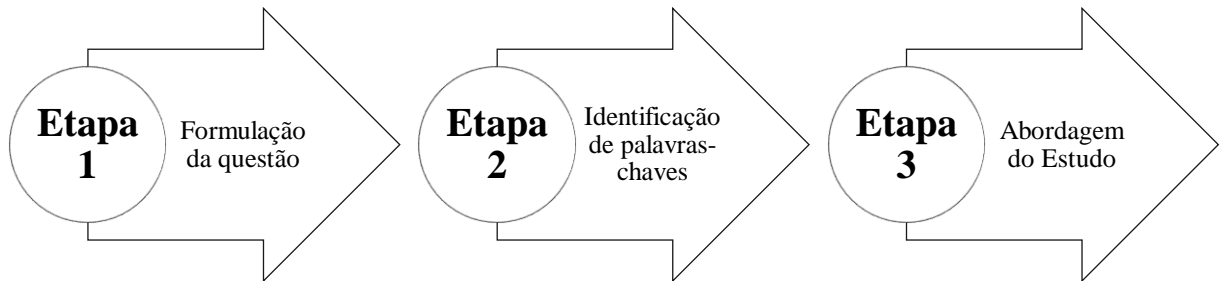
### 3.5 Ótica comparativa da inovação disruptiva

A inovação é amplamente conhecida por ter grandes efeitos no desenvolvimento da economia e na obtenção de vantagens competitivas de mercado (DAMANPOUR E WISCHNEVSKY, 2006). A teoria da inovação disruptiva, desenvolvida por Christensen quando publicou o livro intitulado “O Dilema do Inovador” há mais de 20 anos, tem sido amplamente discutido e aplicado (CHRISTENSEN et al., 2018). Christensen é explícito ao definir inovações disruptivas como aquelas que “criam um mercado inteiramente novo através da introdução de um novo tipo de produto ou serviço”



Para esta discussão foi seguida uma abordagem de 3 etapas, adaptadas de Denyer e Tranfield (2019), sendo elas: (Etapa 1) Formulação da questão, (Etapa 2) Identificação de palavras-chaves e (Etapa 3) Abordagem do estudo (Figura 20).

Figura 20 – Percurso metodológico



Fonte: adaptado de DENYER e TRANFIELD (2019)

Na primeira etapa, formulação da questão, foi abordada a questão de pesquisa, questionando quais benefícios a utilização da liga de Ti35Nb7Zr em substituição ao Ti – CP pode promover nos sistemas produtivos para fabricação de próteses ortopédicas. Salientando as características da liga Ti35Nb7Zr que foi explorada através uma análise comparativa das propriedades mecânicas através de simulação utilizando o método de elementos finitos.

Na segunda etapa, identificação de palavras-chaves, foram adotados três pilares de discussão: processo de produção, comercialização e mercado.

O pilar processo de produção, abordando a transformação do processo produtivo de uma manufatura convencional ou subtrativa para manufatura aditiva, visto que na área médica para Campbell, Bourell e Gibson (2012) as aplicações são inúmeras, pois utilizando-se imagens médicas tridimensionais e manufatura aditiva, diversos aparelhos, ferramentais, próteses e tratamentos podem ser personalizados segundo as necessidades fisiológicas de cada paciente.

O pilar da comercialização, abordando a implantação da liga Ti35Nb7Zr, ainda não disponível no mercado, mas sabendo das características do metal e que o Brasil possui cerca de 98% das reservas mundiais de Nióbio (Nb) em atividade e é o principal player do mercado, responsável pelo abastecimento de 90% do produto no mundo (AGÊNCIA BRASIL, 2021). O material foi desenvolvido por um grupo de pesquisa em território nacional, proporcionando

assim a possibilidade produção de produtos da área da saúde de forma nacionalizada, deixando assim de importar os produtos para aplicação na área médica.

E por fim o mercado, discutindo a comercialização de próteses ortopédicas fabricadas de modo personalizado e único por conta da inclusão da manufatura aditiva no processo de fabricação. Permitindo com a adoção de uma nova liga sendo comercializada e um novo processo de fabricação implantado, alterando de forma drástica o gerenciamento da cadeia de suprimentos e projeto de design do produto mudando de forma disruptiva os sistemas produtivos.

Na última etapa, em abordagem do estudo, discutir o problema de pesquisa, os pilares de processo, comercialização e mercado e analisar de modo comparativo os sistemas produtivos e a mudança que ocorre com a adoção da liga Ti35Nb7Zr e a manufatura aditiva.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

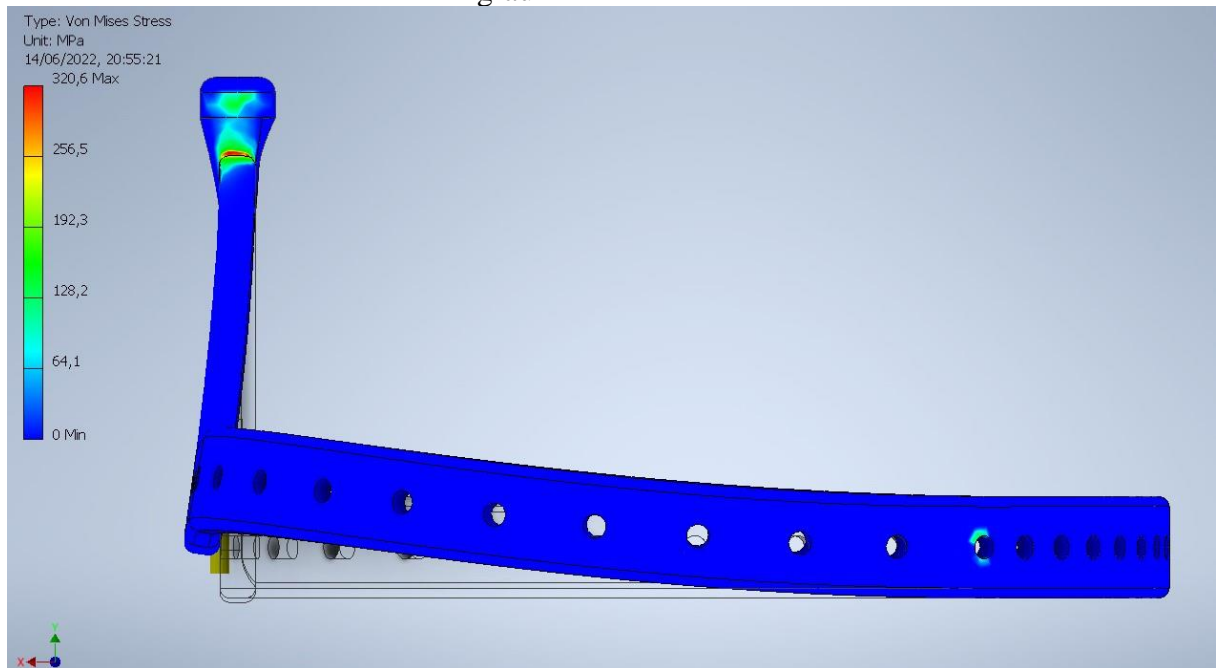
### 4.1 Modelagem 3D e simulação numérica dos esforços

Com o propósito de comparar por meio de simulações computacionais, através do método dos elementos finitos, o comportamento do Ti-CP e da liga Ti35Nb7Zr, a fim de compreender como se dá a distribuição de cargas e como se comporta cada material, foram analisadas estabelecendo as mesmas condições de contorno para ambos os materiais.

Aplicou-se a carga de 300N, valor máximo de força, registrado na literatura, atuante no movimento mastigatório, simulando o estado mais crítico de força aplicada.

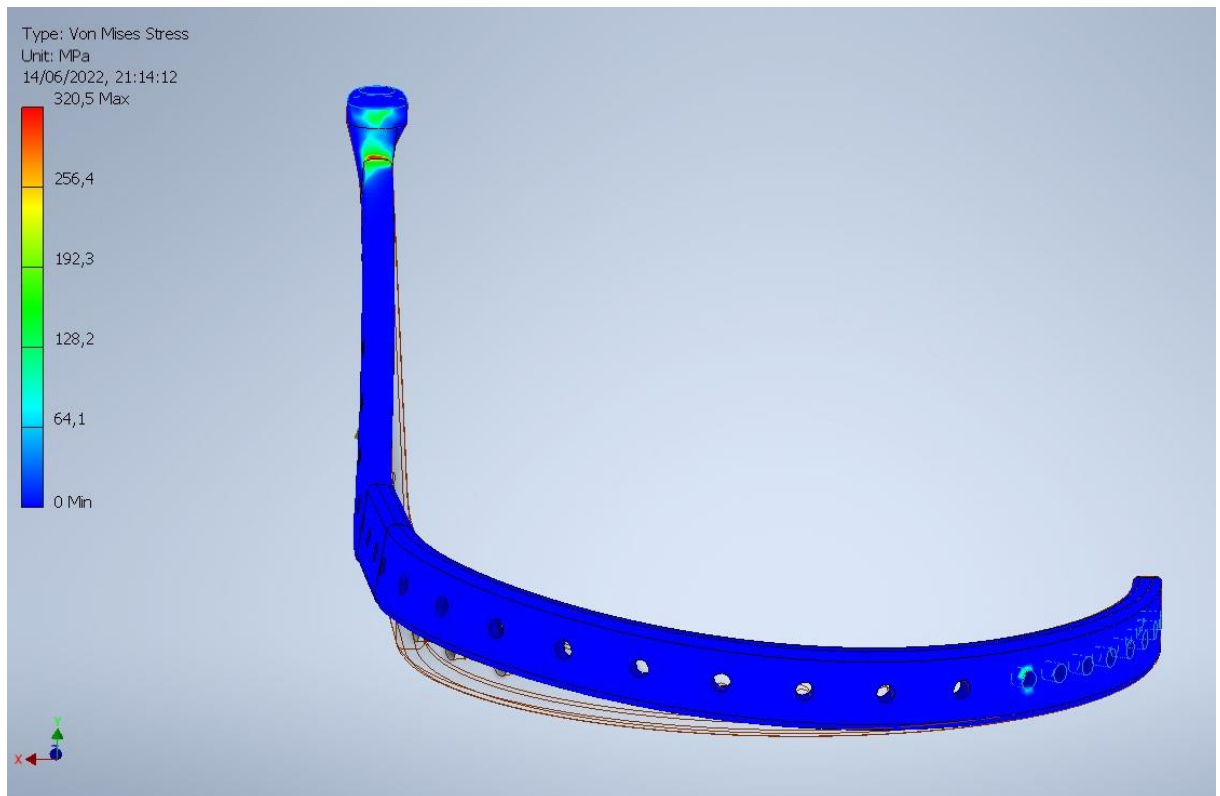
Os resultados dos esforços de tensão máxima para a simulação com o Ti-CP e do Ti35Nb7Zr foram de 320,6 MPa (Figura 21) e 320,5 MPa (Figura 22) respectivamente. Em ambos pode-se perceber a região mais crítica próximo a cabeça do corpo mandibular e na região de encaixe do primeiro parafuso de fixação da prótese com a mandíbula.

Figura 21– Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese em Ti-CP grau 2



Fonte: a autora

Figura 22 - Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr



Fonte: a autora

Para ambas as simulações, com o Ti-CP e liga Ti35Nb7Zr, houve duas regiões críticas com as maiores tensões. A região próxima a cabeça do componente mandibular apresentou o maior valor de tensão em consequência da geometria da prótese, pois nessa região há uma pequena curvatura entre a cabeça do componente mandibular e o restante da prótese. O estudo mostrou que o design da prótese poderia ser alterado a fim de melhorar os aspectos de tensão do local. Já a outra região de maior tensão, localizada no primeiro furo de fixação da prótese, há um esforço maior nessa posição em função de ser a primeira região de engaste se comparada ao local de aplicação dos esforços.

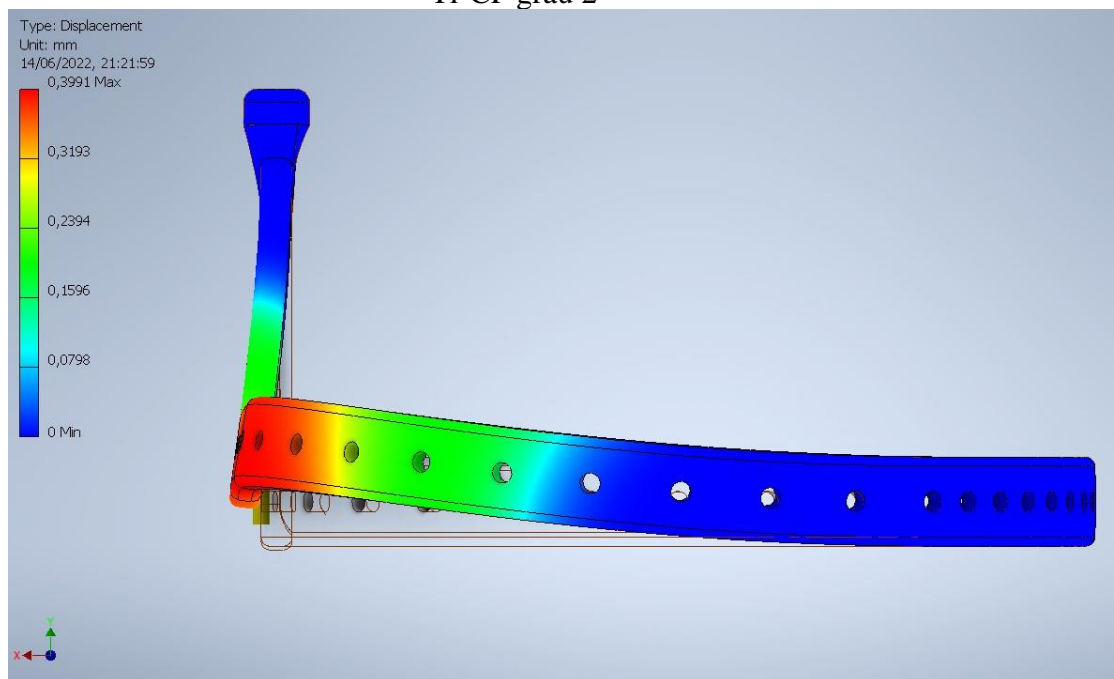
Apesar de algumas áreas específicas apresentarem valores acima do esperado, o estudo de modo geral apontou resultados satisfatório tanto para o Ti-CP como para a liga Ti35Nb7Zr, a prótese em sua maioria resultou em esforços abaixo de 64,1 MPa como apresentado na escala gráfica das Figuras 21 e 22.

Para a simulação do estudo de deslocamento com relação a força aplicada houve uma

pequena diferença entre os valores. Para o Ti-CP obtivemos o valor máximo de 0,3991mm de deslocamento (Figura 23), já para a liga Ti35Nb7Zr o valor máximo resultante foi 0,7759 mm

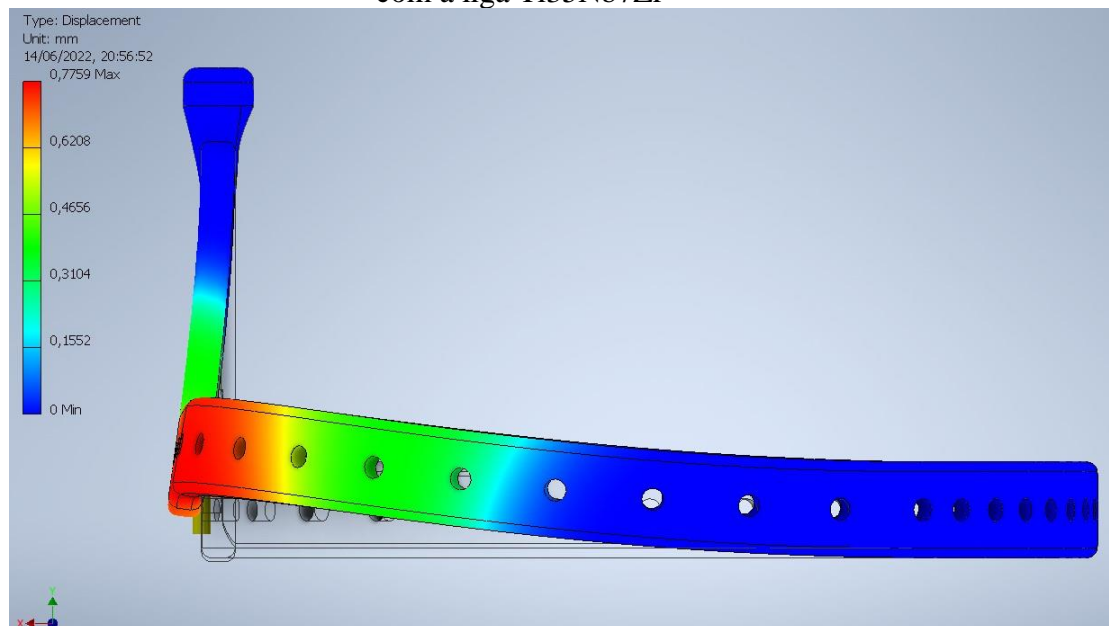
Figura 24), com maior movimentação na região de curvatura da prótese. Em ambos os casos, a deformação máxima esteve abaixo de 1 mm, porém, a liga de titânio obteve melhor resultado.

Figura 23 – Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese em Ti-CP grau 2



Fonte: a autora

Figura 24 - Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr



Fonte: a autora

## 4.2 Perspectivas sob a ótica da Inovação Disruptiva

#### **4.2.1 Liga Ti35Nb7Zr**

A análise comparativa das propriedades mecânicas aplicadas em uma prótese personalizada de ATM através de simulação computacional utilizando o método de elementos finitos, demonstrou que as tensões geradas do Ti-CP e da liga Ti35Nb7Zr no modelo não apresentaram diferenças de valores significativas.

Isso mostra a viabilidade de implantação da liga Ti35Nb7Zr para fabricação de próteses personalizadas de ATM.

O diferencial da liga Ti35Nb7Zr é que além das propriedades mecânicas muito similares do Ti-CP, que é um material já consolidado no mercado, a liga possui características mais favoráveis de implantação no corpo, já que tem um módulo de elasticidade de valor mais próximo ao osso humano se comparado ao Ti-CP.

Além da vantagem sobre as propriedades mecânicas do material, a liga Ti35Nb7Zr se destaca por ser um material desenvolvido em território nacional. O grupo de pesquisa da Universidade de São Paulo, sabendo das características dos elementos que compõe a liga e considerando o potencial do uso do nióbio, já que o Brasil detém cerca de 98% dos depósitos de nióbio em operação no mundo, segundo a Agência Nacional de Mineração (ANM), desenvolveram esse material inovador, agregando boas características mecânicas e a possibilidade de nacionalizar a produção de dispositivos médicos implantáveis.

Além do material inovador, a disrupção escala outro nível quando se propõe utilizar o material por meio da tecnologia da manufatura aditiva proporcionando flexibilidade para produção, versatilidade de desenvolver peças de geometria complexas e revolucionando os processos produtivos pois altera as estratégias de produção atualmente empregada.

#### **4.2.2 Processo de produção, comercialização e mercado**

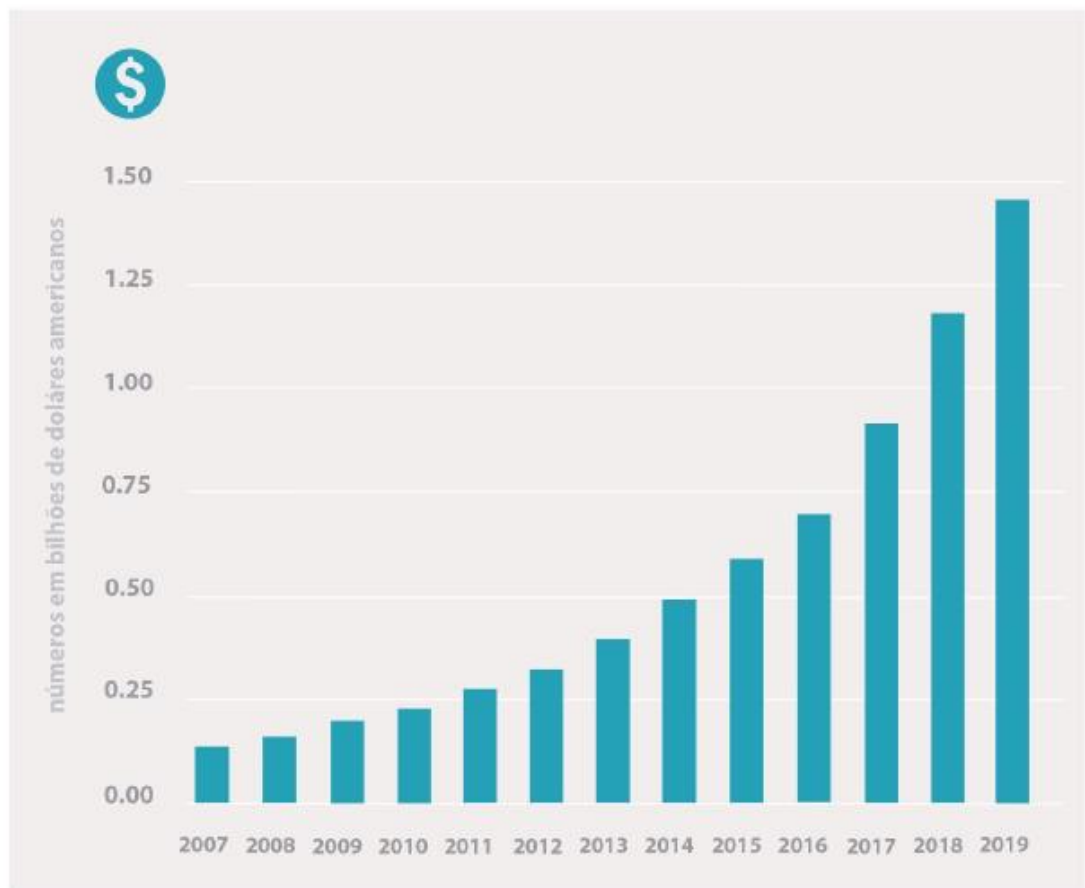
Quando se discute processo de produção, comercialização e mercado sob a ótica da inovação disruptiva, vemos o potencial que esses tópicos proporcionam na mudança do caminho convencional de projeto e desenvolvimento de produto.

O processo de produção, com a implantação da manufatura aditiva proporciona uma quebra no método de processos de produção convencionais. A capacidade de produzir peças com design complexo, a facilidade de compartilhamento de projetos, a otimização da utilização de material, a produção automatizada e a capacidade de produzir peças funcionais demonstra inovação com a mudança nos processos produtivos atuais, e na área médica, ainda vemos um

diferencial, já que os produtos desse setor de beneficiam ainda mais com a produção extremamente personalizada que é capaz de ocorrer.

Para comercialização e mercado, vemos o potencial que a liga Ti35Nb7Zr juntamente com a MA podem convergir para uma inovação disruptiva. De acordo com o relatório anual de 2020 da empresa estadunidense Wohlers Associates Inc., as receitas mundiais de MA atingiram a marca de 1,5 bilhões de dólares americanos. Esses números representam um mercado de MA que está crescendo de maneira robusta (Figura 25).

Figura 25 – Valores gasto anualmente na produção de peças finais pela AM em todo o mundo (os valores estão em bilhões de dólares americanos).



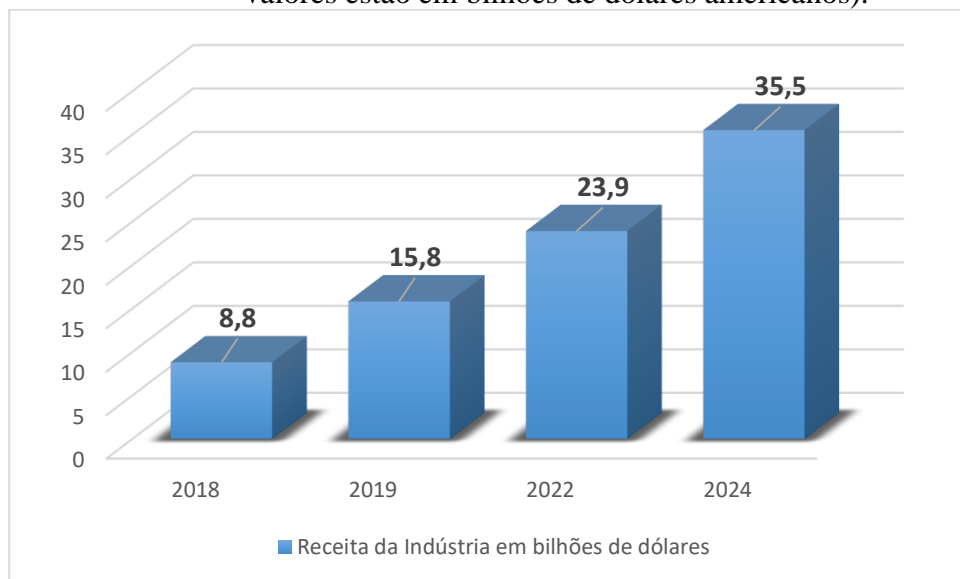
Fonte: Adaptado do relatório anual Wohlers (2020)

O rápido crescimento e a redução no custo para acessar a tecnologia, bem como um aumento nas aplicações, estão entre os principais motivos. O mesmo relatório cita que houve um crescimento recorde no desenvolvimento de materiais, principalmente ligas de pó metálicas,



com crescimento de 41% quando comparado ao ano anterior. Já o relatório de 2019 estimava-se que a venda de produtos e serviços em MA poderia ultrapassar 23,9 bilhões de dólares americanos em todo o mundo até 2022 e chegar a 35,6 bilhões de dólares americanos até 2024 (Figura 26).

Figura 26 – Valor de mercado estimado mundial para manufatura aditiva (os valores estão em bilhões de dólares americanos).



Fonte: Adaptado do relatório anual Wohlers (2019)

Cunico (2017) afirma que 20% da produção mundial deverá envolver processos de impressão 3D até 2025, os investimentos de grandes corporações nessa tecnologia apontam que essa previsão pode estar correta.

Desta forma, a inclusão da liga Ti35Nb7Zr no mercado atual e tendo em vista que a produção poderá ser realizada em manufatura aditiva demonstra o teor de inovação disruptiva, revolucionando os sistemas produtivos atuais.

#### 4.2.3 Manufatura subtrativa versus Manufatura aditiva

De acordo com Volpato e Carvalho (2017), a Manufatura Aditiva, é um processo de fabricação caracterizado por meio da adição em camadas sucessivas de material a partir de um modelo geométrico 3D originado por um sistema de desenho assistido por computador, que permite a fabricação de componentes físicos utilizando uma infinidade de materiais, diferentes técnicas, formas e princípios.

Algumas características fundamentais da manufatura aditiva são a redução do número de etapas e processos na fabricação de um objeto e a economia de material. Para a produção de uma única peça de geometria complexa por meios convencionais, na manufatura subtrativa, pode ser necessário o emprego de diversas máquinas, ferramental específico e de diversos processos de usinagem e acabamento até obter o produto finalizado. Por outro lado, utilizando a tecnologia de manufatura aditiva, é possível produzir a mesma peça em uma única etapa ou com a redução do número de etapas. Uma vez que a peça é produzida por deposição de material, há redução no descarte de materiais, como é o caso dos cavacos produzidos pelo processo de usinagem convencional (GIORDANO et al. 2016).

Com as aplicações de sucesso da MA e consequente avanço na digitalização da produção industrial, a revista *The Economist* (2012), ressaltou a transformação dos meios de produção causadas por esta tecnologia e divulgou que os avanços em manufatura aditiva poderão levar a uma nova revolução industrial destacando que esta tecnologia não envolve economias de escala e, consequentemente, não pressupõe uma escala mínima de produção para que seja economicamente viável. Isso mostra o potencial na área da saúde, onde a produção de prótese e outros dispositivos médicos devam ser fabricados com extrema personalização, ou seja, de forma exclusiva.

Quando se compara a manufatura subtrativa e a manufatura aditiva, vemos também que há uma significativa redução de resíduos sólidos com o uso da MA. Existe uma redução de 40% no uso de materiais metálicos, quando comparado com a usinagem comum e 98% dos resíduos provenientes da MA podem ser reciclados (PETROVIC, et al., 2011).

A manufatura aditiva mostra que é mais que apenas um novo processo de fabricação, pois muda a forma de distribuição dos produtos, mudando a cadeia de suprimento e a logística, a forma de projetar, possibilitando uma liberdade de desenvolver peças de alta complexidade, agregando otimizações topológicas, permite também a produção de lotes pequenos ou até mesmo de peças únicas, de forma econômica, com um mínimo de desperdício e em tempo de fabricação muito menor do que os processos convencionais (WANG, 2018). A MA é uma tecnologia disruptiva que pode ser combinada com outras tecnologias e gerar novos negócios (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2015). Porém sua implementação requer mudanças nos

sistemas de produção existentes. (MCGUIRE; RICE, 2019). Num futuro próximo, as principais características dos sistemas produtivos das indústrias de fabricação tradicional serão readequadas para a implementação da MA. As fábricas do futuro serão compostas de sistemas híbridos, nos quais os processos aditivos e subtrativos trabalharão em colaboração (WANG,2018).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho buscou avaliar a viabilidade técnica e econômica de nacionalizar a fabricação de próteses ortopédicas com a liga Ti35Nb7Zr comparado ao Ti-CP como elemento da inovação disruptiva em sistemas produtivos. Para isso utilizou-se um estudo de caso aplicado a uma modelo de prótese personalizada de ATM onde foi realizada uma simulação de esforços aplicado com os dois materiais estudados.

Ao aplicar o método de elementos finitos por meio de um software de análise de esforços no modelo em questão, a distribuição de tensões geradas por cargas simuladas em implantes ortopédicos dos materiais Ti – CP e Ti35Nb7Zr obtiveram resultados semelhantes, mostrando que em termos de propriedades mecânicas, a liga Ti35Nb7Zr apresenta resultados satisfatórios, concluindo que este material poderia ser atribuído numa prótese ortopédica de ATM, trazendo as características necessárias que este produto necessita para implantação mas com a vantagem do material ter melhor compatibilidade ao corpo humano.

Na ótica da análise da inovação disruptiva percebeu-se que a liga Ti35Nb7Zr contribui diante da modelagem tridimensional com a melhora no processo de fabricação, com a inclusão da tecnologia de manufatura aditiva, desse modo podendo diversificar o desenvolvimento de produtos na área médica, alterando completamente os processos atuais de fabricação de próteses ortopédica, diminuindo o tempo de fabricação e quantidade de maquinário para produção, proporcionando assim uma mudança disruptiva nos sistemas produtivos atuais.

O trabalho limitou-se por conta da baixa sinergia com o setor produtivo por conta do período pandêmico vivenciado, além de, o grau de novidade que a liga Ti35Nb7Zr se encontra com a constante pesquisa na área dos biomateriais e do ponto de vista de aceitação de mercado, as pesquisas com esse material ainda se encontram incipientes. O estudo de caso foi realizado para se aprofundar o conhecimento em um evento específico, mas é importante destacar a importância de replicar o experimento em outros modelos de próteses para que os resultados possam ser observados e comparados, obtendo-se dados mais robustos para continuidade da pesquisa.

Para trabalhos futuros, sugere-se o desenvolvimento da liga Ti35Nb7Zr com uso aplicado a manufatura aditiva pesquisando as características mecânicas que o material pode oferecer neste processo de fabricação.

## REFERÊNCIAS

- ABDEL-HADY, M., NIINOMI, M., 2013, “Biocompatibility of Ti-Alloys for Long-Therm Implantation”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 20, pp. 407-415.
- AGÊNCIA BRASIL. Brasil detém 90% do mercado mundial de Nióbio. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/economia/noticia/2019-11/brasil-detem-90-do-mercado-mundial-de-niobio>>. Acesso em: 30 ago. 2021.
- ALLEGRINI JR S, YOSHIMOTO M, SALLES MB & BRESSIANI AHA. Biologic Response to Titanium Implants with laser treated surface. *JOMI*. 2014. 29(1):67-70.
- ANSARI, S. S., GARUD, R., & KUMARASWAMY, A. The disruptor’s dilemma: TiVo and the U.S. television ecosystem: The Disruptor’s Dilemma. *Strategic Management Journal*, 37(9), 1829-1853; 2016. <https://doi.org/10.1002/smj.2442>.
- ARAÚJO, Raul Oliveira, Carlos Roberto Grandini. Caracterização microestrutural das ligas Ti-25Mo e Ti-30Mo para aplicações como biomaterial. Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais. Natal/RN, 2012.
- ASSUNÇÃO, W.G.; GOMES, E.A.; BARAO, V.A.; DE SOUSA, E.A. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.24, n.6, p.1040-1044, nov-dez, 2009.
- BATHE, K. J. *Finite Element Procedures*. Upper Saddle River, Prentice Hall, 1036p. 1996.
- BIESIEKIERSKI, A., WANG, J., ABDEL-HADY, M., et al., 2012, “A New Look at Biomedical Ti-Based Shape Memory Alloys”, *Acta Biomaterialia*, v. 8, pp. 1661-1669.
- BOSCHI, A. O. O que é necessário para que um material possa ser considerado biomaterial. In: 50º Congresso Anual da Associação Brasileira de Materiais, Agosto 1-4, São Pedro, São Paulo: Anais ASM, v. 6, p. 62-76, 2006.
- BREME, J., EINSENBARTH, E., BIEHL, V., 2003, “Titanium and Its Alloys for Medical Applications”. In: Leyens, C., Peters, M. (eds), *Titanium and Titanium Alloys*, chapter 16, Weinheim, Germany, WILEY-VCH.
- BRUNETTE DM, TEXTOR M, TENGVALL P & THOMSEN P. *Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological responses and Medical applications*. Springer Edited. Berlin-Heidelberg: 2001.

BRUNSKI, J. B.; (2004) IN B.D. RATNER, A.S. HOFFMAN, F.J. SCHOEN AND J.E. LEMONS (Eds). Biomaterials Science – An Introduction to Materials in Medicine, San Diego: Elsevier Academic Press, pp.137–153

CALLISTER, W. D., 2008, Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução. 7 ed. Rio de Janeiro, LTC.

CANDIDO, A. C. Inovação disruptiva: reflexões sobre as suas características e implicações no mercado. Monte de Caparica, PO: Universidade Nova de Lisboa; Centro de Investigação em Inovação Empresarial e do Trabalho, 2011.

CARBOLANTE, J.P. A. Modificação da superfície da liga experimental Ti10Mo8Nb empregando oxidação anódica – estudos in vitro. Dissertação (mestrado em engenharia mecânica) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá. 90 f. 2017.

CAUCHICK, M. P. A. Estudo de caso na engenharia de produção: estruturação e recomendações para sua condução. Produção Online. 2007, vol.17, n.1, pp.216-229. ISSN 1980-5411

CHANDRUPATLA, T. R. et al. Introduction to finite elements in engineering. [S.l.]: Prentice Hall Upper Saddle River, 1997.

CHARITOU, C. D., & MARKIDES, C. C. Responses to disruptive strategic innovation. MIT Sloan Management Review, 44(2), 55-63, 2003

CHAVES J.M.; FLORÊNCIO O.; SILVA P.S. JR.; MARQUES P.W.; AFONSO C.R. Influence of phase transformations on dynamical elastic modulus and anelasticity of beta Ti-Nb-Fe alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2015 Jun; vol.46, pp. 184-196. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.02.030.

CHRISTENSEN, C.M., MCDONALD, R., ALTMAN, E.J., PALMER, J.E., 2018. Disruptive innovation: an intellectual history and directions for future research. J. Manag. Stud. 55 (7), 1043–1078.

CHRISTENSEN, C. M., & OVERDORF M. Meeting the challenge of disruptive change. Harvard Business Review; (2000). Disponível em: <https://hbr.org/2000/03/meeting-the-challenge-of-disruptive-change>

CHRISTENSEN, C.; RAYNOR, M.; MCDONALD, R.. What Is Disruptive Innovation?. 2015. Disponível em: < <https://hbr.org/2015/12/what-is-disruptive-innovation>>

CHRISTENSEN, C. The Innovator's Dilemma. USA: Harvard Business School Press, 1997

- CHRISTENSEN, C.M.; RAYNOR, M. E., 2003, The Innovator's Solution, Harvard Business School Press.
- CONSTANZA, C.; SMIT, G & BREEDVELD, P. Additive manufacturing of medical instruments: A State-of-the-Art Review. Additive Manufacturing. V. 27. p. 461-473. Mai 2019. Disponível em: <https://app.dimensions.ai/details/publication/pub.1113161309>
- CREMASCO A., Messias A.D., ESPOSITO A. R., DUEK E. A. D. R., Caram R. Effects of alloying elements on the cytotoxic response of titanium alloys. Mater Sci Eng C. 2013; 31(5):833–9.
- CUNICO, M. W. M. Impressoras 3D: o novo meio produtivo. Concept 3D Pesquisas Científicas Ltda; Curitiba, 2014. ISBN: 978-85-67043-10-4.
- CUNICO, M. Ph.D. Impressoras 3D: O Novo meio produtivo. 1º. Ed. Paraná, v. 1. 171 p. Ed. Paperback – 2017
- DAMANPOUR, F., WISCHNEVSKY, J.D., 2006. Research on innovation in organizations: distinguishing innovation-generating from innovation-adopting organizations. J. Eng. Technol. Manag. 23 (4), 269–291.
- DRUCKER, P.F. Inovação e Espírito Empreendedor. São Paulo: Pioneira Thomson, 1985.
- ELIAS, L. M. Avaliação microestrutural e mecânica das ligas Ti-41,1Nb-7,1Zr e Ti-35,3Nb-7,1Zr-5,1Ta para aplicação biomédica. 2008. 98 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais) – Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena. 2008.
- FABRIS, D. Análise biomecânica através do método dos elementos finitos de implantes dentários com gradiente funcional de propriedades. 2018. 111f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. 2018.
- FREEMAN, C. The economics of industrial innovation. 2 ed. London: Frances Pinter, 1982.
- FREITAS JR., R. A. (2003) Nanomedicine. Landes Bioscience. Volume 2 A: Biocompatibility. Texas, USA.
- GALLAGHER, R. H. Introduction. In:\_\_\_\_\_. Finite element analysis: fundamentals. 4. ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. cap. 1, p. 1-19.
- GEETHA M., SINGH A.K., GOGIA A.K., ASOKAMANI R.. Effect of thermomechanical processing on evolution of various phases in Ti–Nb–Zr alloys. Journal of Alloys and Compounds 384 (2004) 131–144

GEETHA, M., SINGH, A. K., ASOKAMANI, R., et al., 2009, “Ti Based Biomaterials, The Ultimate Choice for Orthopedic Implants – A Review”, *Progress in Materials Science*, v. 54, pp. 397-425.

GENG, J.P.; TAN, KB.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, v.85, n.6, p.585-598, jun, 2001.

GENG, J.P; TAN,K.B.C; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 85, n. 6, p.585-607, 2001

GEPREEL M.A., NIINOMI M.. Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 20 ( 2013 ) p.407-415

GIBSON, I.; ROSEN, D.; STUCKER, B. Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing, second edition. [s.l: s.n.], 2015.

GILDING, D. K. (1981) Biodegradable polymers. Biocompatibility of clinical implants materials, 2: 209-232.

GIORDANO, C. M., ZANCUL, E. S., & RODRIGUES, V. P. (2016). Análise Dos Custos Da Produção Por Manufatura Aditiva Em Comparação A Métodos Convencionais. *Produção Online*, 16(2), 499-523. <https://doi.org/10.14488/1676-1901.v16i2.1963>

GRANT, R.M. (1996). Toward a knowledge-based theory of the firm. *Strategic Management Journal*, v.17, Winter special issue, p. 109-122.

GUO, N.; LEU, M. C. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Frontiers of Mechanical Engineering*, v. 8, n. 3, p. 215-243. 2013.

HANADA, S., MATSUMOTO, H., WATANABE, S., 2005, “Mechanical Compatibility of Titanium Implants in Hard Tissues”, *International Congress Series*, v. 1284, pp. 239-247.

HANNAM, A.G. Current computational modelling trends in craniomandibular biomechanics and their clinical implications. *J. Oral Rehabil.*, v. 38, n. 3, p. 217-234, mar, 2011.

HEALTH A.; PILZ S.; KIRSTEN T.; GIEBELER L.; FREUDENBERGER J.; CALIN M.; ECKERT J.; GEBERT A. Effect of thermomechanical processing on the mechanical biofunctionality of a low modulus Ti-40Nb alloy. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Vol. 65, pp. 137-150, 2017. Doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.08.017.

HO, J. C., & CHEN, H. Managing the Disruptive and Sustaining the Disrupted: The Case of Kodak and Fujifilm in the Face of Digital Disruption: Managing Disruptive Sustaining Disrupted. *Review of Policy Research*, 35(3), 352-371; 2018 <https://doi.org/10.1111/ropr.12278>.



HUEBNER, K. H.; THORNTON, E. A.; BYROM, T. G. The finite element method for engineers. New York, John Wiley & Sons, 627p. 1995.

ISO/ASTM 52900:2015, I. Additive Manufacturing -General Principles - Terminology. [s.l: s.n.].

JACOBY, R., RODRIGUEZ, D. . Innovation, growth and getting to where you want to go. Design Management Review, 2007

JAVAID, M & HALEEM, A. Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review. Alexandria Journal of Medicine. V. 54. p. 411–422. Mai. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ajme.2017.09.003>>.

JÚNIOR, R. F. P. Nióbio. Economia Mineral do Brasil. Departamento Nacional de Produção Mineral. DNPM, p. 129–147, 2009.

KANBARA, R.; NAKAMURA, Y.; OCHIAI, K.T.; KAWAI, T.; TANAKA, Y. Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. Dent. Mater. J., v.31, n.2, p.297-308, mar, 2012.

LEYENS, C.; PETERS, M. Titanium and Titanium Alloys. Fundamentals and Applications. 1<sup>a</sup>. ed. Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, v. Único, 2003.

LI, Zhixia, Kawashita,M. Current progress in inorganic artificial biomaterials. J Artif Organs 14. Japão, 2011.

LIN, D.; LI, Q.; LI, W.; SWAIN, M. Dental implant induced bone remodeling and associated algoritims. J. Mech. Behav. Biomed. Mater., v.2, n.5, p.410- 432, out, 2009.

LIU, X.; CHU, P. & DING, C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. Materials Science and Engineering: R: Reports, v. 47, p. 49–121, Dez. 2004.

Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>>.

LOTTI R.S., MACHADO A.W., MAZZIEIRO E. T., LANDRE J. J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006; 11: 35-43.

LÜTJERING G & WILLIAMS JC. Titanium. Second edition. New York. Springer. 2007. 449p.

QUINN J., MCFADDEN R., CHAN C., CARSON L. Titanium for Orthopedic Applications: An Overview of Surface Modification to Improve Biocompatibility and Prevent Bacterial Biofilm Formation. iScience 23, 101745, November 20, 2020.

MACEDO, B. Z. Estudo do comportamento em fadiga de alto ciclo da liga Ti-35Nb-7Zr para aplicações biomédicas. 2018. 170 p. Tese (Doutorado em Ciências) -Escola de Engenharia de Lorena, Universidade de São Paulo, Lorena, 2018

MACEDO, B. Z.; SCHNEIDER, S. ; SCHNEIDER, S. G. . Avaliação das propriedades microestruturais e mecânicas das ligas ti-35nb-7zr e ti-41,1nb-7,1zr para aplicação biomédica. Tecnologia em Metalurgia, Materiais e Mineração (Impresso), v. 11, p. 27-33, 2014.

MCGUIRE, C.; RICE, J. Metal additive manufacturing – An interview with Sigma Labs CEO John Rice. Metal Powder Report, v.74, n. 2, p.95-97, 01 marc. 2019.

MELLO, F. Z. D. Avaliação da biofuncionalidade dos implantes da liga Ti-35Nb-7Zr comparados aos implantes comerciais de Ti-cp. 2017. 92p. Dissertação (Mestrado em Ciências). Escola de Engenharia de Lorena. Universidade de São Paulo, Lorena, 2017

MERCURI, L. G. Temporomandibular joint total joint replacement - TMJ TJR: A comprehensive reference for researchers, materials scientists, and surgeons. [s.l.] : Springer International Publishing, 2015.

MERCURI, L. G.; EDIBAM, N. R.; GIOBBIE-HURDER, A. Fourteen-Year Follow-Up of a Patient-Fitted Total Temporomandibular Joint Reconstruction System. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 65, n. 6, p. 1140–1148, 2007.

MISES, R. V. "Mechanik der festen Körper in plastisch-deformablen Zustand" (Mechanics of solid bodies in the plastically-deformable state) Nachr. d. Kgl. Ges. Wiss. Göttingen, Math.-phys. Klasse. [s.l: s.n.]. 1913.

MORETTI, B; PESCE, V., MACCAGNANO, G.; VICENTI, G.; LOVREGLIO, P.; SOLEO, L., & APOSTOLI, P. Peripheral neuropathy after hip replacement failure: is vanadium the culprit? The Lancet, V. 379, p. 1676. Abr. 2012. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60273-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60273-6)>.

NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH (1982). Clinical Applications of Biomaterials. NIH Consens Statement; <http://consensus.nih.gov/1982/1982Biomaterials034html.htm>, em 17/11/2021.

NONAKA, I.; TAKEUCHI, H. (1997). Criação de conhecimento na empresa. Rio de Janeiro: Campus.

OCDE. Manual de Oslo: Diretrizes para a Coleta e Interpretação de dados sobre Inovação Tecnológica OCDE, Eurastat e Financiadora de Estudos e Projetos. [s.l.:s.n.]. 2005. Disponível em: [https://www.oecd-ilibrary.org/science-and-technology/oslo-Manual\\_9789264013100-en](https://www.oecd-ilibrary.org/science-and-technology/oslo-Manual_9789264013100-en)

PESQUEIRA, A.; GOIATO, M.; GENNARI-FILHO, H.; MONTEIRO, D.; DOS SANTOS, D.; HADDAD, M.; PELLIZZER, E. The use of stress analysis methods to evaluate the

biomechanics of oral rehabilitation with implants. J. Oral Implantol., 2012. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.1>

PETERS, M.; , J. HEMPTENMACHER; J. KUMPFERT; LEYENS, C. Structure and Properties of Titanium and Titanium Alloys. Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications . p. 1-36. Jul. 2003

PETROVIC, V., GONSALEZ, J. V. H., Ferrando, O. J., Gordillo, J. D., Puchades, J. R. B., & Grin'an, L. P. (2011). Additive layered manufacturing: Sectors of industrial application shown through case studies. International Journal of Production Research, 49(4), 071—1079

PORTER, M. E. Creating Tomorrow's Advantages. Strategic corporate planning - strategic corporate management, p.267-274, Ed Springer, German 2006. Disponível em: Doi:10.1007/3-540-30763-X\_13

PORTER, M. E. The competitive advantage of nations. Harvard Business Review, v. 68, p. 73-93, 1990

QUINN, J.; MCFADDEN R.; CHAN C.; CARSON L. Titanium for Orthopedic Applications: An Overview of Surface Modification to Improve Biocompatibility and Prevent Bacterial Biofilm Formation, iScience, Volume 23, Issue 11, 2020, 101745, ISSN 2589-0042, <https://doi.org/10.1016/j.isci.2020.101745>

RACK, H. J., QAZI, J. I., 2006, “Titanium Alloys for Biomedical Applications”, Materials Science and Engineering C, v.26, pp. 1269-1277.

RIBEIRO A. L. R., JUNIOR R. C., CARDOSO F. F., FILHO R. B. F., VAZ L. G.. Mechanical, physical, and chemical characterization of Ti–35Nb–5Zr and Ti–35Nb–10Zr casting alloys. J Mater Sci: Mater Med (2009) 20:1629–1636 DOI 10.1007/s10856-009-3737-x

RICCI, V. P. Influência de modificações superficiais na resistência à corrosão e na bioatividade da liga beta ti-40nb para aplicações biomédicas. 2021. 156f. Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais) - Universidade Federal de São Carlos. 2021

RODRIGUES, Y. L.; Análise biomecânica de diferentes dimensões de próteses teporomandibulares personalizadas: um estudo de elementos finitos. 2017. 57f. Dissertação (Mestrado em Saúde Coletiva) Universidade Federal do Rio Grande no Norte. 2017

RYU JJ, PARK K, KIM HS, JEONG CM & HUH JB. Effects of Anodized Titanium with RGD Peptide Immobilized Via Chemical Grafting or Physical Adsorption on Bone Cell Adhesion and Differentiation. JOMI. 2013; 28(4):963–72.

SALDANA L, BARANCO V, GARCÍA-ALONSO MC, VALLÉS G, ESCUDERO ML, MUNUERA L. Concentration-dependent effects of titanium and aluminium ions released from

thermally oxidized Ti6Al4V alloy on human osteoblasts. J Biomed Mater Res A. 2006; 77 (2): 220-9.

SALMI, M. Additive manufacturing processes in medical applications. Materials, v. 14, n. 1, p. 191, 2021.

SANTOS, A. Seleção do método de pesquisa: guia para pós-graduando em design e áreas afins Curitiba, PR: Insight, 2018

SCHNEIDER, S. G. Obtenção e caracterização da liga Ti-13Nb-13Zr para aplicação como biomaterial. 2001. 157f. Tese (Doutorado em Ciências na área de Tecnologia Nuclear) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN. 2001.

SCHNEIDER, S.G. et al. Mechanical properties and cytotoxic evaluation of the Ti-3Nb-13Zr alloy . Biomecânica, vol. 8, núm. 1, p. 84-87, dez. 2000.

SCHUMPETER, J. Capitalism, Socialism and Democracy. Cambridge: Harper Perennial Modern Thought, 1942.

SCHUMPETER, J. A. Teoria do desenvolvimento econômico, Rio de Janeiro: Fundo de Cultura, 1961.

SIDAMBE, A. T. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants – A Review. Materials, v. 7, n. 12, p. 8168-8188, 2014.

SINGH, S.; RAMAKRISHNA, S. & SINGH, R. Material issues in additive manufacturing: A review. Journal of Manufacturing Processes. V. 25, p. 185–200. Jan. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2016.11.006>>.

SOUZA R.M.F. de, FERNANDES L.E., GUERRA W. Nióbio. QNEsc. 2013; 35(1):68–9.

SOUZA, T. K. C. Modificação de superfície de suporte de regeneração óssea empregando oxidação anódica. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica, área de concentração: Materiais; Programa de Pós graduação em Engenharia Mecânica. Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP – São Paulo. 2022

TANG, C.B.; LIU, S.Y.; ZHOU, G.X.; YU, J.H.; ZHANG, G.D.; BAO, Y.D.; WANG, Q.J. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. Int. J. Oral Sci., v.15, n.4, p.101-108, jun, 2012.

TEDESCO, H. T.; Projeto de prótese personalizada de ATM com análise estrutural e de fadiga utilizando ensaios mecânicos e método de elementos finitos (MEF). 80f. Dissertação (Mestrado em Engenharia, área de concentração: Ciência e Tecnologia de Materiais; Programa de Pós

Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais. Universidade Federal do Rio Grande do Sul – Porto Alegre, 2020.

TIRONI, L. F.; CRUZ, B. O. Inovação incremental ou radical: há motivos para diferenciar? uma abordagem com dados da PINTEC. Rio de Janeiro: IPEA, 2008. Disponível em: <[http://repositorio.ipea.gov.br/bitstream/11058/1537/1/TD\\_1360.pdf](http://repositorio.ipea.gov.br/bitstream/11058/1537/1/TD_1360.pdf)>.

THE ECONOMIST. The Third industrial Revolution. Disponível em: <http://www.economist.com/node/21552901> acesso em: 02 abril de 2022.

THOMPSON, Victor A. Bureaucracy and innovation. **Administrative Science Quarterly**, 10, p. 1-20, 1965.

TUOMI J., K.S. PALOHEIMO, J. VEHVILÄINEN et al. A novel classification and online platform for planning and documentation of medical applications of additive manufacturing. *Surgical Innovation*, V. 21, p.553-559. Mar. 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/1553350614524838>>.

ULBRICH NL, HECK MB, BASSANTA AD. Estudo da Distribuição das Tensões no Sistema de Implantes IMZ nos três Elementos Intramóveis com Cargas Verticais. *Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial*. V.2. n.5, p.32-38, 2000.

VERISSIMO N. C.; CREMASCO A.; RODRIGUES C.A.; BERTAZZOLI R.; CARAM R.; In situ characterization of the effects of Nb and Sn on the anatase-rutile transition in TiO<sub>2</sub> nanotubes using high-temperature X-ray diffraction, *Applied Surface Science*, vol. 307, pp. 372–381, 2014.

VICECONTI, M.; OLSEN, S.; NOLTE, L.P.; BURTON, K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, v. 20, n. 5, p. 451-454, jun, 2005.

VOLPATO, N. *Manufatura Aditiva - Tecnologias e Aplicações da Impressão 3D*. São Paulo: Blucher, 2017.

VOLPATO, N.; CARVALHO, J. Prototipagem rápida como processo de fabricação. In: AHRENS, C. H. et al. *Prototipagem rápida: tecnologias e aplicações*. 1. ed. São Paulo: Blucher, 2017.

WANG, B. The Future of Manufacturing; A New Perspective. *Engineering*, v. 4, n. 5, p. 722-728, 1 out. 2018.

WILLIAMS, D. F. The science and applications of biomaterials. *Advances in Materials Technology Monitor*, v. 1, n. 2, p. 1-10, 1994.

YAP, Y.L., TAN, Y.S.E., TAN, H.K.J., PEH, Z.K., LOW, X.Y., YEONG, W.Y., TAN, C.S.H. & LAUDE, A. 3D printed bio-models for medical applications. *Rapid Prototyping Journal*, V. 23, p. 227-235. Mar. 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1108/RPJ-08-2015-0102>>.

YIN, R. K. Estudo de Caso: planejamento e métodos. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 2010.

YU, D., HANG, C. C., 2010, A Reflective Review of Disruptive Innovation Theory, *International Journal of Management Reviews*, Vol. 12, pp. 435-452.

ZAMANI, E. D., & GIAGLIS, G. M. With a little help from the miners: distributed ledger technology and market disintermediation. *Industrial Management & Data Systems*, 118(3), 637-652; 2018. <https://doi.org/10.1108/IMDS-05-2017-0231>

## ANEXO

Desenho técnico do modelo da prótese mandibular. Para acessar o documento completo, acessar: [Arquivos Pesquisa CPS](#)

