

**ANÁLISE COMPARATIVA DO SISTEMA PRODUTIVO DO Ti-CP E A LIGA Ti35Nb7Zr
SOB A ÓTICA DA INOVAÇÃO DISRUPTIVA***COMPARATIVE ANALYSIS OF THE PRODUCTION SYSTEM OF Ti-CP AND THE
Ti35Nb7Zr ALLOY FROM THE POINT OF DISRUPTIVE INNOVATION**ANÁLISIS COMPARATIVO DEL SISTEMA DE PRODUCCIÓN DE TiCP Y LA ALEACIÓN
Ti35Nb7Zr EN LA INNOVACIÓN DISRUPTIVA ÓPTICA*

Marcelly de Freitas Ribeiro¹ (marcelly.ribeiro@fatec.sp.gov.br)
Prof. Dr. Rosinei Batista Ribeiro¹ (rosinei1971@gmail.com)
Thais Aparecida Fernandes Kabuchi² (tkabuchi@fatecsp.br)

¹*Faculdade de Tecnologia de Guaratinguetá*

²*Faculdade de Tecnologia de São Paulo*

Resumo

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 na literatura. 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 a viabilidade técnica e econômica sob os aspectos da inovação disruptiva.

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

Abstract

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 in the Ti – Commercially Pure alloy available in the literature. 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 the technical and economic feasibility under the disruptive innovation aspects.

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

Resumen

Con la constante evolución en la investigación de biomateriales utilizados en medicina, surgido una serie de incertidumbres respecto a su uso clínico y con ello muchos investigadores han tenido la responsabilidad de desarrollar protocolos confiables para mejorar las prácticas involucradas en el uso de estos materiales en medicina. productos implantables. Actualmente, los implantes ortopédicos fabricados con aleaciones de titanio han tenido una buena tasa de éxito, sin embargo, aún existe recurrencia de fallas, muchas veces asociadas con baja resistencia a la fatiga del material, alto módulo de elasticidad en comparación con la fisiología ósea y falta de biocompatibilidad específica para cada aplicación. Por ello, se investiga para desarrollar materiales con propiedades que puedan garantizar mayor longevidad y comodidad al cuerpo humano. El objetivo del presente trabajo es evaluar, mediante modelado tridimensional y uso del método de elementos finitos, la distribución de tensiones generadas por cargas simuladas sobre implantes estudiados con la aleación Ti35Nb7Zr, utilizando datos experimentales existentes. Compare el modelo simulado con los resultados obtenidos en las mismas condiciones de Ti – Comercialmente Pura disponible en la literatura. Comparar los datos obtenidos en la simulación y evaluar la factibilidad de utilizar la aleación Ti35Nb7Zr, material desarrollado en laboratorio y con gran potencial para ser introducido al mercado nacional. Así, discutiendo la factibilidad de introducir este nuevo material a la cadena productiva existente y discutiendo la factibilidad técnica y económica bajo los aspectos de innovación disruptiva.

Palabras clave: Aleación Ti35Nb7Zr; Método de elementos finitos; Sistemas Organizativos; Innovación disruptiva.

Introdução

Até o momento os implantes ortopédicos fabricados em Ti-CP tem um bom índice, porém por meio de pesquisas são notórios os desconfortos que a material causa em pacientes ao passar dos anos, e também a baixa resistência e fadiga do material, causando uma elasticidade diferente a fisiologia do osso. Com essas questões, inicia-se o estudo do novo material biocompatível Ti35Nb7Zr com o objetivo de maior longevidade e conforto ao corpo humano, resolver os problemas que são causados pelo Ti-CP, útil durante muito tempo, porém como a vida é uma constante evolução, o estudo é necessário para essas mudanças.

O Titânio sempre foi um material muito eficiente, densidade 4,5 g/cm³, elevada tenacidade, ponto de fusão e resistência mecânica comparado ao aço, grande resistência a corrosão, é utilizado desde a fabricação de aviões á próteses dentárias, são características muito importantes para implantes, porém se vê a necessidade de buscar outros materiais biocompatíveis que tenham uma maior eficiência. Por meio disso as pesquisas buscam elementos não tóxicos e que tenham também a compatibilidade com o corpo humano, são o caso do Zircônio, Titânio e Nióbio.

Nióbio é um material sólido, macio, flexível, com o ponto de fusão elevado, também é resistente a corrosão, e a temperatura ambiente não reage com o hidrogênio, ar, água ou ácidos, e

quando é inserido em ligas metálicas, proporciona uma alta resistência. Diferente do titânio, o material é pouco abundante na crosta terrestre.

Zircônio se assemelha bastante ao Titânio pela suas características, é mais leve que aço e com dureza semelhante ao do cobre, pode ser muito utilizado em ambientes que necessitem de proteção á corrosão.

Este artigo tem como objetivo geral comparar os sistemas produtivos do Ti – CP e a liga Ti35Nb7Zr sob a ótica da inovação disruptiva.

Há diversos estudos sobre busca do material que tenham excelentes características para a fabricação de implantes, a necessidade de um material que apresente melhores propriedades e compatibilidade com o corpo humano sempre foi o principal objetivo, para que assim traga um maior conforto mesmo com o passar dos anos. Com isso os materiais feitos de ligas de Ti, Nb e Zr vêm apresentando as melhores características mecânicas e características químicas mais semelhantes ao osso humano. E o uso de elementos como zircônio e nióbio nas ligas de Ti contribui na redução do módulo de elasticidade, quando adicionado em uma certa faixa de porcentagens em peso.

Portanto, neste trabalho será abordado um estudo sobre as ligas de Ti contendo os elementos Nb, Zr. Como essa mudança impacta nos custos — processo de produção, comercialização e mercado. A comercialização e implantação da Liga não está disponível ainda no Brasil, mas sabendo das características de materiais disponíveis na crosta terrestre a pesquisa foi desenvolvida por um grupo de pesquisadores de território nacional, assim a grande possibilidade da produção de produtos da área da saúde de forma nacionalizada, deixando de importar os produtos para aplicação na área médica.

2 Desenvolvimento

Os materiais metálicos são uma ótima opção para a substituição do tecido duro (osso) por suas características químicas, no caso o titânio e suas ligas a capacidade de formar uma camada de óxido que protegem da corrosão e impede a liberação de íons, tornando-se assim, um material biocompatível e altamente procurado para o uso em implantes.

E durante alguns anos as ligas de Ti, contendo os elementos não tóxicos (Mo, Zr, Nb, Ta e Fe) foram sendo desenvolvidas com a intenção de alta resistência e baixa elasticidade, que seria o ideal para essa área de atuação.

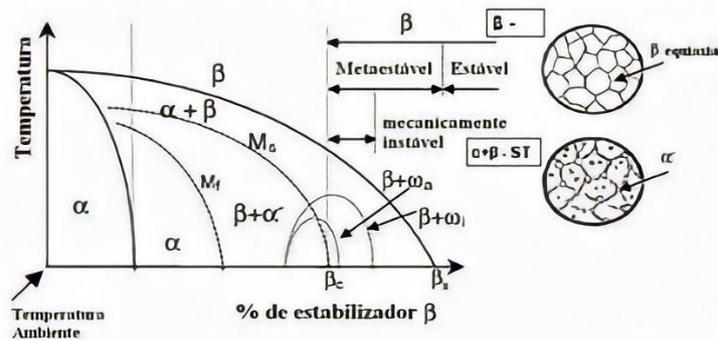
Ligas biocompatíveis estão sendo estudadas com ênfase no comportamento de resistência à corrosão, propriedades de superfície e biocompatibilidade em implantes, e a liga metálica experimental Ti-35Nb-7Zr foi projetada de acordo com valores favoráveis da razão elétron / átomo (e/a) para adquirir um baixo módulo de elasticidade.

E esse módulo de elasticidade está relacionado as forças e densidades das ligações entre os átomos, e as forças não são só relacionadas a estrutura cristalina, mas também como as distâncias entre os átomos e como a adição de elementos de liga podem afetar.

Portanto, uma adição de elementos de liga ao titânio pretende a manutenção da fase α ou β . Com isso em temperaturas baixas o titânio é encontrado em estrutura cristalina hexagonal compacta (HG) fase α , e em altas temperaturas ocorre a transformação de fase, estrutura cristalina cúbica de corpo centrado (CCC) fase β .

Todas essas transformações são referente a inclusão de elementos na formação das ligas de titânio.

Figura 1 – Diagrama de fase esquemático de um pseudo- binário e um estabilizador de fase β

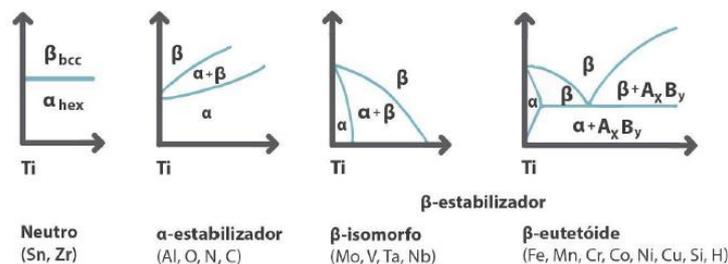


Fonte: adaptada de LAHEURTE *et al.* (2005) *apud* SCHNEIDER (2010)

O tratamento térmico é um método eficaz para controlar a microestrutura de ligas de Ti β . Por exemplo, a estrutura CCC do titânio pode ser estabilizada por metais de transição à temperatura ambiente, resultando em uma diminuição do módulo de elasticidade.

Para estabilizar α , os elementos comumente usados são o Alumínio (Al), Estanho (Sn), Oxigênio (O) e Nitrogênio (N), enquanto, para estabilizar β , muitas vezes encontramos Vanádio (V), Molibdênio (Mo), Cobre (Cu), Fe (Ferro), Nióbio (Nb) e o Tântalo (Ta).

Figura 1 – Influência dos elementos em diagramas de fase genérico de ligas de Titânio



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

A pureza do titânio varia de acordo com a quantidade de impurezas como Fe, C, N, O e H. É classificado em quatro categorias com base nessas impurezas. A pureza mais alta é de 98 a 99,5% para titânio.

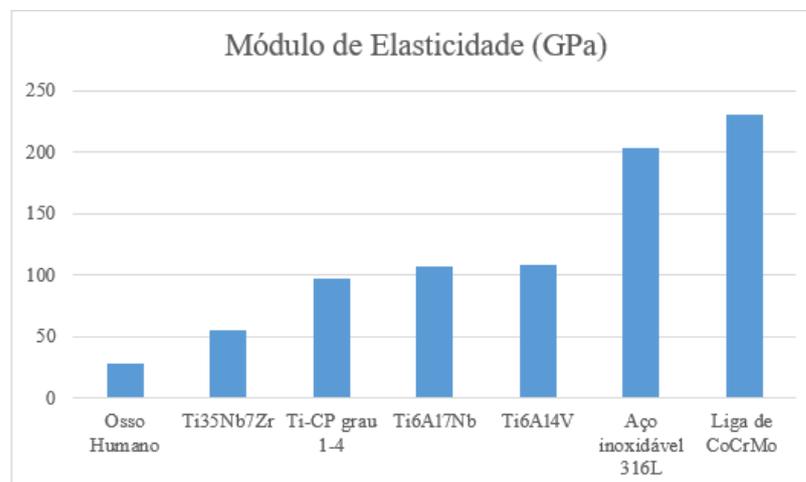
Tabela 1 – Grau de pureza do Titânio - CP

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

Fonte: ASTM, 2013

Para aplicações biomédicas, é exigido que o titânio tenha baixo módulo de elasticidade com uma boa resistência mecânica e uma boa resistência a fadiga. Na tabela O Ti – CP grau 1, 2, 3 e 4 possui módulo de elasticidade com valores que variam entre 102 e 104. Comparando com as ligas 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 como o osso humano, mas ao avaliarmos o Ti – CP com a liga de Ti35Nb7Zr, percebemos o módulo de elasticidade fica mais próximo ao osso humano.

Figura 2 - Comparativo do Módulo de Elasticidade entre biomateriais e o osso humano



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

Entre as ligas mais comuns utilizadas em implantes está a Ti6Al4V, que contém Vanádio e Alumínio. O vanádio é um elemento encontrado na crosta terrestre, mas não é encontrado em corpos naturais. Estudos sugerem que o vanádio pode estar ligado a impurezas no corpo que podem causar problemas relacionados ao crescimento e ao aumento do ganho de peso corporal e desconforto gastrointestinal em pesquisas com animais. Por outro lado, Kaur e Singh afirmaram que o vanádio pode estar ligado ao desenvolvimento de doenças cancerígenas.

E como o objetivo dos pesquisadores são buscar materiais que não sejam tóxicos, o alumínio e o vanádio podem ser substituídos pelo zircônio (Zr), nióbio (Nb) e tântalo (Ta).

Zircônio é um elemento neutro que ajuda a formar uma solução sólida de ambas as fases α e β . Em contraste, o nióbio e o tântalo formam uma solução sólida homogênea atuando como estabilizadores da fase β . Isso leva a uma maior resistência e dureza na liga. Combinado com Ti, Nb e Ta levam a uma diminuição do módulo de elasticidade. (MELO,2017; MACEDO,2018). Tanto o nióbio quanto o titânio desempenham um papel essencial na estabilização de α β . Em pequenas porcentagens, esses elementos podem alcançar ótimos resultados.

Outra combinação com nióbio incorporado a 40% em peso produz um material duro e elástico com resistência a 65GPa - aproximadamente 40% em peso.

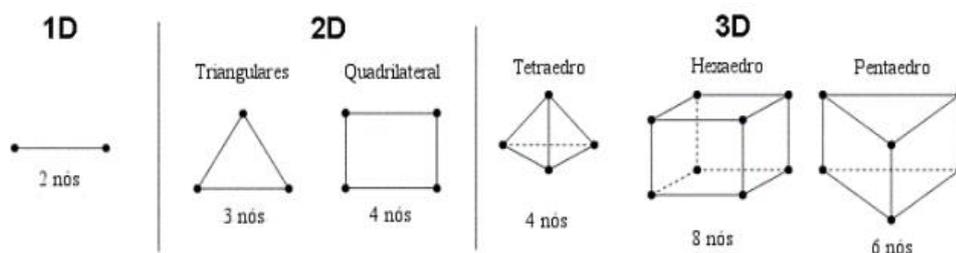
E a liga estudada no projeto foi desenvolvida na USP – Lorena, pelo Departamento de Engenharia de Materiais, e a liga que trouxe melhores resultados Ti-35Nb-7Zr pelo conjunto de propriedades mecânicas e químicas, sua alta biocompatibilidade, são componentes não tóxicos, evitando assim qualquer malefício para o corpo humano, e resolvendo os problemas que são questionados na fabricação dos implantes pela liga de Ti- CP, e por meio de testes será confirmado se é tão eficiente quanto.

2.1 Metodologia

O método utilizado para a etapa de testes e a finalização do comparativo das ligas é o Método de Elementos Finitos, bastante utilizado em simulações computacionais para realizar previsões, fazer análises se o produto foi bem dimensionado, assim economiza tempo e recursos financeiros. É realizado por meio de softwares, o sólido computado tem infinitos pontos que se tornam uma geometria que acontece a “quebra” geométrica, tornando “pedaços” menores, facilitando os cálculos para prever os comportamentos dos materiais em diferentes condições.

Esse método surgiu no século XX, quando foram lançados os primeiros computadores, e continua evoluindo em diversos aspectos.

Figura 4 – Formas de elementos utilizadas pelo MEF



Fonte: FABRIS (2018)

Figura 5 – Sequência de modelos

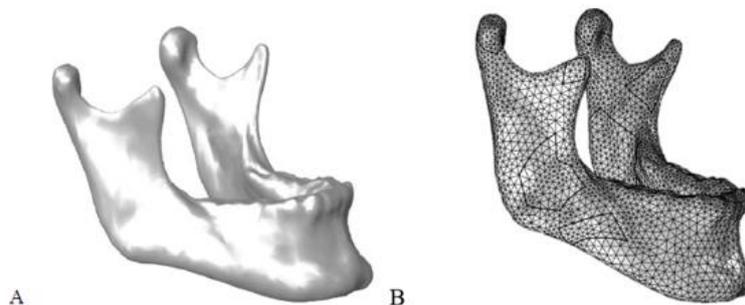


Fonte: Demec UFPR

Até chegar ao fenômeno físico, existe uma sequência de cadeia de modelos. No primeiro se encontra o fenômeno físico, considerada a geometria do material, sua constituição. Parte central se encontra a identificação das leis físicas e a relevância de cada uma para a análise com o grau de acordo com o exigido do estudo. No modelo matemático, em função do modelo físico, o fenômeno físico é demonstrado por um problema que traduzem em linguagem matemática o comportamento do fenômeno na geometria, interação com o meio circulante e nas leis físicas. A forma final é dada por um modelo de equações algébricas lineares, ou seja, o modelo de elementos finitos. Necessário que um engenheiro que entenda do assunto e das equações acompanhe o processo do início ao final, realizando assim a “tradução” do resultado, para que haja uma porcentagem maior de eficácia.

Os Métodos de Elementos Finitos examinam vários materiais por meio da decomposição de seus sólidos. Este processo requer a quebra de materiais em pedaços menores conhecidos como malhas. Foram inicialmente usados para examinar aspectos biomecânicos de dispositivos médicos implantáveis que não podem ser pesquisados in vivo. Esse método também reduz os custos ao reduzir o número de testes realizados, além de reduzir as despesas operacionais.

Figura 6 - (A) Modelo digital de mandíbula e (B) Modelo digital com aplicação de malha para análise MEF



Fonte: Adaptado de RODRIGUES, 2017

Usam-se modelos numéricos para simular com sucesso uma ampla gama de situações biomecânicas. Essas análises fornecem informações sobre muitos testes mecânicos complexos.

Essas análises são frequentemente usadas para evitar possíveis falhas e deformações

devido às limitações das medições in vivo. Eles são capazes de representar geometrias muito complicadas, razão pela qual são frequentemente usados para avaliar várias outras circunstâncias.

Figura 7 - Análise da distribuição de tensões aplicado ao modelo e seu comportamento computacional



Fonte: Adaptado de RODRIGUES, 2017

2.2 Manufatura Aditiva

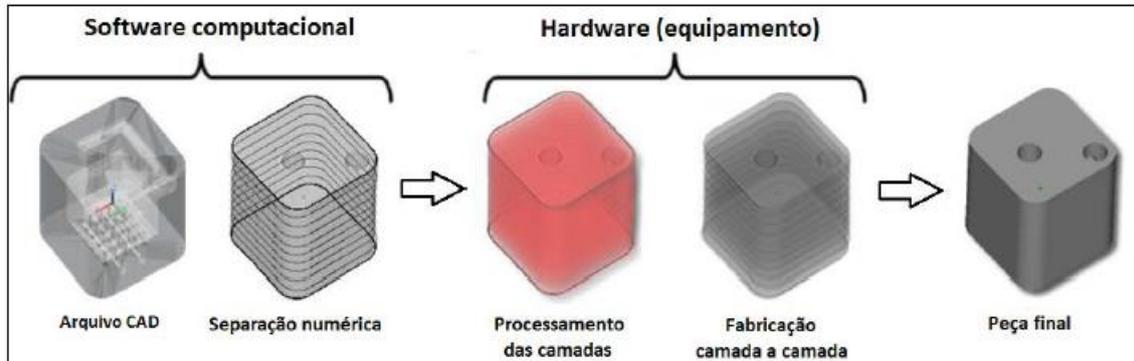
Os principais processos de fabricação possuem princípios baseados na moldagem, conformação, união ou divisão do componente ou ainda o mais utilizado pela indústria em geral, a remoção (ou subtração) de material para alcançar a forma desejada. No final da década de 1980, um novo princípio de fabricação 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 (**Erro! Fonte de referência não encontrada.**8). Atualmente essa tecnologia permite

a fabricação em produtos de diferentes tipos de materiais como polímeros, cerâmicos e metais (VOLPATO, 2017).

Figura 8 – Representação esquemática de processo de manufatura aditiva



Fonte: Adaptado de SIDAMBE (2014)

2.3 Resultados

O estudo começa pela construção da geometria utilizada em um software específico de CAD (Figura 9). 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 esta não suportou os esforços de mastigação. Devido a essa falha no implante, Tedesco (2020) desenvolveu uma prótese personalizada de ATM.

Figura 9 - Modelo 3D da prótese personalizada de ATM



Fonte: A Autora

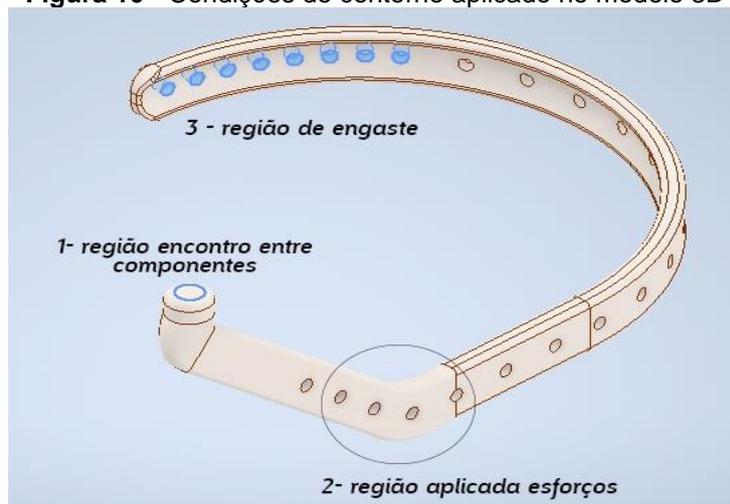
Após a definição da geometria em CAD, o modelo foi importado para o software Autodesk Inventor 2020 da empresa Autodesk para realização do MEF. A simulação por elementos finitos foi efetuada utilizando o critério de falhas de VON-MISES (MISES, 1913). Nesta etapa foi definido as propriedades dos materiais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

Para os cálculos de tensão e deformação do implante foi considerada as seguintes condições de contorno (Figura 10):

- 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 considerada 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.

Figura 10 - Condições de contorno aplicado no modelo 3D

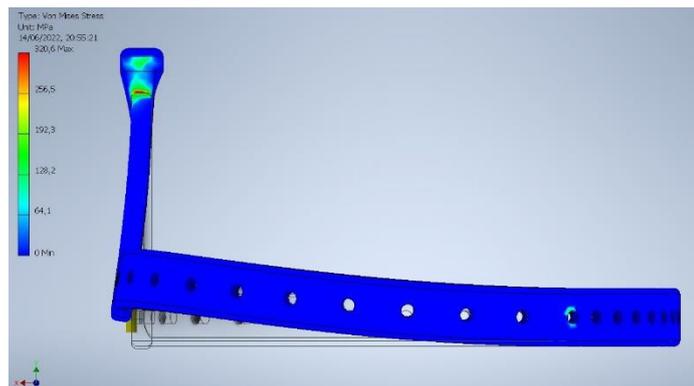


Fonte: A Autora

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.

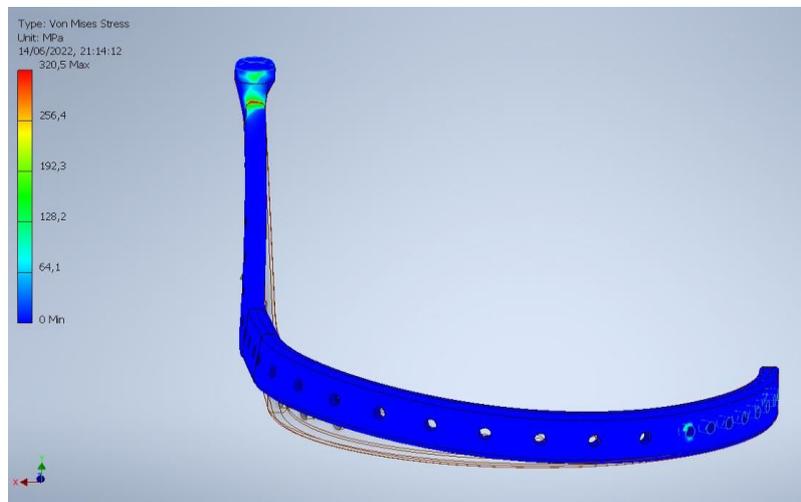
Os resultados dos esforços de tensão máxima para a simulação com o Ti-CP e do Ti35Nb7Zr foram de 320,6 Mpa (Figura 11 311) e 320,5 Mpa (**Erro! Fonte de referência não encontrada.**) respectivamente. Em ambos pode-se perceber a região mais crítica próximo a cabeça do corpo mandibular e na região de encaixe do primeiro parafuso de fixação da prótese com a mandíbula.

Figura 11 3– Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese em Ti-CP grau



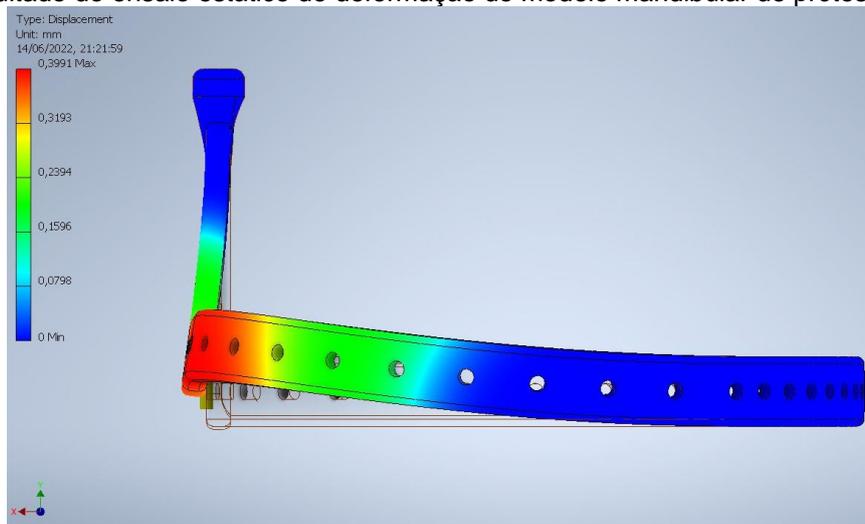
Fonte: A Autora

Figura 12 – Resultado do ensaio estático de tensão do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr



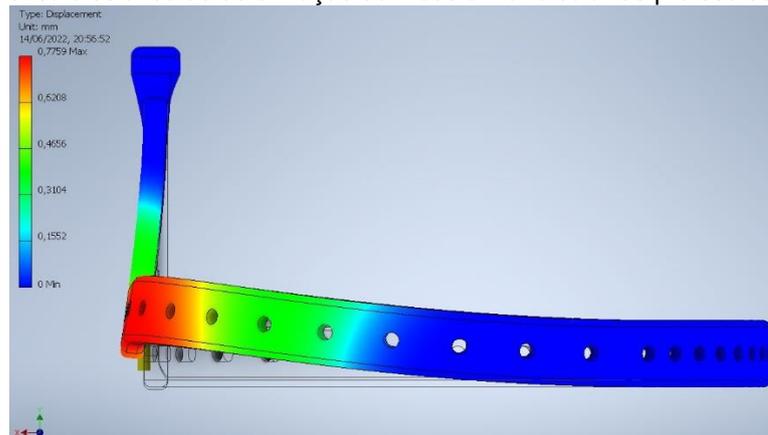
Fonte: A Autora

Figura 13 – Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese em Ti-CP grau 2



Fonte: A Autora

Figura 14 – Resultado do ensaio estático de deformação do modelo mandibular de prótese com a liga Ti35Nb7Zr



Fonte: A Autora

Considerações Finais

Uma vez determinadas as propriedades mecânicas e químicas do material, é possível estudar a superfície (é um detalhe muito importante) pois ao inserir o material no corpo humano ocorre uma série de interações meio/superfície.

Várias técnicas de modificação de superfície têm sido estudadas nos últimos anos com o intuito de buscar uma melhor interação osso/metal do implante. A modificação da superfície é a base para melhorar e otimizar o desempenho do implante e maximizar seu efeito na interface com o tecido nativo.

A Biologia do implante pode ser melhorado adicionando materiais com propriedades desejadas, alterando ou removendo o material indesejado. Esses métodos são chamados O "tratamento de superfície" pode ser dividido em quatro categorias: mecânica, química, física e bioquímica. E também acordo com Duan e Wang (2006), existem três categorias para esse tratamento: a) modificação por adição de material com a função desejada, usando técnicas como deposição física de vapor (PVD) e deposição biomimética; b) conversão de superfícies existentes para modificações de composição e/ou terreno mais idealmente, usar implantação iônica ou oxidação eletroquímica; c) remover o material existente para criar um terreno específico, usando lixamento ou ataque químico de superfície.

Por este motivo, é de extrema importância que um biomaterial seja estudado, e para qual função seja implantada. Primeiro inicia-se com a identificação e necessidade para uma aplicação específica, após isso tem se o projeto e a síntese dos materiais para diversos testes, com ênfase em toxicologia, e por último são verificados aspectos regulatórios a pré aprovação do mercado.

O presente projeto encontra-se em fase de iniciação de testes, para que assim possa ser apresentado e aprovado pelo mercado. Mas vale a pena considerar a facilidade que o material estudado trará nacionalmente, os materiais se encontram em crosta terrestre, o Brasil

produz uma boa parte do que é utilizado do titânio e importa cerca dos outros 30%, é rico em reservas de nióbio, cerca de 98,2% de toda a sua quantia mundial, e o zircônio também se encontra em uma das maiores reservas, estando em fase de desenvolvimento do processo de produção de suas ligas.

Todo o material necessário para o desenvolvimento da nova liga pela engenharia de materiais na USP se encontra em território nacional, tendo a possibilidade de produção de produtos da área da saúde no Brasil e deixando de importar produtos para essa área médica.

Referências

AZEVEDO, Á. **Método dos elementos finitos**. [s.l: s.n.]. Disponível em:

<http://www.alvaroazevedo.com/publications/books/livro_mef_aa_1ed/doc/Livro_MEF_AA.pdf>.

CARLINI, I. **Estado da Arte em Ligas Multicomponente Biocompatíveis Contendo Ti, Nb e Zr**.

[s.l: s.n.]. Universidade Federal de São Carlos - Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia, Departamento de Engenharia de Materiais. Disponível

em:<<https://repositorio.ufscar.br/bitstream/handle/ufscar/15805/Isabela%20Carlini%20Silva.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>.

INTRODUÇÃO AO MEF. Apostila TM266. Disponível

em:<<http://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/TM266/Apostila/Introdu%C3%A7%C3%A3o%20ao%20MEF.pdf>>.

MAGALHÃES BALTAR, C. A.; SAMPAIO, J. A.; CALIXTO DE ANDRADE, M. 31. Minerais de Titânio. Disponível em:

<<http://mineralis.cetem.gov.br/bitstream/cetem/1088/1/31.%20MIN.deTIT%C3%82NIO.pdf>>

QUÍMICA NOVA NA ESCOLA. Nb Elemento Químico. v. 35, p. 68–69, Fevereiro 2013. Disponível em:<http://qnesc.sbq.org.br/online/qnesc35_1/11-EQ-13-11.pdf>

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

SANADA, J. **Avaliação da resistência e módulo de elasticidade de osso mineralizado e desmineralizado pelos testes de microtração**. [s.l: s.n.]. Disponível

em:<<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25135/tde-19062007-133051/publico/JeffersonSanada.pdf>>.

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.

UNESP FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ.

GUARATINGUETÁ, 2013. [s.l: s.n.]. Disponível

em:<<https://repositorio.unesp.br/bitstream/handle/11449/132224/000852073.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>.

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