

UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE

EEIMVR - ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA

ENGENHARIA MECÂNICA

Diogo Rachildes Pinto

Análise das Tensões em Implantes
Hexágono Externo e Cone Morse,
Sistemas com 6 e 4 Implantes

UNIVERSIDADE
FEDERAL
FLUMINENSE

Volta Redonda

2020

DIOGO RACHILDES PINTO

Análise das Tensões em Implantes Hexágono Externo e Cone Morse, Sistemas com 6 e 4 Implantes

Dissertação de Mestrado
apresentada ao programa de Pós-
Graduação em Engenharia
Mecânica, PGMEC, como parte
dos requisitos necessários à
obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientador: Professor Roberto Brunow Lehmann

Volta Redonda

2020

Dedico este trabalho a meus pais Acacio Soares Pinto e Maria José Rachildes Pinto, pois sem eles eu nunca teria forças suficientes para prosseguir e a todos aqueles que caminharam comigo.

Agradecimentos

Agradeço à Deus primeiramente, por poder existir, conseguir esta importante conquista e nunca me abandonar principalmente em épocas difíceis e de diversas dúvidas, mas que sempre me iluminou e me indicou a direção pela qual eu deveria seguir.

Agradeço aos meus pais, por sempre fazerem de tudo por mim, tanto o possível quanto o impossível, sempre me encorajando me cobrando, nunca deixando de acreditar em mim, mas sim me fortalecendo e sendo meu amparo sempre que precisei.

Agradeço também ao meu irmão Fabio Rachildes Pinto, por todos os momentos de descontração, pelas horas de jogos e conversas, em que não precisávamos nos preocupar com nada, mas simplesmente rir.

Ao professor orientador Roberto Brunow Lehmann, por me mostrar essa área de estudo, por acreditar que eu poderia desenvolver este trabalho e por me indicar a direção.

Agradeço também aos doutores Cláudio Luis de Melo Silva e Rodrigo Xavier de Freitas, por me auxiliarem naquilo que era inerente à implantodontia, referente ao melhor posicionamento dos implantes e conselhos a respeito da pesquisa.

Agradeço à Emfils, que acreditou também no meu trabalho e disponibilizou as peças necessárias e todo suporte que eu precisasse, para poder concluir este trabalho.

E também a todos aqueles que participaram diretamente ou indiretamente, mesmo que não tenham sido citados aqui, mas que não foram esquecidos e que também fazem parte desta conquista.

Obrigado a todos.

“A fé é o fundamento do que se espera e a convicção das realidades que não se veem.”

- Hebreus- 11,1

Sumário

Lista de Figuras.....	10
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS.....	14
Resumo.....	14
Abstract.....	15
1 Introdução.....	16
1.1 Objetivo Geral.....	18
1.1.1 Objetivos específicos.....	18
2 Revisão da Literatura.....	19
2.1 Características do osso humano.....	19
2.1.1 Classificação da densidade óssea.....	22
2.1.2 Estabilidades.....	22
2.1.2.1 Estabilidade primária.....	22
2.1.2.2 Estabilidade secundária.....	23
2.1.3 Classificação de Misch.....	23
2.1.3.1 Classificação óssea segundo a densidade.....	23
2.1.3.2 Classificação óssea segundo o nível de reabsorção.....	26
2.2 Método de Elementos Finitos.....	27
2.2.1 Método de Elementos Finitos na Odontologia.....	29
2.3 Prótese Total Fixa.....	29
3 Materiais e Métodos.....	34
3.1 Modelamento das Geometrias.....	34
3.1.1 A Maxila.....	34
3.1.2 A Prótese.....	37
3.1.3 Os Implantes e Seus Componentes.....	39
3.1.4 As Barras.....	42

3.2 A Montagem dos Modelos.....	43
3.3 Propriedades dos Materiais Utilizados	47
3.4 Geração de Malha e Contatos.....	48
3.5 Condições de Contorno.....	52
3.5.1 Restrições de Movimento	52
3.5.2 Carregamentos.....	52
3.5.2.1 Carregamentos Protéticos.....	52
3.5.2.2 Carregamentos Oclusais	53
4 Resultados e discussões.....	15
4.1 Tensões nos Implantes, Componentes, Barras e Ossos	15
4.2 Tensões no Sistema IHEN 6 Implantes.....	16
4.2.1 Tensões nos Implantes Hexágono Externo.....	16
4.2.2 Tensões nos Parafusos.....	18
4.2.3 Tensões nos Componentes.....	22
4.2.4 Tensões nas Barras	24
4.2.5 Tensões na Prótese	24
4.2.6 Tensões nos Ossos.....	25
4.3 Tensões no Sistema ICM 6 Implantes.....	27
4.3.1 Tensões nos Implantes Cone Morse.....	27
4.3.2 Tensões nos Parafusos.....	29
4.3.3 Tensões nos Componentes.....	32
4.3.4 Tensões nas Barras	34
4.3.5 Tensões na Prótese	34
4.3.6 Tensões nos Ossos.....	35
4.4 Tensões no Sistema IHEN 4 Implantes.....	37
4.4.1 Tensões nos implantes.....	37
4.4.2 Tensões nos Parafusos.....	38

4.4.3 Tensões nos Componentes.....	40
4.4.4 Tensões nas barras, prótese e ossos.....	42
4.5 Tensões no Sistema ICM 4 Implantes.....	42
4.5.1 Tensões nos implantes.....	42
4.5.3 Tensões nos Parafusos.....	43
4.5.3 Tensões nos Componentes.....	46
4.5.4 Tensões nas barras, prótese e ossos.....	47
5 Comparativo das tensões e deformações	48
6 Conclusão	14
7 Bibliografia.....	17

Lista de Figuras

Figura 1: estrutura do osso longo. [7].....	20
Figura 2: Ossos classificados por sua densidade. [14]	25
Figura 3: Densidade dos ossos na face. [9]	25
Figura 4: Classificação do rebordo alveolar. [17]	26
Figura 5: Criação de malha em modelo 3D. [21].....	28
Figura 6: Instalação de barras sobre 8 implantes. [24].....	30
Figura 7: Exemplo de implante total em maxila. [24].....	30
Figura 8: Prótese em zircônia. [24].....	32
Figura 9: Matriz de silicone aplicada à prótese. [24]	32
Figura 10: Processo palatino da maxila. [31].....	35
Figura 11: Processo alveolar da maxila. [31].....	35
Figura 12: Vista superior da maxila no SolidWorks.	36
Figura 13: Vista inferior da maxila.	37
Figura 14: Vista superior da prótese.	38
Figura 15: Vista frontal da prótese.	38
Figura 16: Triângulos que formam a prótese, em STL.	39
Figura 17: Implante hexágono externo e seus componentes.....	41
Figura 18: Vista explodida do implante e seus componentes.....	41
Figura 19: Implante hexágono externo.....	41
Figura 20: Implante cone morse.....	42
Figura 21: Vista explodida do implante e seus componentes.....	42
Figura 22: Implante cone morse.....	42
Figura 23: Barra utilizada na montagem.	43
Figura 24: Booleana de subtração, extraíndo material da maxila, para dar lugar ao implante.....	45
Figura 25: Barras posicionadas entre os implantes, ligando-os.	45
Figura 26: Sistema completo.....	46
Figura 27: Corte vertical, mostrando o interior das peças e a união da barra com a prótese.....	46
Figura 28: Malha na prótese.....	49

Figura 29: Malha gerada na maxila, osso cortical, e diferenciação da malha após a utilização do recurso Virtual Topology.....	50
Figura 30: Malha gerada sobre o osso medular.....	51
Figura 31: Malha no implante e seus componentes.....	51
Figura 32: Cargas aplicadas nos implantes e na prótese....	Erro! Indicador não definido.
Figura 33: Visão superior da tensão nos implantes.....	16
Figura 34: Visão mais próxima dos implantes, mostrando melhor a tensão neles.....	17
Figura 35: Vista lateral dos implantes e seus posicionamentos, mostrando a relação entre o implante com a tensão máxima e os pontos de aplicação das forças.....	17
Figura 36: Vista superior dos parafusos PTN.....	19
Figura 37: Vista posterior dos parafusos PTN.....	19
Figura 38: Vista lateral dos parafusos PTN.....	20
Figura 39: Vista superior dos parafusos PPT.....	21
Figura 40: Vista posterior dos parafusos PPT.....	21
Figura 41: Vista lateral dos parafusos PPT.....	21
Figura 42: Vista superior dos componentes.....	23
Figura 43: Vista frontal dos componentes.....	23
Figura 44: Vista posterior das barras.....	24
Figura 45: Vista superior da prótese.....	25
Figura 46: Vista superior das tensões no osso cortical.....	26
Figura 47: Vista superior da tensão no osso medular.....	26
Figura 48: Vista superior dos implantes.....	27
Figura 49: Vista posterior dos implantes.....	28
Figura 50: Vista lateral dos implantes.....	28
Figura 51: Vista superior dos parafusos PTN.....	29
Figura 52: Vista posterior dos parafusos PTN.....	30
Figura 53: Vista lateral do parafuso PTN.....	30
Figura 54: Vista superior dos parafusos PPT.....	31
Figura 55: Vista posterior dos parafusos PPT.....	31
Figura 56: Vista lateral dos parafusos PPT.....	31

Figura 57: Vista superior dos componentes.	32
Figura 58: Vista posterior dos componentes.	33
Figura 59: Vista lateral dos componentes.	33
Figura 60: Vista posterior das barras.	34
Figura 61: Vista superior da prótese.	35
Figura 62: Vista superior do osso medular.	36
Figura 63: Vista superior do osso cortical.	36
Figura 64: Vista superior dos implantes.	37
Figura 65: Vista posterior dos implantes.	38
Figura 66: Vista superior dos parafusos PTN.	39
Figura 67: Vista posterior dos parafusos PTN.	39
Figura 68: Vista superior parafusos PPT.	39
Figura 69: Vista posterior parafusos PPT.	40
Figura 70: Vista frontal dos componentes.	41
Figura 71: Vista superior dos implantes.	42
Figura 72: Vista posterior dos implantes.	43
Figura 73: Vista superior dos parafusos PTN.	44
Figura 74: Vista posterior dos parafusos PTN.	44
Figura 75: Vista superior dos parafusos PPT.	45
Figura 76: Vista posterior dos parafusos PPT.	45
Figura 77: Vista superior dos componentes.	46
Figura 78: Vista frontal dos componentes.	47
Figura 79: Gráfico das tensões máximas.	14
Figura 80: Gráfico do fator de eficiência.	14
Figura 81: Gráfico das deformações máximas.	14

Lista de Tabelas

Tabela 1: Características apresentadas nos ossos. [5].....	21
Tabela 2: Densidade óssea [11].....	23
Tabela 3: Nova tabela de densidades. [14].....	24
Tabela 4: Carga utilizada para fixação dos implantes e componentes do sistema hexagonal.	53
Tabela 5: Carga utilizada para fixação dos implantes e componentes do sistema cone morse.	53
Tabela 6: Tensões Máximas.	48
Tabela 7: Deformações máximas.....	14

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

UFF	Universidade Federal Fluminense
IHEN	Implante Hexágono Externo
ICM	Implante Cone Morse
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CAM	<i>Computer-Aided Manufacturing</i>
STL	<i>Standard Tessellation Language</i>
YTZP	<i>Yttrium Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystal</i>
PPT	Parafuso de fixação transmucoso
PTN	Parafuso transmucoso multi-unit
MEF	Método de elementos finitos
Ti	Titânio
Cr	Cromo
Co	Cobalto
Mo	Molibdênio
MPa	Mega pascal (unidade de tensão)
mm	Milímetro (unidade de comprimento)
N	Newton (unidade de força)
N.mm	Newton x milímetro (unidade de torque)

Resumo

Nos tempos atuais, é de vital importância o conhecimento dos implantes utilizados nas cirurgias dentárias, visto que são utilizados em diversos tratamentos. Existe a constante necessidade de se avaliar os implantes dentários e seus componentes, tendo em vista as frequentes alterações de forma geométrica e propostas de novos sistemas protéticos. Além disso, há um crescente número de fabricantes buscando soluções que muitas vezes estão nos materiais envolvidos ou tratamento de superfície. Neste trabalho, serão avaliados dois tipos de implantes mais utilizados pelos implanto-dentistas, a saber: hexágono externo e cone morse; utilizando a técnica de elementos finitos através do software Ansys Workbench. Buscar-se-á compreender o comportamento de ambos, em situações idênticas, visando determinar o melhor para cada situação. Os resultados encontrados mostraram que olhando do ponto de vista dos implantes, o sistema que sofre menos tensão é o hexágono externo, tanto para 6 quanto 4 implantes, embora o sistema com 6 implantes apresente uma eficiência muito maior. Já do ponto de vista do osso cortical, o melhor sistema seria o hexágono externo (no sistema com 4 implantes, pois o com 6 os valores das tensões são equivalentes), mas novamente, o sistema com 6 implantes apresenta maior eficiência que o sistema com 4 implantes. Contudo, essas tensões não são suficientes para levar todo o sistema à falha.

Palavras-Chave: Implantes Dentários, Hexágono Externo, Cone Morse, Elementos Finitos, Análise de Tensões.

Abstract

By the new days, is greatly important know about implants in dental surgeries because of it's large use in a variety of treatments. There's a constant need to evaluate dental implants and their components, in view of the frequent changes in geometric shape and proposals for new prosthetic systems. Besides, there's a crescent number of manufacturers looking for solutions that are often in the materials involved or surface treatment. In this paper, two types of implants most used by the implantodontists will be evaluated, namely: external hexagon and cone morse; using the technique of finite elements analysis on Ansys Workbench. The idea is to comprehend their behavior, in identical situations, in order to determinate the best one to each situation. The results showed that looking from the point of view of the implants, the system wich suffer less stress is the external hexagon, for both 6 and 4 implants, although 6 implants system is much more efficient. Now looking to the cortical bone, the best system is the external hexagon (in the 4 implants system, because the 6 implants system, the stresses values are equivalent), again, the 6 implants system show more efficient than 4 implants system. However, these stresses are not enough to cause the entire system fail.

Key-words: Dental Implants, External Hexagon, Cone Morse, Finite Elements, Stress Analysis.

1 Introdução

Com o desenvolvimento da raça humana, por conseguinte o desenvolvimento da agricultura, há cerca de 10 mil anos, houve um aumento na incidência de infiltrações bacterianas nos dentes. Nas sociedades do período paleolítico (pré-agrícola), a perda de dentes era incomum. Portanto, uma vez que esses casos começaram a surgir, surgiu também a necessidade de combate a esses problemas. [1]

Os implantes intraósseos têm sua origem histórica, no Antigo Egito. Nessa época, a implantação era feita com o transplante de dentes de pessoas pobres ou escravos, que vendiam voluntariamente seus dentes. Dentes de algumas espécies de animais também eram utilizados. [2]

Com o passar dos séculos e o crescimento dos problemas dentários, veio a necessidade dos povos de se aprimorarem e cada vez mais criar novas formas para resolver esses problemas. Diversos “Tiradentes” foram surgindo com o tempo e após isso, a figura do cirurgião-dentista foi tomando seu lugar, uma vez que novas ferramentas eram criadas, para não só extrair o dente danificado, mas para conseguir reparar o problema.

Uma vez que a prática dos cirurgiões foi evoluindo, diversas formas de implantes, próteses, reimplantes, recolocação de dentes e transplantes foram sendo aprimoradas, visando melhorar a qualidade de vida das pessoas.

Após tantos anos de desenvolvimento e evolução nas práticas dentárias, em 1939 os irmãos Strock desenvolvem parafusos de cromo-cobalto, para serem usados em implantes. Em 1948, Strock projeta um implante rosqueável em dois estágios. A coroa individual e o pino do *abutment* (ou pilar, ou munhão. Componente intermediário, aparafusado ao implante, que tem como função, reter a prótese) somente eram instalados após a completa cicatrização. Cinquenta anos mais tarde, o primeiro implante oculto de Strock ainda funcionava. [2]

Motivação

Logicamente que o desenvolvimento dos implantes e próteses, vem crescendo e se popularizando. Portanto, é cada vez mais necessário investir na melhoria dessas técnicas e processos, buscando qualidade de vida e conforto das pessoas que apresentam essas situações indesejadas.

Uma das soluções largamente utilizadas pela odontologia atual são os implantes dentários, que são uma estrutura de metal ou suportes cirurgicamente posicionados no osso da maxila ou mandíbula, substituindo as raízes dos dentes. Uma vez no lugar, dentes substitutos podem ser adicionados a eles, para manter a estrutura dos dentes e a estética. [3]

Sendo assim, existe a necessidade de se estudar o comportamento dos implantes dentários e seus componentes nos diversos tipos de problemas e situações os quais são submetidos. Neste íterim, este trabalho estudará os efeitos de dois tipos de implantes diferentes (hexágono externo e cone morse) em uma prática dentária chamada protocolo, ou prótese total, variando a quantidade de implantes, identificando os possíveis locais de falha.

1.1 Objetivo Geral

Criar um modelo tridimensional para simulação numérica através do método de elementos finitos de uma maxila com um sistema protocolo implanto suportado em diferentes configurações e com dois tipos de implantes dentários: hexágono externo e cone morse.

1.1.1 Objetivos específicos

Conhecer o comportamento dos dois tipos de implantes mediante alteração do número de implante: quatro ou seis implantes, na sustentação da prótese.

Identificar os possíveis locais de falha de cada sistema.

Determinar qual implante é o mais adequado para cada situação.

2. Revisão da Literatura

2.1 Características do osso humano

O osso humano é uma estrutura formada por tecido ósseo, que é um tecido muito rígido, responsável pela rigidez, abrigar medula óssea e armazenar diferentes micronutrientes. O tecido ósseo é caracterizado por possuir grande presença de cálcio, fibras de colágeno e proteoglicanas. Os ossos são ligados entre si por articulações, constituindo assim o esqueleto humano. [4] [5]

Por ser um tecido extremamente complexo, o osso possui três componentes principais: componente celular, (osteoblastos, osteoclastos e osteócitos) componente mineral e matriz orgânica. [6]

Os ossos são classificados por sua forma: longos, onde o comprimento deles é maior do que sua largura, apresentando pequena quantidade de osso esponjoso nas epífises (parte de um osso longo, que é desenvolvido a partir de um centro de ossificação diferente do corpo do osso) e grande quantidade de tecido ósseo compacto; ossos curtos, que apresentam comprimentos e larguras praticamente iguais, formado por osso esponjoso e com uma camada fina de tecido ósseo compacto; ossos planos ou laminares, formado por duas camadas paralelas de osso compacto e entre essas camadas, osso esponjoso; ossos irregulares onde uma massa formada de osso esponjoso, principalmente, é coberta por uma camada fina de osso compacto. Esse grupo caracteriza-se por seu conteúdo ósseo, não por sua forma; ossos sesamoides que se encontram no interior dos tendões, na extremidade distal (situado na parte mais distante do centro do osso) de ossos longos, protegendo os tendões reduzindo a pressão excessiva sobre os outros tecidos. [4] [5]

Com isso, apresenta-se então a figura 1 que mostra a estrutura do osso e a divisão do mesmo.

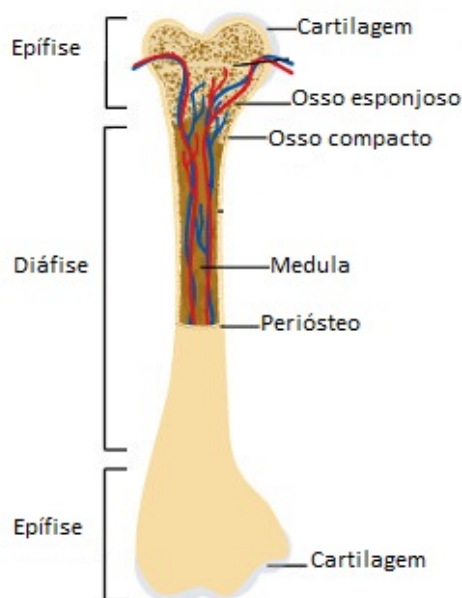


Figura 1: estrutura do osso longo. [7]

Dois tipos de ossos compõem o esqueleto humano: o osso cortical e o trabecular. O osso com maior representatividade é o cortical, que é responsável por 80% da massa esquelética, sendo encontrado como revestimento de todos os ossos do organismo e nas epífises dos ossos longos. A forma microestrutural desse osso, o torna extremamente resistente a curvaturas. [6]

O osso trabecular é encontrado nos corpos vertebrais, nos ossos chatos e nas epífises dos ossos longos. Por ser formado por uma rede de trabéculas interconectadas bastante complexa, ele apresenta uma alta resistência à compressão. [6]

O desenvolvimento do osso, a formação do tecido ósseo ou ossificação, pode ser dada por dois processos: ossificação intramembranosa e ossificação endocondral. [8]

Na ossificação intramembranosa, o tecido surge aos poucos, em uma membrana não cartilaginosa. [8]

Na ossificação endocondral o tecido ósseo é gerado através de uma peça de cartilagem com formato de osso. E gradualmente a cartilagem é destruída, sendo assim gradualmente substituída pelo tecido ósseo. [8]

Pode-se então introduzir a tabela 1, onde são apresentados os ossos mostrando assim sua estrutura, componentes celulares, os tipos de tecidos que possuem, as formas dos ossos e alguns exemplos da divisão dos ossos pela sua forma, como acontece o desenvolvimento dos ossos e alguns problemas clínicos que podem ser desenvolvidos nos ossos. [5]

Tabela 1: Características apresentadas nos ossos. [5]

Estrutura	Ossos cortical - camada externa Tecido ósseo (osso esponjoso) - camadas internas Canal medular - contém medula óssea vermelha (ativa) ou amarela (inativa)
Componentes celulares	Osteoblastos - células formadoras de osso Osteócitos - osteoblastos inativos Osteoclastos - células que reabsorvem o osso
Tipos de tecidos	Ossos compacto (osso cortical) - composto por osteões Ossos trabecular (osso esponjoso) - composto por placas ósseas (trabéculas)
Formas	Ossos longos - úmero, ulna (cúbito), rádio, fíbula (perónio), tíbia, fémur, metacarpo, falanges Ossos curtos - ossos do carpo e do tarso Ossos chatos - alguns dos ossos do crânio, costelas, esterno, escápula (omoplata) Ossos Irregulares - vértebras, íliaco, alguns dos ossos do crânio Ossos sesamoides - patela (rótula)
Desenvolvimento	Ossificação Intramembranosa - ossos chatos: formação do centro de ossificação -> calcificação -> formação de trabéculas -> formação de perióstio Ossificação endocondral - ossos longos: desenvolvimento de um modelo de cartilagem -> crescimento e desenvolvimento do modelo de cartilagem -> desenvolvimento dos centros primário e secundário de ossificação -> formação das cartilagens articulares e placas epifisárias
Relações clínicas	Raquitismo, osteomalácia, osteoporose, tumores, fraturas

2.1.1 Classificação da densidade óssea

O sucesso do implante depende diretamente da estabilidade primária, entre outros fatores. Porém, a estabilidade primária, que consiste na estabilidade mecânica, é obtida através do contato do parafuso com a superfície óssea. [9]

A densidade óssea do local em que será inserido o implante, é um dos fatores que tem influência na estabilidade primária. Essa densidade óssea representa a quantidade e a qualidade do osso onde será colocado o implante. [9]

Fatores hormonais, vitaminas e influências mecânicas alteram o osso. A mandíbula e a maxila possuem diferentes funções biomecânicas. E a vida útil de um implante é significativamente afetada pela qualidade do osso do hospedeiro. [10]

2.1.2 Estabilidades

2.1.2.1 Estabilidade primária

Influenciada diretamente pela qualidade óssea, para a partir daí escolher a geometria do implante e a técnica cirúrgica a ser utilizada, a estabilidade primária é a fixação primária que se consegue quando o implante é inserido. [10]

Ou seja, a estabilidade primária é a fixação e por conseguinte ausência de mobilidade do implante, após ter sido totalmente inserido. A importância desta estabilidade é a mesma da imobilização em fraturas, para que não haja movimento entre as partes e com isso uma perfeita cicatrização da fratura. Logo, ela é extremamente necessária pois quão melhor for a estabilidade primária, melhor será a osteointegração (conexão direta da superfície osso-implante sem a interposição de tecido mole). [10]

2.1.2.2 Estabilidade secundária

A estabilidade secundária, por sua vez, define-se como a fixação obtida durante o processo de cicatrização após a inserção do implante e pela remodelação óssea que ocorre na interface osso-implante, sendo tudo isso consequência do processo de regeneração. [10]

2.1.3 Classificação de Misch

Misch [11] descreveu para quatro tipos ósseos uma classificação bastante abrangente, baseada na classificação de Lekholm e Zarb [12]. Esta classificação de Misch é baseada na espessura da cortical óssea, na espessura da trabécula medular e na constituição. Essa classificação é a mais encontrada na implantodontia. [9]

2.1.3.1 Classificação óssea segundo a densidade

Por Misch [11], pode-se classificar a densidade óssea em quatro grupos, como pode ser visto na tabela 2.

Tabela 2: Densidade óssea [13]

GRAU DE DENSIDADE			
OSSO TIPO I	OSSO TIPO II	OSSO TIPO III	OSSO TIPO IV
			
Osso residual formado por osso cortical homogêneo, possuindo uma espessura de cortical maior.	Osso residual formado por uma camada do osso cortical espesso, circundado por osso esponjoso denso.	Osso residual formado por uma camada do osso cortical espesso, circundado por osso esponjoso denso.	Osso residual formado por uma fina camada de osso cortical, circundado por osso esponjoso de baixa densidade.
Melhor para se fazer carga imediata, porque se tem estabilidade primária, tendo assim uma resistência muito maior.	Ossos 2 e 3 são os melhores para osseointegração, pois apresentam características tanto de osso cortical como esponjoso.	Ossos 2 e 3 são os melhores para osseointegração, pois apresentam características tanto de osso cortical como esponjoso.	
Utiliza-se implante cilíndrico, pois ele tem efeito de corte.	Utiliza-se implante cilíndrico, pois ele tem efeito de corte.	Utiliza-se implante cônico, pois ele tem efeito de compactar.	Utiliza-se implante cônico, pois ele tem efeito de compactar.

Porém, realizando mais tarde uma revisão da literatura, Misch verificou a importância que a densidade óssea no sucesso do implante apresenta e com isso atualizou sua classificação, acrescentando um novo tipo ósseo, D5 e associou números aos tipos ósseos, adicionando também valores a esses tipos, como segue na tabela 3: [14]

Tabela 3: Nova tabela de densidades. [14]

Classificação da densidade óssea de Misch	
OSSO	DENSIDADE
D1	> 1250 UH - Osso cortical denso
D2	= 850 a 1250 UH - Osso cortical espesso, denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior
D3	= 350 a 850UH - Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino
D4	= 150 a 350UH - Osso trabecular fino
D5	< 150 UH - Osso imaturo não-mineralizado

Onde UH é a unidade Hounsfield, unidade utilizada em tomografia computadorizada que representa a unidade medida de um quadrado elementar (pixel). É feita em uma escala de -1000 (ar) até +1000 (osso denso). [15]

Comparando-se à densidade do ar que é aproximadamente 0,00123 g/cm³ à densidade média de um osso que é 1,85 g/cm³, tem-se que um osso denso, UH+1000, é 1504 vezes maior que a densidade do ar.

Como exemplo, tem-se a figura 2 que ilustra cada um dos tipos de ossos classificados segundo sua densidade:

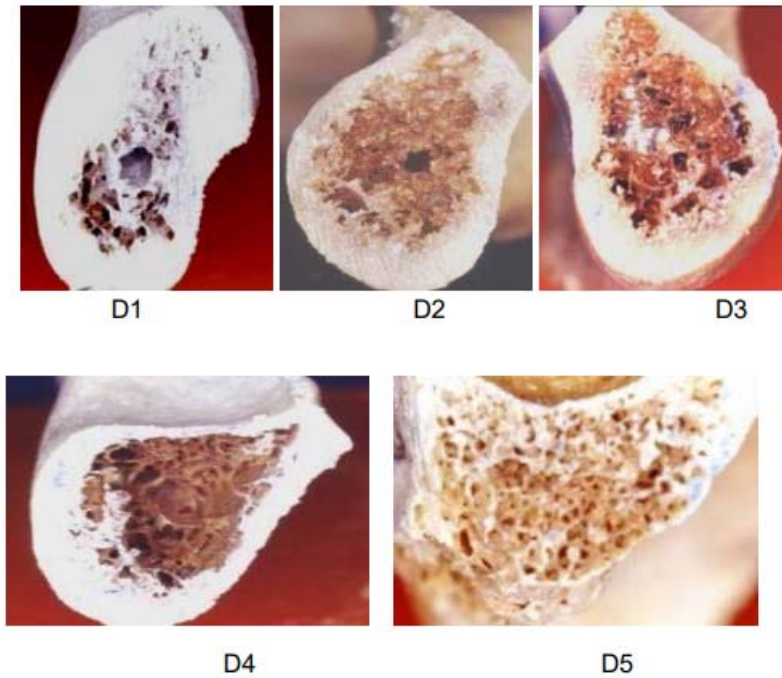


Figura 2: Ossos classificados por sua densidade. [14]

Misch [11] ainda separa os ossos da face pela sua densidade óssea, como mostra a figura 3. [9]

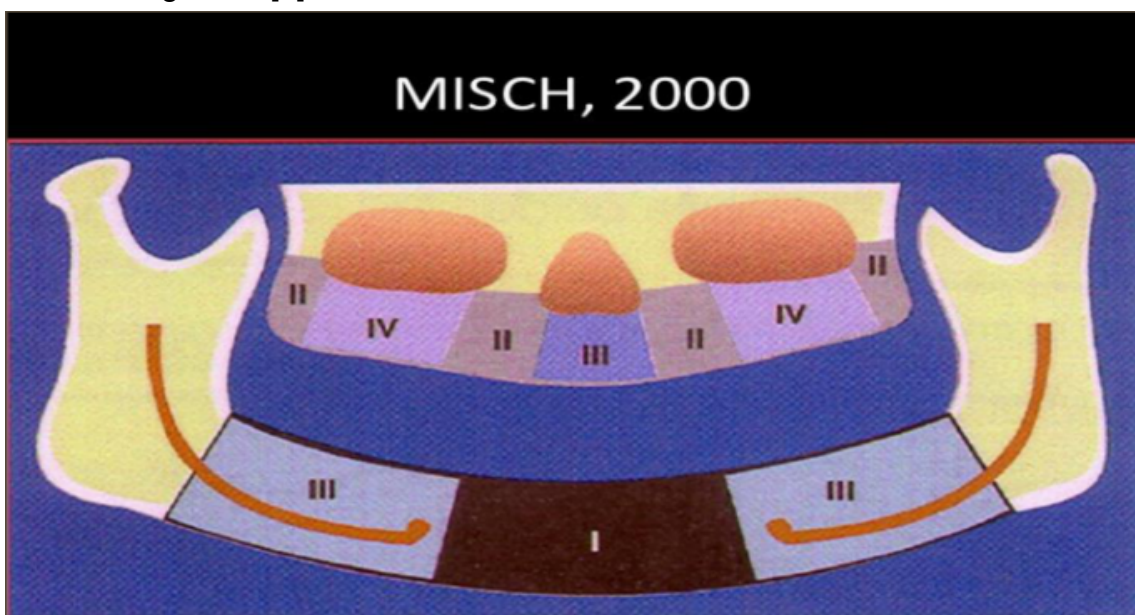


Figura 3: Demonstração da divisão e localização dos diferentes tipos de densidade dos ossos na face. [9]

2.1.3.2 Classificação óssea segundo o nível de reabsorção

O rebordo ósseo alveolar tem a função de alojar as raízes dos dentes e o seu formato depende do posicionamento e da presença dessas raízes. [16]

A partir disso, Lekhomm e Zarb [12] classificaram o nível do rebordo da seguinte maneira: [17]

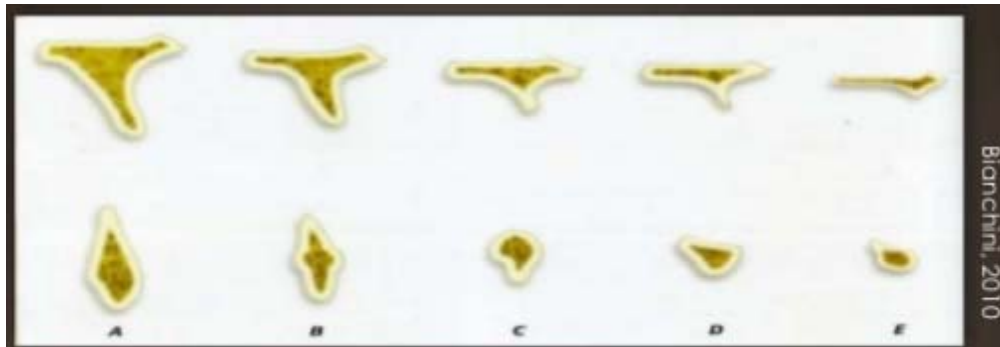


Figura 4: Classificação do rebordo alveolar. [17]

- A → Mínima reabsorção do rebordo alveolar ósseo
- B → Moderada reabsorção do rebordo alveolar ósseo
- C → Avançada reabsorção do rebordo basal ósseo
- D → Reabsorção inicial do rebordo basal ósseo
- E → Reabsorção acentuada do rebordo basal ósseo

Para Lekhomm e Zarb [12], estes fatores de reabsorção determinavam o sucesso, a longevidade e o planejamento para o implante. [17]

2.2 Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos, (MEF) no âmbito da engenharia de estruturas tem como objetivo determinar o estado de deformação e tensão de um sólido, devido a ações exteriores. [18]

A análise dos meios contínuos, antes do advento do MEF, era feita através da resolução direta de sistemas equações de derivadas parciais, com suas respectivas condições de contorno, responsáveis por reger o fenômeno. [18] Muitos métodos foram desenvolvidos para tentar suprir a necessidade que surgia, porém, somente na década de 60, com o grande desenvolvimento que o MEF teve e com a “banalização” da utilização do computador para em tais práticas, o MEF passou a ser largamente utilizado uma vez que podia analisar geometrias arbitrárias, constituídas por múltiplos materiais e podendo adicionar qualquer tipo de carregamento. Esse avanço foi tão significativo, que acabou por substituir diversos outros métodos anteriormente utilizados. [18]

O MEF nada mais é do que a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, que possuem as mesmas propriedades do meio original. Equações diferenciais descrevem esses elementos, que são resolvidos por modelos matemáticos, a fim de que se obtenham os resultados desejados. [19]

O estudo de estruturas através do método de elementos finitos necessita de algumas informações necessárias que são extraídas através de modelagem geométrica, onde é feito um modelo matemático do objeto de estudo. Em geral, isto é feito em um programa de computador, que possui a capacidade de produzir um modelo matemático da estrutura utilizada. Após a produção do modelo matemático, subdivide-se esse modelo em elementos interconectados por nós, posicionados no espaço através do sistema de coordenadas X, Y, Z. Esses nós, tem como função ser a ponte de informação que será passada entre esses elementos. Cada ponto conectado tem um certo grau de deslocamento que pode ocorrer nas três direções. Se dá o nome de malha, ao resultado desse conjunto, como mostrado na Figura 5. Designa-se também as propriedades dos materiais para a criação dessa malha. Os planos utilizados para análise e avaliação dos

resultados, em modelos tridimensionais são: coronal, relacionado ao eixo X, sagital, relacionado ao eixo Y e axial, relacionado ao eixo Z. [20] [21]

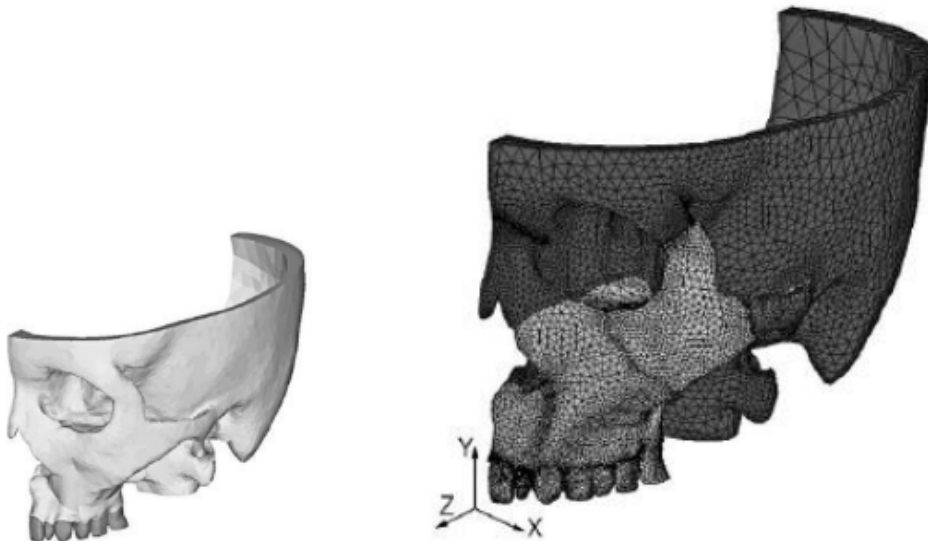


Figura 5: Criação de malha em modelo 3D. [21]

Para que o programa possa resolver o sistema de equações, ele precisa de algumas propriedades dos materiais envolvidos. Essas propriedades são: Módulo de elasticidade, que é a relação entre o esforço específico e a elongação específica. Em geral, obtém-se esse valor mediante ensaio de tração ou compressão. Basicamente, o módulo de elasticidade é o grau de elasticidade de um material. Isso quer dizer que quão maior o módulo de elasticidade, para uma dada força aplicada no material, menor será a deformação linear do mesmo. A outra propriedade necessária é o coeficiente de Poisson, que se define pela relação, quando se aplica uma carga em um corpo, entre o sentido da aplicação da carga e a deformação do corpo no sentido contrário. Isso significa que quando se aplica uma força ao longo do eixo X de um material, tem-se, por conseguinte, deformação nos eixos Y e Z. [20] [22]

2.2.1 Método de Elementos Finitos na Odontologia

Há algum tempo o MEF é utilizado em experimentos relacionados à odontologia, apresentando com isso uma grande importância em diversas especialidades. [19]

O efeito das forças aplicadas aos dentes é de grande interesse para estudos científicos e pode ser encontrado em diversos trabalhos, com metodologias diversas. Destacam-se as principais metodologias utilizadas: modelos matemáticos analíticos; métodos convencionais para análise de tensões, como modelos fotoelásticos e estudos com laser holográfico; análises experimentais em humanos e/ou animais e análises matemáticas como MEF. [19]

Devido à incapacidade de criar modelos físicos semelhantes às estruturas dentárias, uma vez que reproduzir o modelo de cada paciente seria muito complicado, pela diversidade de substâncias que compõem os dentes, irregularidade de seu contorno etc. apresentaria um alto custo. Portanto, faz-se uso do MEF. Isso acaba se tornando uma das principais características do MEF, que é a análise de estruturas complexas e a biomecânica envolvida, permitindo com isso a solução de problemas encontrados no tratamento ortodôntico. Logo, pode-se modelar e analisar os esforços em qualquer estrutura do complexo dentomaxilofacial. [21]

2.3 Prótese Total Fixa

Prótese total fixa, ou prótese tipo protocolo, é a prótese utilizada para reabilitação de paciente edentado total (completamente sem dente em uma arcada). Essa utilização, foi a primeira modalidade de tratamento introduzida com implantes ósseointegrados. Uma vez que se tinha como objetivo inicial o de superar o desafio fazer com que as próteses inferiores se tornassem mais estáveis, melhorando com isso a qualidade de vida dos pacientes edêntulos, logo, o fator primordial era a funcionalidade. [23]

Os pacientes tem grande preferência pelas próteses totais fixas implanto suportadas, principalmente por proporcionarem maior conforto e eficiência mastigatória, menos manutenção e reparo, além de eliminar o caráter removível das overdentures, melhorando assim o psicológico dos pacientes. [24]

A prótese tipo protocolo definida por Branemark é o modelo clássico para próteses implanto suportadas e implanto retidas. A prótese definida por Branemark é caracterizada pela utilização de 4 a 6 implantes na região da mandíbula. Já na maxila, recomenda-se a utilização de 6 a 8 implantes, como mostrado na Figura 6 e 7, colocando-se na parte protética uma infraestrutura metálica e uma base de resina, para fazer a união aos dentes. [24]



Figura 6: Instalação de barras sobre 8 implantes. [24]



Figura 7: Exemplo de implante total em maxila. [24]

Desenvolveu-se então, devido aos trabalhos propostos, uma fórmula para a instalação das próteses fixas: cinco implantes localizados entre os forames mentonianos (abertura no mento, queixo, situada abaixo do segundo pré-molar)

para com isso, suportar uma prótese de dez a doze dentes. Porém, essa fórmula não considera a forma do arco, comprimento do cantilever (continuação de uma barra que está ligada a um implante, apenas em um dos lados), as diversas forças oclusais e o comprimento dos implantes. Pode-se aplicar o mesmo ao tratamento da maxila, porém com a condição de que seis ou mais implantes deveriam englobar o ponto de partida para a prótese fixa. [23]

A experiência clínica indica que um osso medular que possa ser pouco texturizado, apresenta uma resposta de osseointegração debilitada. Consequentemente, é extremamente necessário que se defina bem os melhores lugares para fixar os implantes, até porque o carregamento individual será definido posteriormente. A fórmula citada anteriormente (sobre a quantidade de implantes utilizados para mandíbula e maxila) foi feita a partir de experiências clínicas acumuladas ao longo do tempo. E ela tem gerado grandes resultados nos tratamentos. Além de que, essa fórmula tem sido melhorada com o auxílio da tecnologia, melhorando cada vez mais sua utilização e ampliando a variedade de implantes. [23]

Alguns fatores são bastante importantes na indicação do tipo de prótese, como: distância vertical entre as arcadas, grau de envolvimento da perda de tecido suporte, distribuição e quantidade dos implantes, com isso, os arcos totalmente edêntulos podem ser restaurados com próteses metaloplásticas ou metalocerâmicas. Uma ótima alternativa para as próteses metalocerâmicas (que envolve técnicas mais difíceis para a confecção, maior número de implantes, um planejamento mais cuidadoso) são as próteses cerâmicas, por apresentarem uma excelente biocompatibilidade e estética. Utilizar cerâmicas estabilizadas por óxidos metálicos, a zircônia por exemplo, faz com que essa cerâmica apresente excelentes propriedades mecânicas e com isso, abrem novas possibilidades e opções de tratamento, aumentando, portanto, a utilização deste material. Como amostra, tem-se a Figura 8, com uma prótese de zircônia antes de ser aplicada a matriz de silicone, dando a aparência mais estética, como mostrado também na Figura 9. [24]

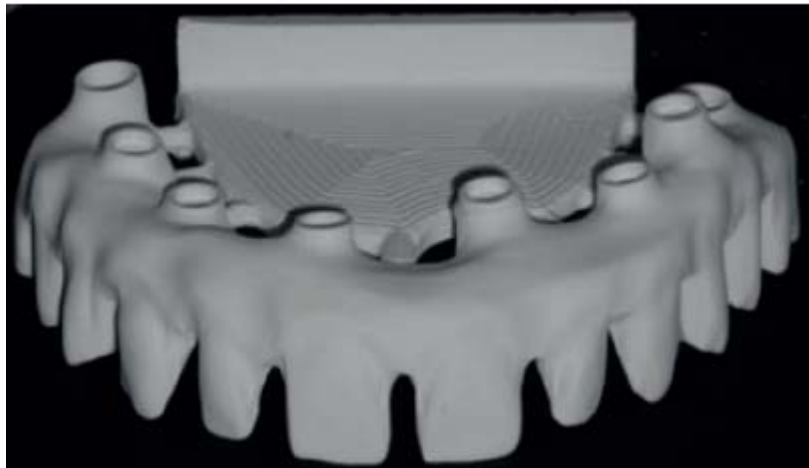


Figura 8: Prótese em zircônia. [24]



Figura 9: Matriz de silicone aplicada à prótese. [24]

A fabricação de próteses fixas de dióxido de zircônia foi facilitada pela evolução das tecnologias CAD/CAM. Pode-se encontrar diversos sistemas no mercado, dependendo apenas da necessidade do utilizador. [24]

Estruturas de reabilitação para uma arcada completa podem ser reproduzidas com alta precisão ao se utilizar o CAD/CAM sendo tão precisas essas reproduções, que os pequenos desajustes de medida apresentados são clinicamente aceitáveis, verificou Katsoulis. [24] [25]

Após estudos, tem-se avaliado que as complicações associadas às próteses implantossuportadas estão relacionadas aos implantes (afrouxamento ou fratura de parafuso, pilar de cicatrização) e às próteses (fratura do dente). Carlson e Carlsson [26], em seu estudo, abordaram as complicações que poderiam ocorrer em tratamentos com implantes dentários, mostrando que,

embora haja uma grande variedade, a mais frequente está relacionada à resina acrílica, somado também ao ajuste da superfície oclusal dos dentes. [27]

Por ter um maior índice de complicações relacionadas às próteses de resina acrílica, tudo aponta para a substituição deste material por porcelana ou metal. Porém, teoricamente, a tensão mastigatória tem uma absorção favorecida em dentes e supraestruturas em resina acrílica, fazendo com isso que a interface implante/osso seja protegida. [27]

De acordo com Duyck [28], diversos fatores podem influenciar a distribuição de forças. Entre esses fatores encontram-se: número, distribuição e inclinação de implantes; qualidade óssea; deformação presente na mandíbula; e desenho e rigidez da estrutura da prótese. [27]

Portanto, empregando-se então critérios de diagnóstico e planejamento, bem definidos, associado a técnicas protéticas e cirúrgicas cientificamente embasadas, o sucesso a longo prazo dos tratamentos reabilitação de pacientes edentulos se torna muito maior. [27]

3 Materiais e Métodos

Ao se utilizar o MEF, é importante que os modelos computacionais possuam a maior quantidade de detalhes possível. Uma vez que se trata de uma reprodução de algo biológico, quanto mais próximo da realidade, melhores os resultados encontrados. Porém, nem sempre se pode manter essa geometria tão próxima à realidade e certas simplificações necessitam ser feitas. [29]

Por si só, os modelos aplicados à odontologia já são complexos devido às condições geométricas presentes. Segundo Geng, Tan e Liu [29] a precisão do modelo geométrico a ser utilizado no MEF é afetada por alguns pontos muito importantes. Estes pontos são: Interface implante e osso; propriedades dos materiais envolvidos; detalhada geometria a ser utilizada, tanto do osso, dentes etc., quanto dos implantes e condições de contorno. [30]

3.1 Modelamento das Geometrias

A manipulação cuidadosa dos modelos tridimensionais é muito importante, uma vez que a falta de cuidado pode deformar as estruturas, ou deixá-las longe da realidade, não retratando assim o funcionamento biológico das mesmas. Por isso, o processo de obtenção de cada estrutura será dividido, para melhor compreensão.

3.1.1 A Maxila

A maxila é uma estrutura muito importante do crânio, que está envolvida na formação da órbita, nariz e palato, suporta os dentes superiores e tem importante função na mastigação. Ela é constituída por um corpo e suas 4 projeções denominadas apófises. Essas apófises são subdivididas em: frontal, zigomática, palatina e alveolar. Porém nesse estudo serão utilizados somente os processos palatino e alveolar, como mostrados nas Figuras 10 e 11. [31]

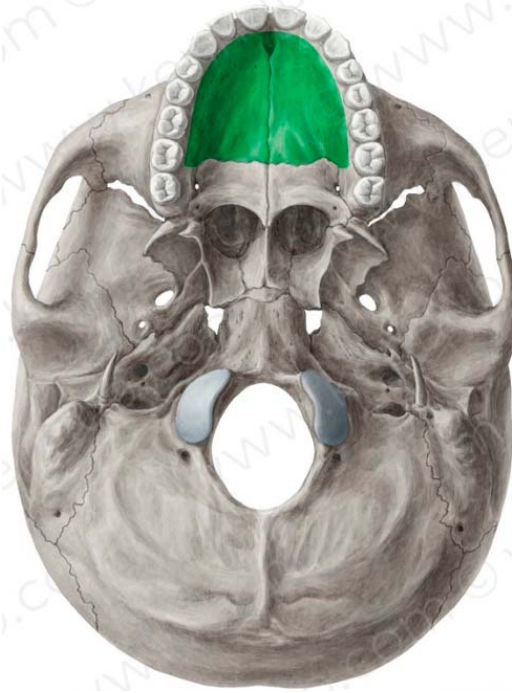


Figura 10: Processo palatino da maxila. [31]



Figura 11: Processo alveolar da maxila. [31]

A maxila a ser utilizada para este trabalho foi obtida através de uma tomográfica computadorizada que consiste na criação de uma imagem 3D da área desejada. Nesse caso, foi feita para conseguir a imagem da maxila, que é obtida através do processamento por computador. Essa geometria foi adquirida através do site Biomechanica na odontologia [32] que estão disponíveis para utilização de pesquisas. Estas já estão aprovadas pelo comitê de ética para fins de publicação. A maxila foi adquirida no formato parasolid (formato de exportação do arquivo), mas tem compatibilidade com o programa SOLIDWORKS, que é uma excelente ferramenta de manipulação e criação de geometrias tridimensionais. Após ajustes, esta geometria foi importada para o software Ansys workbench com a finalidade de simulação. As Figuras 12 e 13 mostram as vistas superior e inferior desta maxila utilizada.

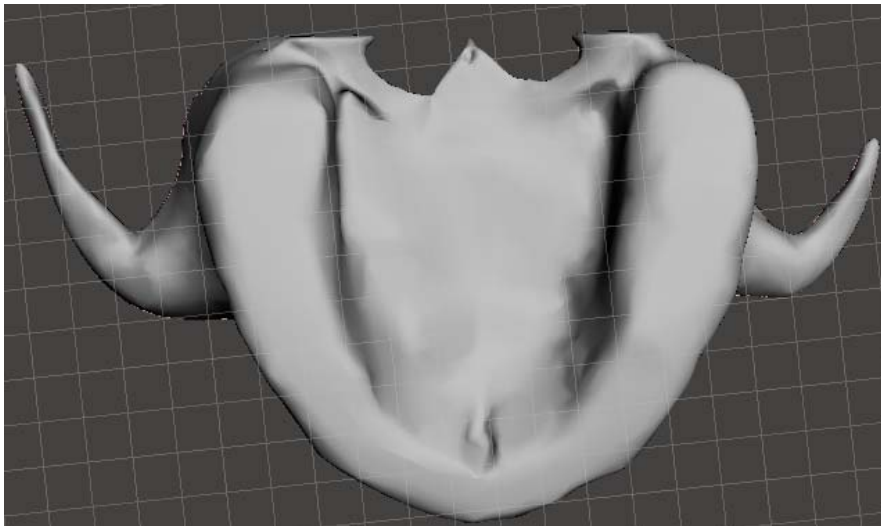


Figura 12: Vista superior da maxila no SolidWorks.

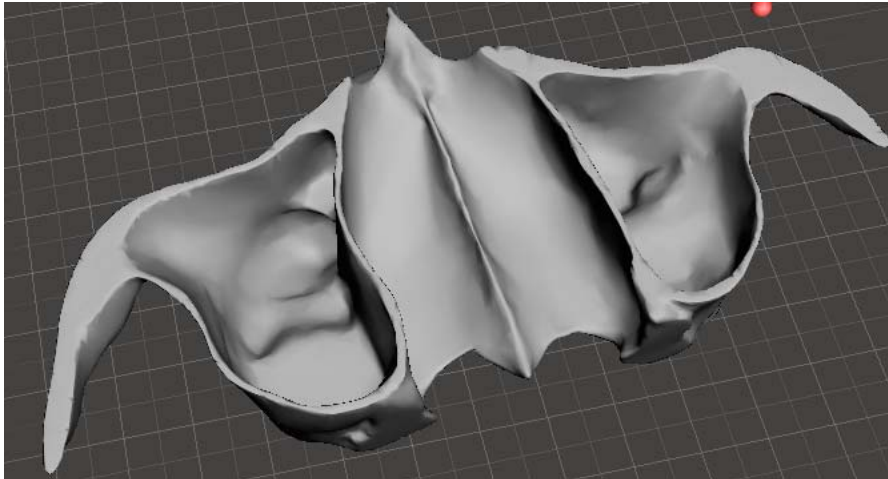


Figura 13: Vista inferior da maxila.

3.1.2 A Prótese

As próteses dentárias são aparelhos utilizados para substituir dentes ausentes, podendo substituir desde um dente até todos os dentes. Existem dois tipos principais de próteses: próteses totais ou parciais. Que por sua vez se subdividem em fixas ou removíveis. [33]

A principal função da prótese é a recuperação estética e funcional do paciente. Ela que recebe os esforços referentes à mastigação, transferindo esses esforços para os componentes até que cheguem aos implantes, que por sua vez, transferem esses esforços ao osso. [30]

A obtenção da prótese foi através do site GrabCAD, onde a geometria foi disponibilizada e o autor do arquivo afirma que esta geometria foi obtida através de um escaneamento tridimensional de sua própria arcada dentária. Uma vez que o site GrabCAD [34] não é uma fonte de pesquisa científica, verificaram-se então, as dimensões desta arcada em comparação aos valores utilizados como referência por Lehmann [35] e constatou-se convergência nos resultados, possibilitando assim, a utilização desta geometria. [30]

A Figura 14 e 15 mostram a prótese pronta para ser utilizada, em suas vistas superior e frontal.

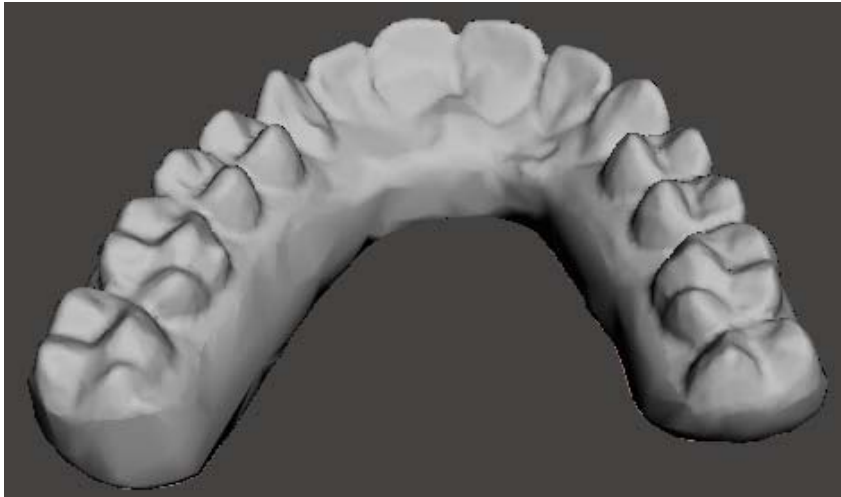


Figura 14: Vista superior da prótese.



Figura 15: Vista frontal da prótese.

Esta geometria foi obtida no formato STL, que usa diversos triângulos ligados entre si, para recriar a geometria de superfície de um modelo sólido. Uma maior quantidade de triângulos indica uma maior resolução do objeto de estudo. E quanto maior a quantidade de triângulos, maior o tamanho do arquivo e maior a resolução deste. [36]

Pode-se ver, portanto, na Figura 16 como fica a prótese no formato STL, como são os triângulos que formam a “casca” dessa geometria.

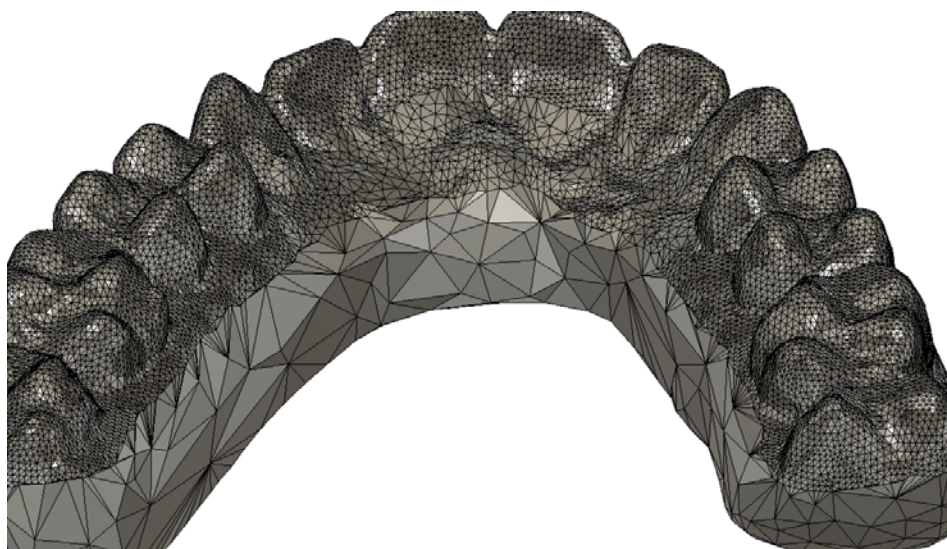


Figura 16: Triângulos que formam a prótese, em STL.

Por estar no formato STL, a prótese necessita de uma atenção especial, pois uma vez que o arquivo STL forma apenas a superfície do objeto, isso faz com que ao importar para o SolidWorks, tenha-se somente a “casca” da prótese, sendo esta oca por dentro. E para o objetivo do trabalho, não se pode trabalhar com essa geometria oca, pois precisa-se que ela seja maciça para ter contato com as barras utilizadas e os componentes dos implantes.

Logo, o que se fez para transformar o arquivo STL em um arquivo que poderia ser utilizável no SolidWorks foi importa-lo para um outro programa chamado Autodesk Fusion 360 (versão), que é um free software disponibilizado pela AutoDesk [37] e que tem como função, manipular as geometrias tanto referente à sua superfície, quanto à malha a ser gerada nela, quanto à sua estrutura interna. No caso deste trabalho, este software foi utilizado para transformar esta geometria que possuía somente a superfície externa em uma geometria sólida.

3.1.3 Os Implantes e Seus Componentes

O implante hexágono externo sempre foi largamente utilizado, por ser bastante versátil, sendo um clássico modelo para quadros cirúrgicos simplificados, seguros e viáveis. Universalmente adequado para todos os tipos

de ossos, alta resistência mecânica, aplicação de força sem danificar conexão externa, maior preservação dos tecidos ósseos na interface do implante, devidos a um procedimento menos traumático. [38]

Já o implante cone morse é um modelo de implante mais atual que apresenta maior facilidade para seguir o fluxo de trabalho do tratamento, acessibilidade econômica, procedimentos e protocolos de perfuração mais curtos, apresentando também grande estabilidade óssea, preservando o tecido peri-implantar, melhor distribuição das forças, melhores resultados em termos de manutenção dos tecidos peri-implantares, a interface cônica apresenta melhor resultado referente à estabilidade do pilar e oferece maior resistência que outras conexões internas. [38]

Os implantes podem ser dispostos de diversas formas/configurações no tratamento de pacientes edêntulos, mas como definido por Branemark, utiliza-se de 6 a 8 implantes distribuídos na maxila. Partindo deste princípio e com o propósito de comparação, neste trabalho foram utilizados 6 implantes em 2 estudos e 4 implantes em outros 2 estudos, sendo eles divididos em: um estudo com 6 implantes hexágono externo, um com 6 implantes cone morse, um com 4 implantes hexágono externo e o último estudo com 4 implantes cone morse.

Essas geometrias utilizadas foram disponibilizadas pela empresa Emfils, uma das principais empresas de implantodontia do Brasil, atuante há vários anos no mercado. Por meio de um projeto de pesquisa enviado à empresa, solicitou-se que a empresa cedesse alguns implantes e componentes protéticos mais comumente utilizados, em arquivos em formato CAD (*computer aided design*) para serem utilizados neste estudo.

Segundo a Empresa Emfils, esses implantes podem ser utilizados também até uma inclinação de até 25° no eixo de inserção, por isso não houve necessidade de utilizar um minipilar angulado uma vez que a angulação dos implantes é de 24°.

A Figura 17 mostra o implante hexágono externo com seus componentes, montados. A Figura 18 mostra uma vista explodida dessa montagem, apontando cada um dos componentes utilizados nesse sistema (pilar calcinável, parafusos de fixação, transmucoso e o próprio implante), já a Figura 19 mostra somente o

implante hexágono externo. Na Figura 20 tem-se a montagem do sistema cone morse, na Figura 21 tem-se a vista explodida do sistema na Figura 22 tem-se somente o implante cone morse.

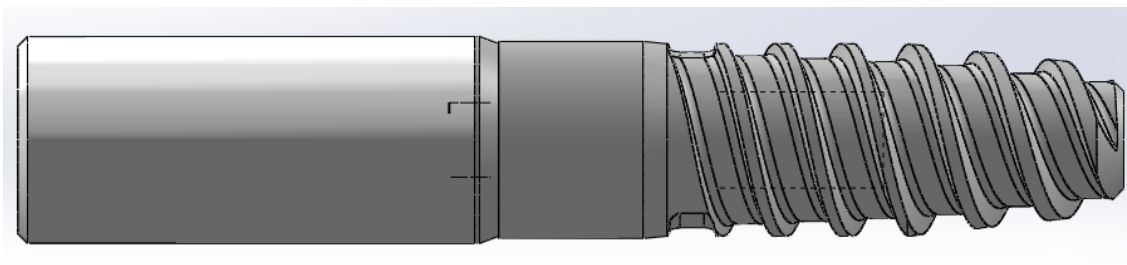


Figura 17: Implante hexágono externo e seus componentes.

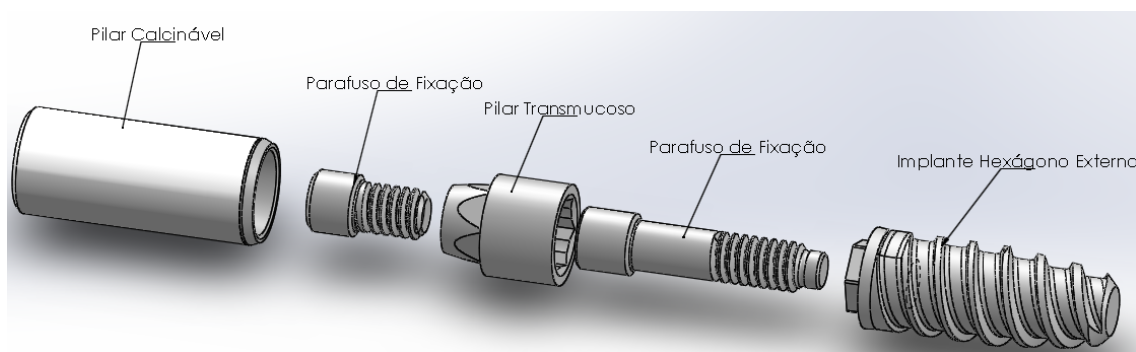


Figura 18: Vista explodida do implante e seus componentes.

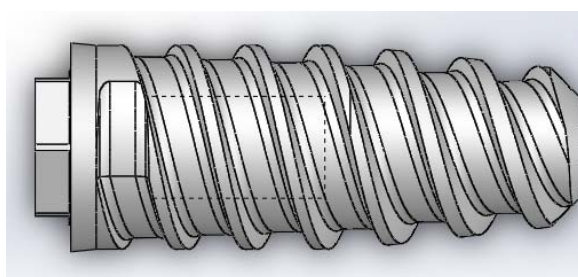


Figura 19: Implante hexágono externo.

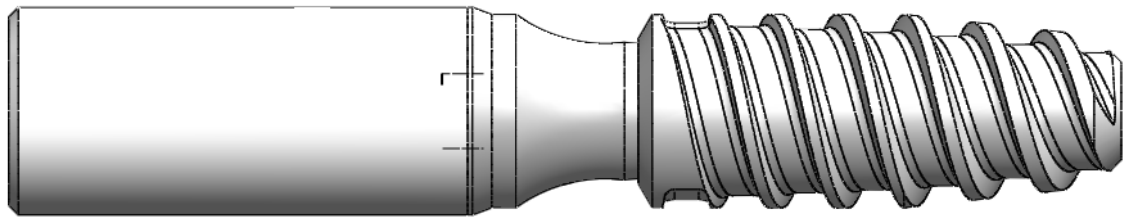


Figura 20: Implante cone morse.

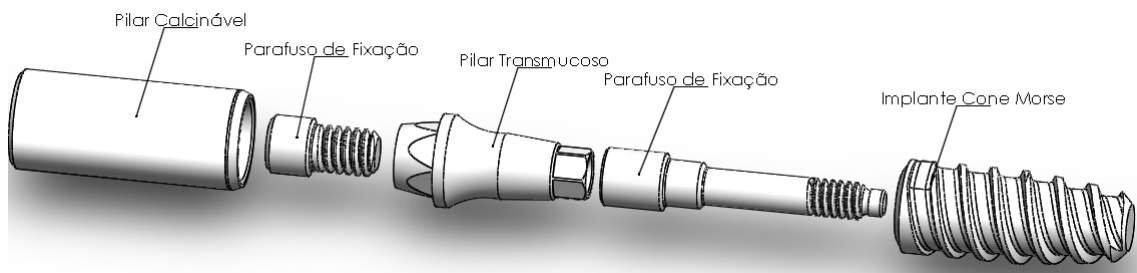


Figura 21: Vista explodida do implante e seus componentes.

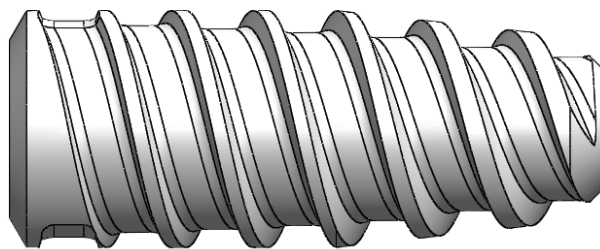


Figura 22: Implante cone morse.

Esses pilares calcináveis utilizados, são constituídos por uma base plástica e uma barra em liga de cromo-cobalto.

3.1.4 As Barras

As barras foram confeccionadas no SolidWorks, conforme instrução da empresa Emfils, pelo dimensionamento necessário para ser compatível com os implantes e conforme a necessidade do sistema. As barras ficaram como mostra a Figura 23.

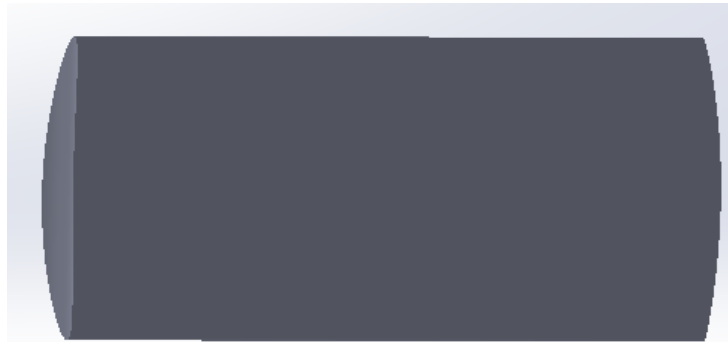


Figura 23: Barra utilizada na montagem.

Embora o sistema mostre barras seccionadas, ao montar o modelo fez-se com que todas elas junto dos componentes fossem uma peça só.

3.2 A Montagem dos Modelos

Após a manipulação da geometria nos softwares anunciados anteriormente, obteve-se as geometrias sólidas de todas as peças, que foi a parte mais complicada, por ter demandado bastante tempo para encontrar esses softwares de conversão e encontrar o caminho do trabalho, porém todas as peças foram convertidas e formatadas para completar o trabalho. Com as geometrias sólidas e disponibilizadas, algumas ainda não estão perfeitas para ser utilizadas no SolidWorks para a montagem do sistema completo, uma vez que apresentam uma quantidade gigantesca de vértices e triângulos, fazendo com que a malha a ser gerada futuramente, para a análise por MEF, seja muito grande e tornando assim o tempo de processamento muito grande, é necessário utilizar um novo software para diminuir essa quantidade de triângulos e vértices. Então, exporta-se este novo arquivo para um novo software free também, chamado Meshmixer (versão 3.5), disponibilizado também pela AutoDesk [39]. Neste software, pode-se após alguns passos simples, diminuir a quantidade de triângulos e vértices nas geometrias, para com isso diminuir o tempo de

processamento. Após essa diminuição na geometria, todas as peças foram importadas para o SolidWorks para efetuar a montagem do sistema e complementar algumas necessidades.

O primeiro passo então, a ser feito, foi o de posicionar os implantes na maxila. O posicionamento dos implantes foi: 1 em cada incisivo lateral, 1 em cada primeiro pré-molar e 1 em cada primeiro molar, dando um espaçamento de um dente entre cada implante. Já no sistema All-On-Four, se manteve da mesma forma, porém tirou-se os implantes que estariam nos primeiros molares. Os implantes foram posicionados perpendicularmente à base da maxila, com exceção dos dois implantes localizados sob os incisivos, pois uma vez que a maxila não possuía capacidade óssea suficiente para receber esses dois implantes posicionados perpendicularmente, portanto esses dois implantes sofreram uma angulação. Uma vez que a empresa afirma que esses implantes podem ser utilizados com até uma angulação de 25° sem a necessidade de um componente angulado, logo, não haveria problema algum em posicioná-los com a angulação necessária, uma vez que essa foi menor que 25°.

Após o posicionamento dos implantes, efetuou-se uma operação de booleana de subtração que constitui em subtrair material da maxila, para que nesse espaço só exista o implante. Ficando como na Figura 24.

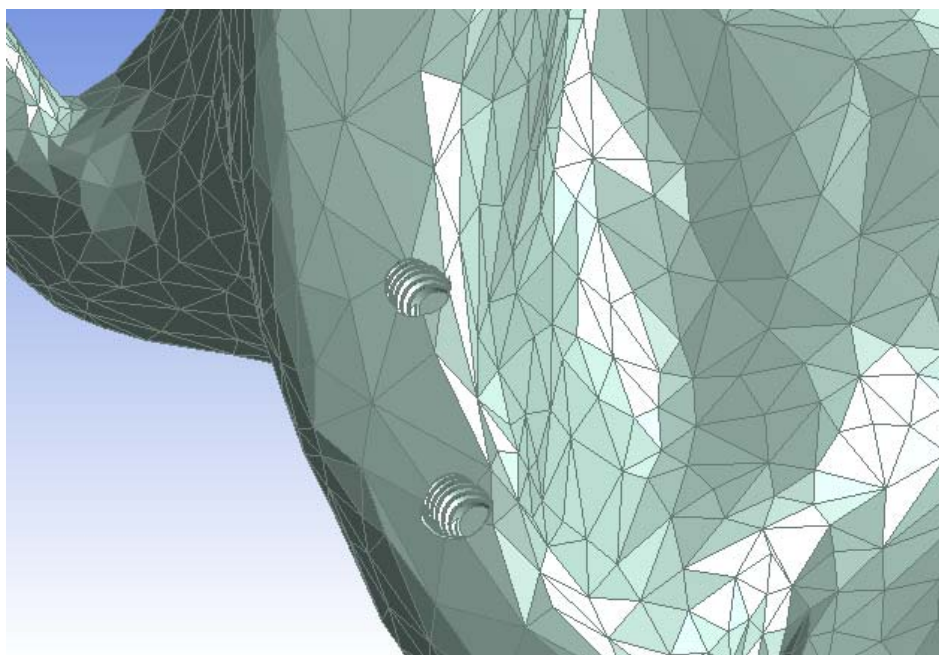


Figura 24: Booleana de subtração, extraindo material da maxila, para dar lugar ao implante.

Tendo então, os implantes sido devidamente posicionados, posicionou-se em seguida as barras que ligam os implantes, como mostra a Figura 25.

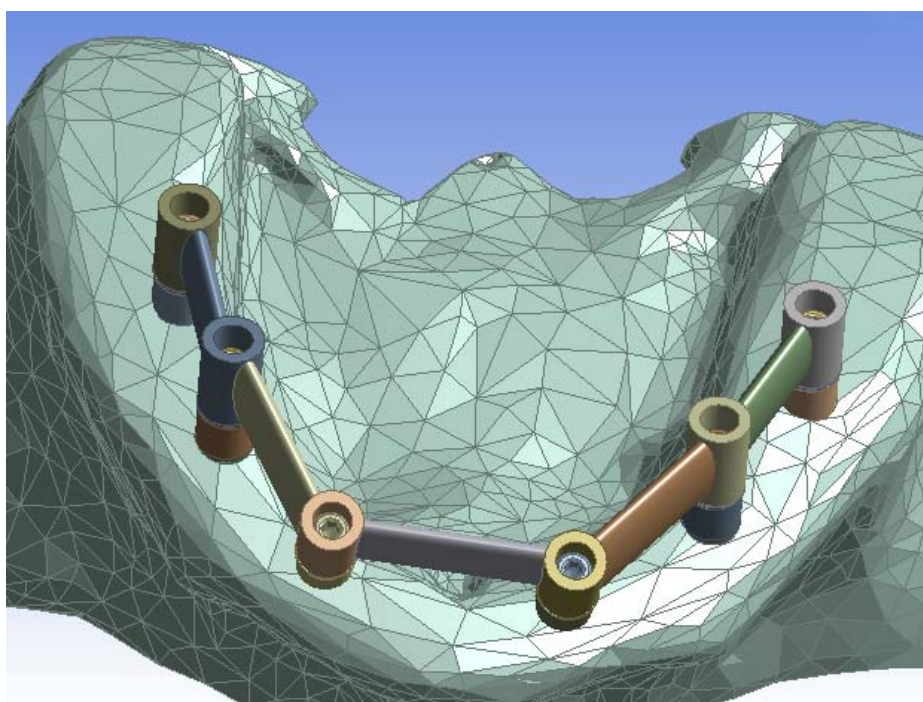


Figura 25: Barras posicionadas entre os implantes, ligando-os.

Em seguida posiciona-se a prótese sobre os implantes e realiza-se outra operação de booleana de subtração para extrair material da prótese, para dar lugar aos componentes e às barras.

O sistema completo consiste na maxila com os implantes, estes afixados na maxila, com a prótese acima dos implantes, com as barras e alguns componentes internos a ela. Esta montagem completa pode ser vista nas Figuras 26 e 27.

A figura 26 mostra a montagem completa, em vista frontal. Já a Figura 27, com uma vista lateral em corte, mostra como ficaram sólidas as geometrias e como a barra está no interior da prótese, ambas formando uma única peça após a operação booleana.



Figura 26: Sistema completo.

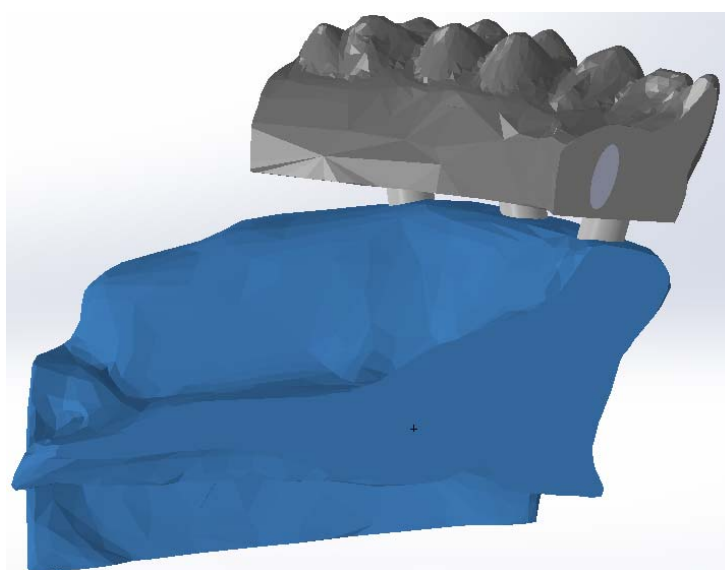


Figura 27: Corte vertical, mostrando o interior das peças e a união da barra com a prótese.

3.3 Propriedades dos Materiais Utilizados

Os materiais utilizados foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, características consideradas por Yalug [40], Verri [41], Alencar [42], Fayaz [43], Ermen [44], Jager; Pallav; Feilzer [45] e Liu [46], de forma geral, boas aproximações para retratarem a realidade. [30]

As propriedades do osso cortical foram definidas como isotrópicas, por desconhecer estudos que visassem determinar qualquer anisotropia e as propriedades em diferentes regiões da maxila, da mesma forma que existem estudos a respeito da mandíbula, onde foi quantificada essa anisotropia através do trabalho de Schwartz-Dabney e Dechow [47]. Após isso, outros estudos foram realizados, considerando a anisotropia do osso cortical. [30]

As propriedades mecânicas dessas geometrias utilizadas, foram obtidas através da literatura. [40][48]

As propriedades dos implantes e seus componentes, foram obtidas através da própria empresa Emfils, que disponibilizou os materiais. Os implantes e os parafusos utilizam a liga de titânio 6Al-4V ELI (ASTM F136), que é largamente utilizada [46][49][50][51][52] em aplicações médicas, por suas excelentes características, possuindo altos valores de resistência à tração e escoamento. [30]

Já o pilar calcinável, também disponibilizado pela Emfils, é dividido em duas partes: uma base plástica de polioximetileno ou poliacetal (POM) e um componente de liga de cromo-cobalto (ASTM F1537). Por ser calcinável, acontece que no processo de fabricação da barra completa, obtenha-se uma única estrutura que engloba as barras e esses pilares, com a base que não é mais plástica e o componente de liga. Uma vez que as barras utilizadas pela empresa para o processo de fabricação do sistema, também são barras de liga cromo-cobalto, a união de todo esse material nesse processo de fabricação, gera uma barra completa em uma liga de cromo-cobalto.

A prótese tem como material utilizado a cerâmica à base de zircônia (Y-TZP zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio) que é um sistema que

tem se destacado dentre os outros materiais utilizados para próteses, uma vez que apresenta excelente desempenho mecânico, oferecendo biocompatibilidade e alta durabilidade. [53]

As propriedades mecânicas da cerâmica Y-TZP foram obtidas através do catálogo da empresa Superior Technical Ceramics Corp. [54]

A tabela 3 traz as propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

Tabela 3: Propriedades dos materiais.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)
Osso Cortical	13,7	0,30
Osso Medular	1,37	0,30
Ti6Al-4V ELI	120	0,31
Y-TZP	210	0,30
Cromo-Cobalto	220	0,29

3.4 Geração de Malha e Contatos

Por padrão, o tipo do elemento utilizado pelo Ansys é o SOLID187 que é um elemento tridimensional com formato tetraédrico quadrático que apresenta 10 nós por elemento e cada um deles com três graus de liberdade (translação em x, y e z). Este elemento é bastante utilizado para modelagem de geometrias irregulares.

Para a construção da malha, algumas funções foram necessárias para deixar o tempo de processamento menor, porém sem prejudicar os resultados a serem adquiridos. Inicialmente, gerou-se algumas *Virtual Topology*, ou topologia virtual, que faz com que o programa pegue uma área da geometria, definida pelo operador, e entenda que essa superfície é lisa, não possui detalhes que gerariam

elementos muito pequenos. Logo, esse recurso foi utilizado em áreas que não teriam grande impacto nos resultados. Para ter controle da malha nas geometrias, também utilizou-se o recurso *Body Sizing*, que serve para garantir uma boa interação entre as peças, onde se pode controlar o tamanho máximo dos elementos, para não ter discrepância de elementos, onde se tem um muito pequeno próximo a um muito grande, o que também é influenciado pelo *Growth Rate*, taxa de crescimento, do elemento. Que se manteve o padrão do Ansys que é de 1,2. Com isso, pode-se ter um bom controle da malha a ser criada. Todos os contatos, entre os ossos, implantes e prótese foram analisados, uma vez que o próprio Ansys cria os contatos, por serem geometrias muito próximas umas das outras, o programa pode considerar algum contato que porventura não exista. Portanto cada contato gerado pelo programa foi analisado e os contatos que não existiam, mas foram criados pelo Ansys, foram deletados para não haver nenhuma interferência. Além disso, todos esses contatos foram considerados *bonded*, ou seja, todos colados.

Embora sejam 4 modelos, as diferenças entre eles são somente a quantidade de implantes e o tipo de implantes. Portanto, os processos utilizados foram feitos em todos os modelos da mesma forma para que não houvesse também diferenciação na simulação. Portanto, a média de elementos nos modelos foi de 400.000 e a média de nós foi de 700.000.

As figuras 28, 29, 30 e 31 mostram as malhas de cada uma das geometrias, como elas ficaram. E a figura 29 também mostra como fica a superfície após a utilização do recurso *Virtual Topology*, localizada no palato.

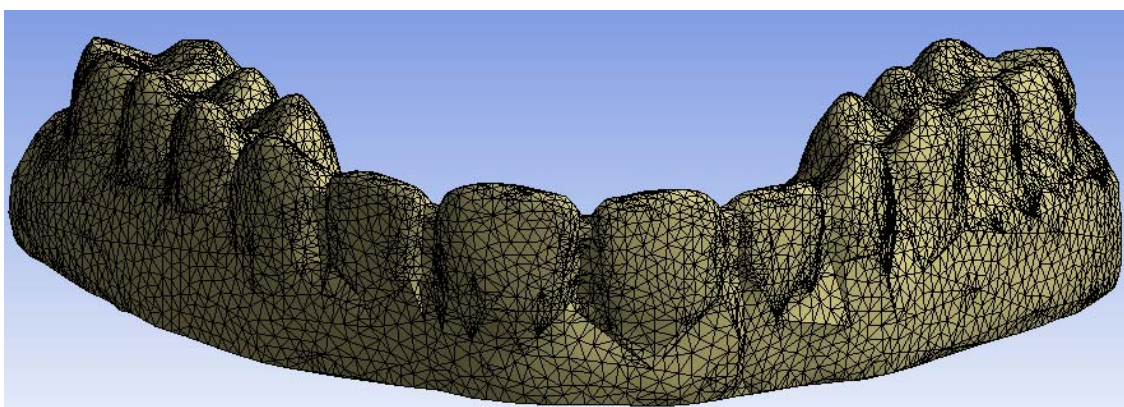


Figura 28: Malha na prótese.

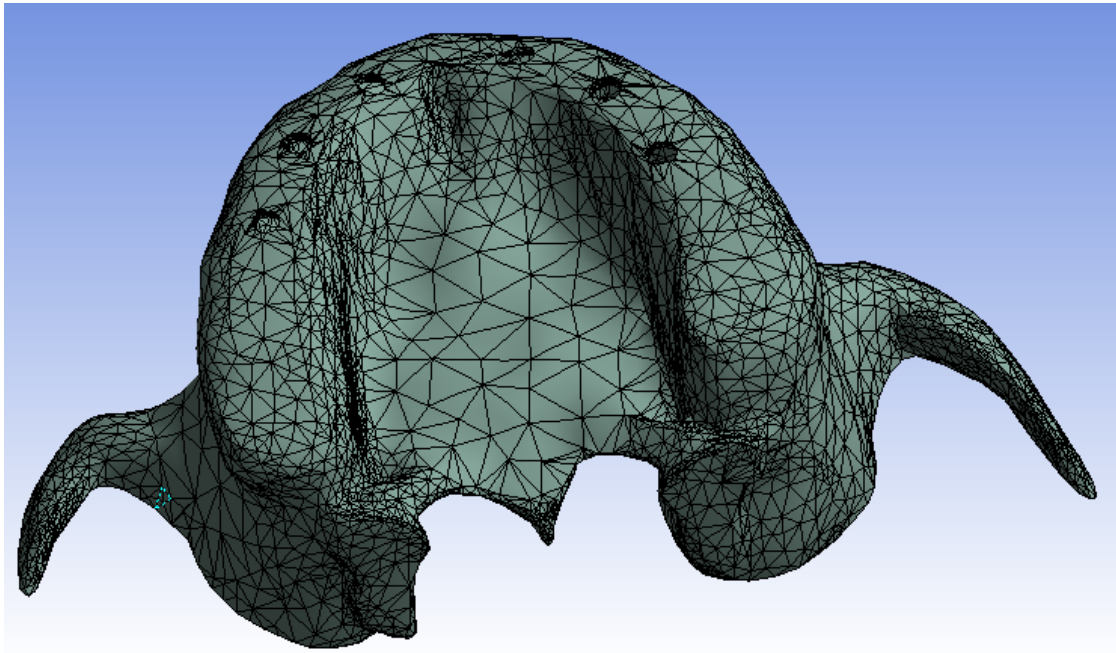


Figura 29: Malha gerada na maxila, osso cortical, e diferenciação da malha após a utilização do recurso *Virtual Topology*.

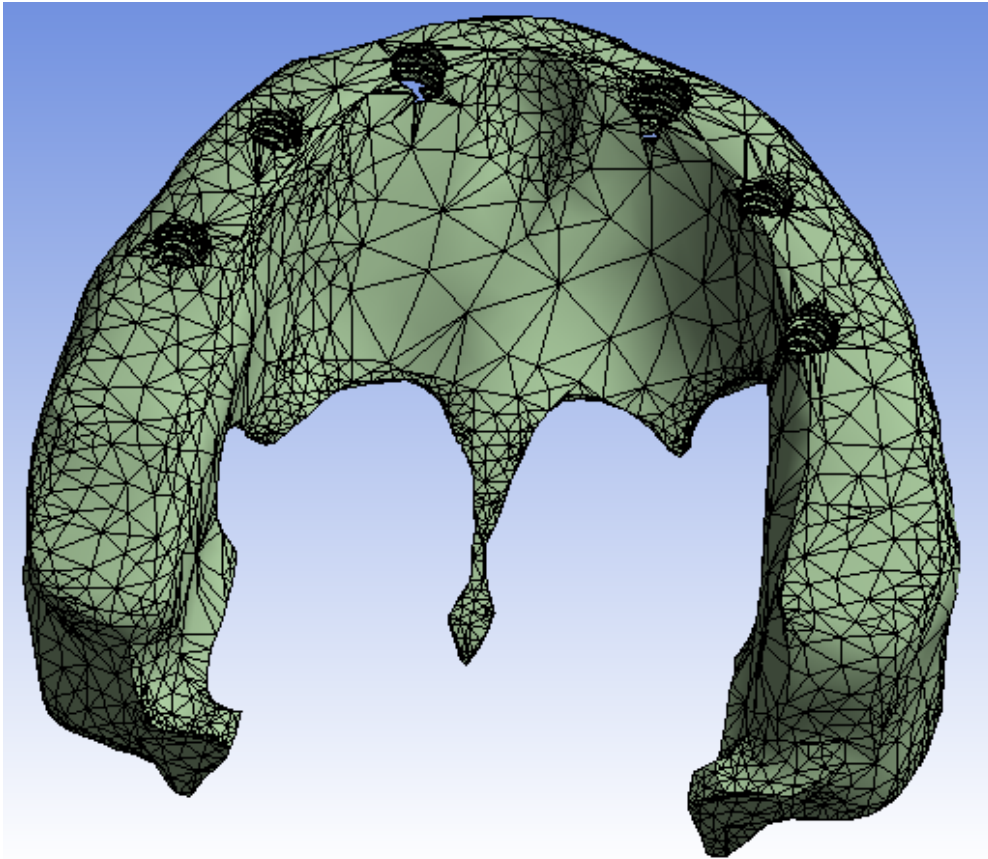


Figura 30: Malha gerada sobre o osso medular.

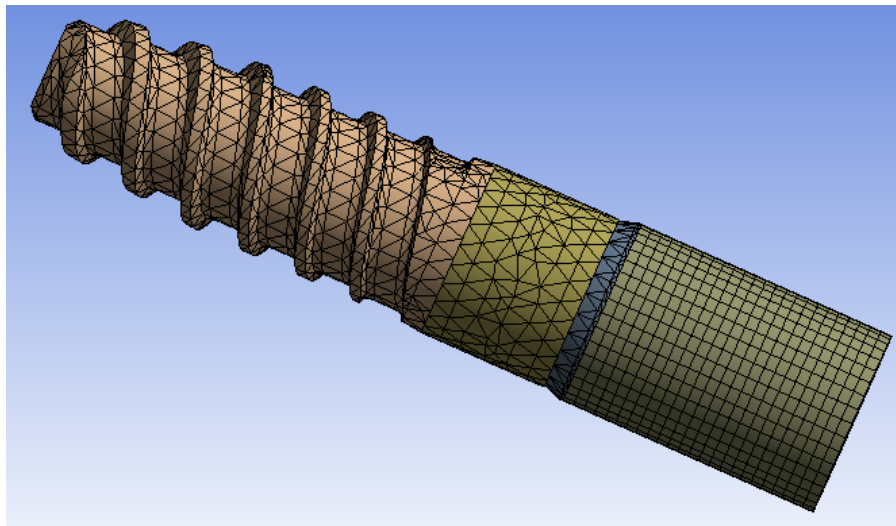


Figura 31: Malha no implante e seus componentes.

3.5 Condições de Contorno

3.5.1 Restrições de Movimento

Como restrição de movimento, necessita-se de uma restrição especial, a *fixed support*, que tem como finalidade restringir os deslocamentos nos eixos x, y e z. Essa restrição foi aplicada na face inferior da maxila, servindo para restringir os movimentos dela, ou seja, ela não sofreria nenhum movimento em qualquer direção quando as forças fossem aplicadas, uma vez que essa região é uma região de suporte, essa restrição a torna também uma região de suporte para as análises.

3.5.2 Carregamentos

Os carregamentos utilizados nos modelos foram divididos em duas partes: carregamentos protéticos, utilizados nos implantes e componentes e o carregamento das forças mastigatórias, no caso deste trabalho, a força suportada pela prótese e implantes.

3.5.2.1 Carregamentos Protéticos

Existe o carregamento dos implantes e dos parafusos dos implantes, que estão disponibilizados no catálogo da empresa, assim como também as cargas referentes aos apertos dos parafusos e implantes. Todos esses carregamentos dos parafusos e implantes são apresentados na tabela 4 e 5.

Tabela 4: Carga utilizada para fixação dos implantes e componentes do sistema hexagonal.

Componente	Carga (N.mm)
Implante IHEN	700
Parafuso PPT	300
Parafuso PTN	300

Tabela 5: Carga utilizada para fixação dos implantes e componentes do sistema cone morse.

Componente	Carga (N.mm)
Implante ICM	700
Parafuso PPT	300
Parafuso PTN	250

Esses carregamentos aplicados, foram feitos seguindo o que ocorre na realidade. Não se aplicou todas as forças de uma única vez, mas aplicou-se as forças segundo o que acontece na realidade. Instalou-se primeiro o implante com sua devida carga de torque, em seguida o parafuso de fixação PPT com sua carga de torque, em seguida o último parafuso PTN com seu torque de fixação. Após a aplicação dessas cargas, aplicou-se então as cargas suportadas.

3.5.2.2 Carregamentos Oclusais

As cargas oclusais variam de indivíduo a indivíduo, uma vez que duas pessoas não são iguais. Portanto, Castro relata que há uma variedade de valores relacionados à carga mastigatória, encontrados na literatura. Essa variação é atribuída à diferença de sexo, idade, geometria do dente do paciente, entre diversos outros motivos. [30]

Existem diversos estudos sobre essas cargas existentes, portanto, Okeson (2008) relata que a carga máxima de mordida para mulheres é de 35,8 a 44,9 Kgf (351 a 440 N) enquanto para homens, ele relata ser de 53,6 a 64,4 Kgf (525 a 631 N). É no primeiro molar que ocorre a maior força, podendo essa ser de 41,3 a 98,8 Kgf (405 a 880 N). Okeson [55] ainda relata que para prótese total implantada suportada em um indivíduo, a força da mordida cai para $\frac{1}{4}$ da força existente em um indivíduo com dentes naturais. [30]

Uma vez que este carregamento é aplicado no primeiro molar e visando também diminuir o momento que possa ser gerado pela existência do segundo molar e terceiro molar, pode-se, portanto, retirar estes dentes da prótese, com o intuito de aumentar a estabilidade de todo o sistema. Por isso, a prótese utilizada vai até o primeiro molar.

Portanto, aplicou-se neste trabalho uma carga vertical de 200 N concentrada sobre o primeiro molar, com o objetivo de simular uma situação extrema de oclusão e com isso verificar os possíveis danos nos implantes, prótese, barra e/ou ossos. Porém, essa carga de 200 N não foi aplicada somente em um ponto do primeiro molar. Ela foi dividida sobre as cúspides do primeiro molar, em 4 pontos distintos, fazendo com que cada ponto esteja submetido a uma carga de 50 N. Essas cargas foram aplicadas ao mesmo tempo, depois de todas as cargas dos implantes e componentes serem aplicadas como mostra a Figura 32.

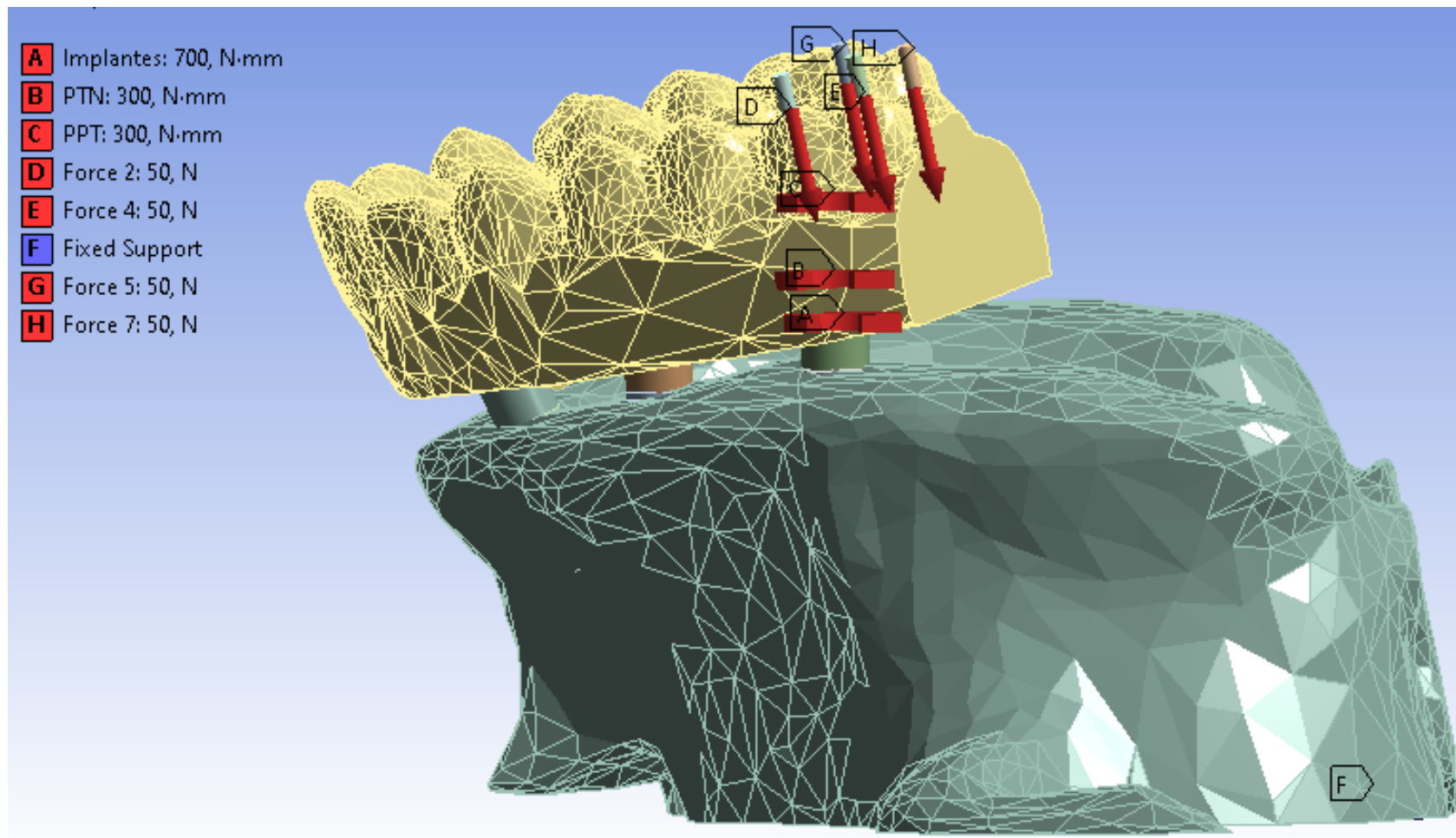


Figura 32: Cargas aplicadas nos implantes hexágono externo e na prótese.

Percebe-se também na Figura 32 que existem 7 cargas aplicadas e um ponto de fixação. Onde A é a carga aplicada no implante, B sobre o parafuso PTN, C sobre o PPT, as forças D, E, F e G são as aplicadas sobre o primeiro molar. Já o ponto H é o suporte fixo, definido para não haver movimento no sistema durante a resolução da simulação, não apresentando, portanto, nenhum valor. As cargas aplicadas nesses pontos têm seus valores apresentados na figura 32, porém esta figura é referente ao sistema IHEN. Embora para o sistema ICM ocorra da mesma forma a aplicação das forças, a carga aplicada aos parafusos PTN no sistema ICM possui valor de 250 N.mm, diferente do sistema IHEN que apresenta uma carga de 300 N.mm. Fora essa carga, todas as outras apresentam os mesmos valores.

4 Resultados e discussões

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos através das 4 simulações realizadas neste trabalho. Os resultados que serão aqui apresentados, são referentes aos componentes protéticos, implantes hexágono externo, implantes cone morse, osso medular e cortical e barras. Como critério de análise, utilizou-se a tensão equivalente de von Mises e a deformação equivalente de von Mises, nos implantes e nos parafusos de fixação, PTN e PPT. O limite de escoamento do Titânio Ti-6Al-4v ELI é de aproximadamente 930 Mpa e a liga Cr-Co-Mo apresenta um limite de escoamento que pode variar de 590 a 940 MPa, como encontrado na busca pelas propriedades mecânicas desta liga. O limite de escoamento da prótese em Y-TZP (*Ytria Stabilized Zirconia*) pode variar de 550 a 690 MPa. Já para os ossos, as barras, a prótese e os outros componentes, utilizou-se o método das tensões e deformações principais.

4.1 Tensões nos Implantes, Componentes, Barras e Ossos

Todos os resultados obtidos nos implantes, seus componentes, barras e ossos foram apresentados separadamente e possuem critérios de análise diferentes. Para os implantes, hexágono externo e cone morse, assim como os parafusos de fixação PTN e PPT de ambos os implantes, foram analisados utilizando-se o critério de máxima energia de distorção, ou critério de von Mises. Esse critério foi utilizado para esses componentes de titânio considerando que eles apresentam características dúcteis. Já nos componentes, ossos, barra e prótese, utilizou-se as tensões principais máximas. Uma vez que os implantes foram considerados osseointegrados neste estudo, pode-se utilizar o que vem da literatura [56] que indica que as tensões nos ossos acima de 167 MPa levam à reabsorção óssea.

4.2 Tensões no Sistema IHEN 6 Implantes

4.2.1 Tensões nos Implantes Hexágono Externo

Será apresentado primeiro, o resultado dos implantes hexágono externo com o devido carregamento. As figuras 33, 34 e 35 mostram a tensão nos implantes, apontando a localização da tensão máxima aplicada. Nessas figuras tem-se também uma escala de cores para ajudar na análise dos resultados.

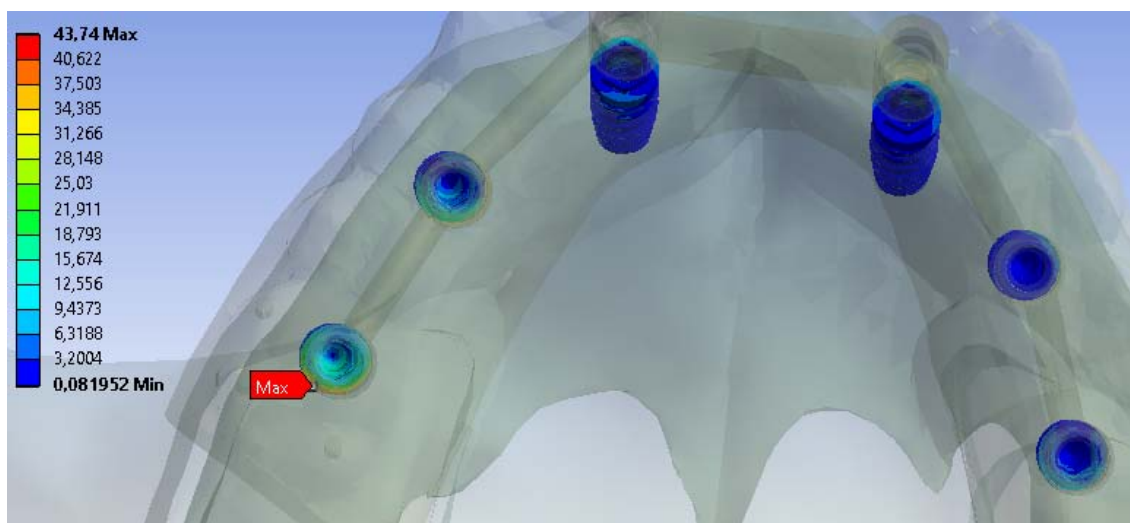


Figura 33: Distribuição das tensões nos implantes e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

Tem-se também que, embora as figuras 33, 34 e 35 mostrem os mesmos implantes com a mesma tensão, a figura 33 apresenta uma vista superior, dando maior visibilidade de onde foi a aplicação da força e do sistema completo. Já a figura 34 dá ênfase nos implantes somente, para poder mostrar a área onde ocorre a máxima tensão, sendo essa área localizada no primeiro implante, que se situa exatamente embaixo da área de aplicação da força. Enquanto a figura 35 mostra a vista lateral do sistema, mostrando o posicionamento dos implantes, principalmente o implante com a tensão máxima e sua relação com o posicionamento das forças aplicadas.

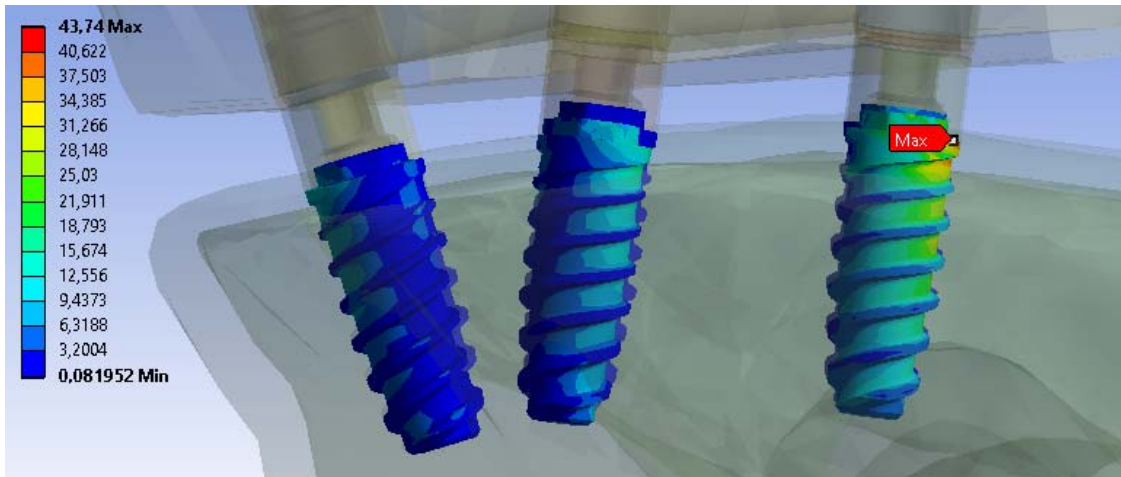


Figura 34: Vista lateral da distribuição das tensões nos implantes e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

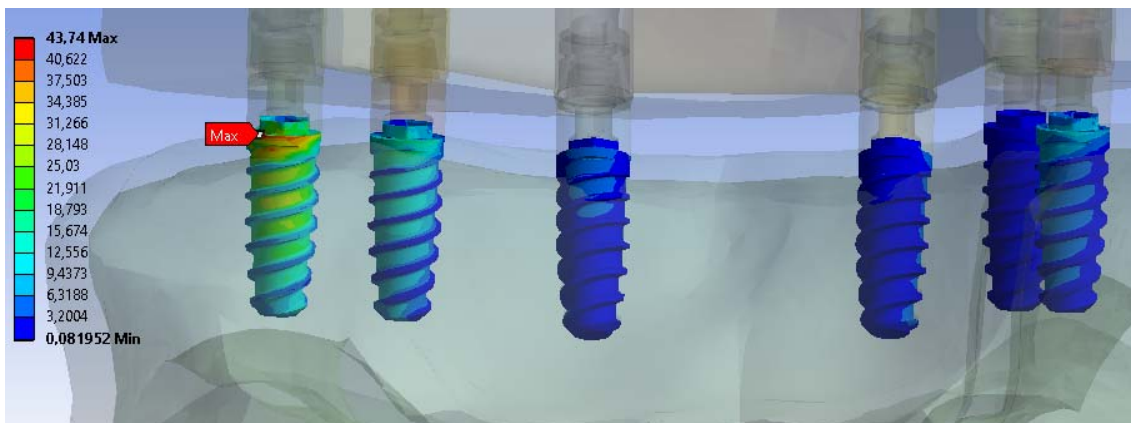


Figura 35: Vista posterior dos implantes e seus posicionamentos, mostrando a relação entre o implante com a tensão máxima e a tensão distribuída, seguindo o critério de Von Mises, (em MPa) entre os outros implantes.

Analisando as figuras, o local onde a tensão máxima se dá no implante posicionado abaixo da força axial, é o local em que ocorre uma alavanca, ou seja, a força ao ser aplicada axialmente, faz com que o implante esteja sujeito à flexão em um ponto, na linha de aplicação da força, tornando esse ponto o ponto de tensão máxima.

Embora na figura 35 pareça que o implante sob o molar pareça estar posicionado com uma certa inclinação, ele não possui inclinação alguma. Ele está posicionado perpendicularmente à base, da mesma forma que a força aplicada é aplicada axialmente, minimizando a criação de qualquer momento

que pudesse vir a ser gerado. Uma vez que esse implante é o primeiro implante a ser solicitado na aplicação dessa força, por isso a tensão máxima localizada nele.

A tensão máxima encontrada nos implantes foi de 43,74 MPa. Essa tensão encontrada corresponde a aproximadamente 5% do limite de escoamento do titânio. Ou seja, um valor bem abaixo do que ele poderia suportar.

4.2.2 Tensões nos Parafusos

Em seguida pode-se analisar as tensões ocasionadas nos parafusos PTN e PPT, os parafusos de fixação utilizados no sistema, parafusos esses que estão interligados, ou seja, o PPT está conectado ao PTN e este conecta o sistema ao implante. Portanto, será mostrado primeiro o PTN que se liga ao implante diretamente.

Na figura 36 tem-se a tensão máxima apresentada, sendo esta tensão de 113,95 MPa. Percebe-se que a tensão neste parafuso acaba sendo maior do que a tensão no próprio implante. Uma vez que este possui uma seção menor do que o próprio implante e a flexão à qual ele está sujeito acaba por ser maior que no implante, tudo isso faz com que ele acumule uma tensão maior. Como pode ser visto também nas figuras 37 e 38, que embora este parafuso absorva a maior parte da tensão existente, os outros parafusos também recebem parte dessa tensão, porém sendo esta muito menor. Percebe-se também que a maior parte das tensões nesses parafusos ocorre na rosca de cada um desses parafusos, sendo elas bastante solicitadas uma vez que estes parafusos sofre a flexão devido a ação da força aplicada inicialmente sobre a prótese.

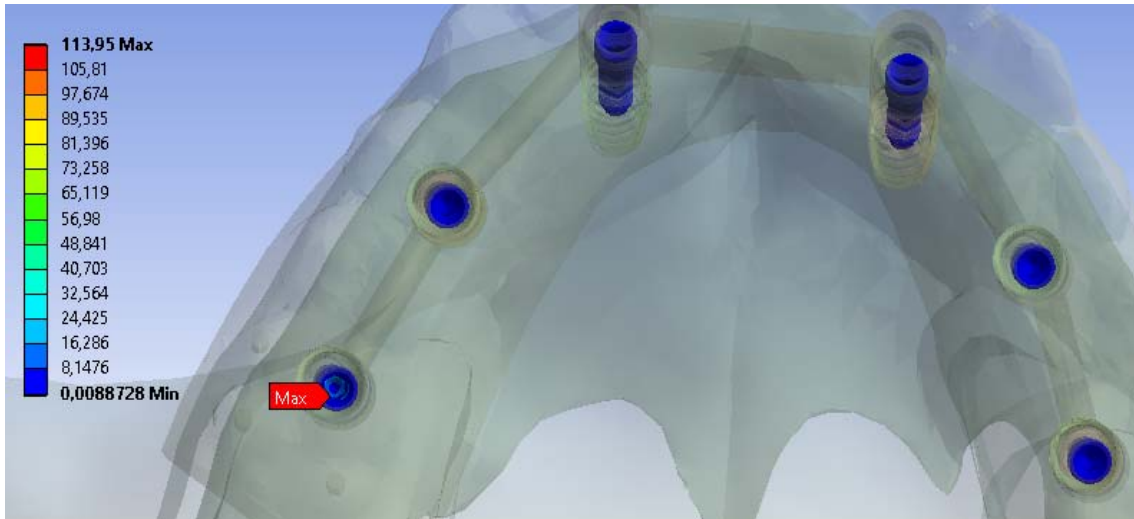


Figura 36: Distribuição das tensões nos parafusos e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

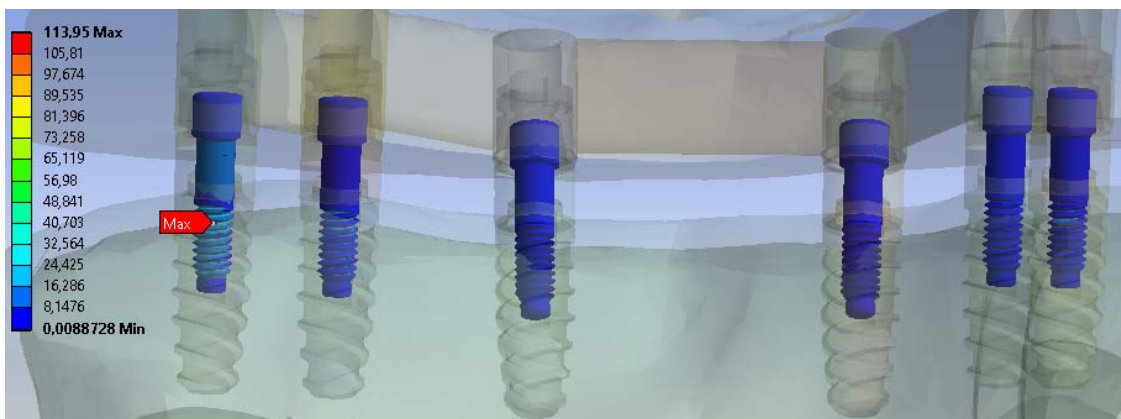


Figura 37: Vista posterior dos parafusos PTN e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

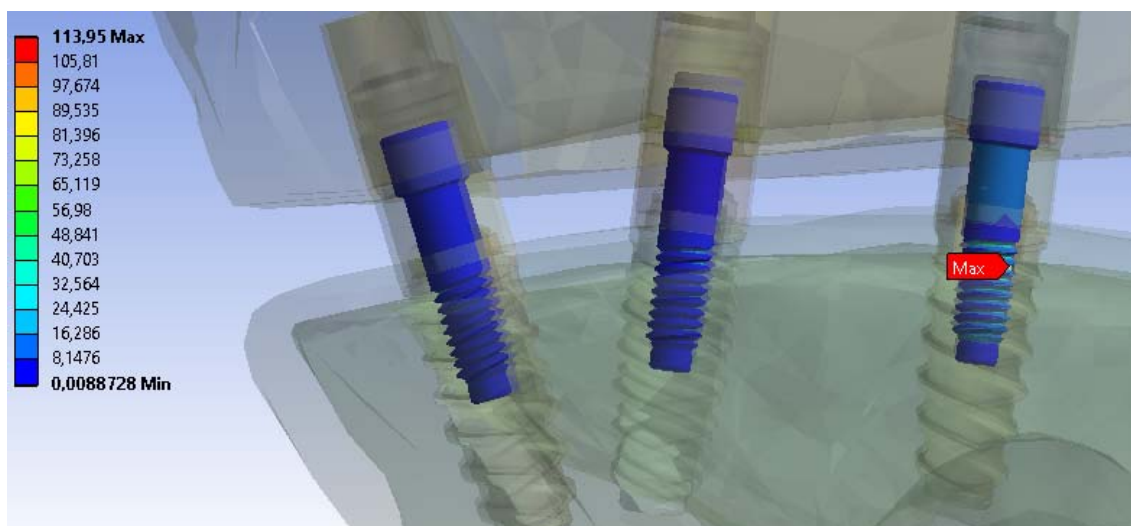


Figura 38: Vista lateral da distribuição das tensões nos parafusos PTN e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

Já para os parafusos PPT encontra-se uma tensão menor do que a tensão máxima encontrada no implante e conseqüentemente também menor que a tensão do PTN. A tensão máxima nos parafusos PPT é de 37,322 MPa. Da mesma forma que ocorreu nos PTN e nos implantes, a tensão é muito menor do que a tensão necessária para causar qualquer dano ao parafuso. Também, da mesma forma que aconteceu com os anteriores, procede nestes parafusos da mesma forma. A tensão máxima ocorre no primeiro parafuso, como pode ser visto na figura 39. As figuras 40 e 41 mostram através da vista posterior e lateral, a solicitação neste parafuso e nos outros. Mostra que a maior solicitação acontece neste primeiro parafuso, novamente distribuída em seu corpo, mas apresentando também solicitação nos outros parafusos, sendo estas outras solicitações bem menores. Da mesma forma que ocorreu no PTN, as tensões nos parafusos ocorrem sempre em sua rosca, tanto devido ao torque à que eles estão submetidos quanto a flexão que sofrem devido à força inicial.

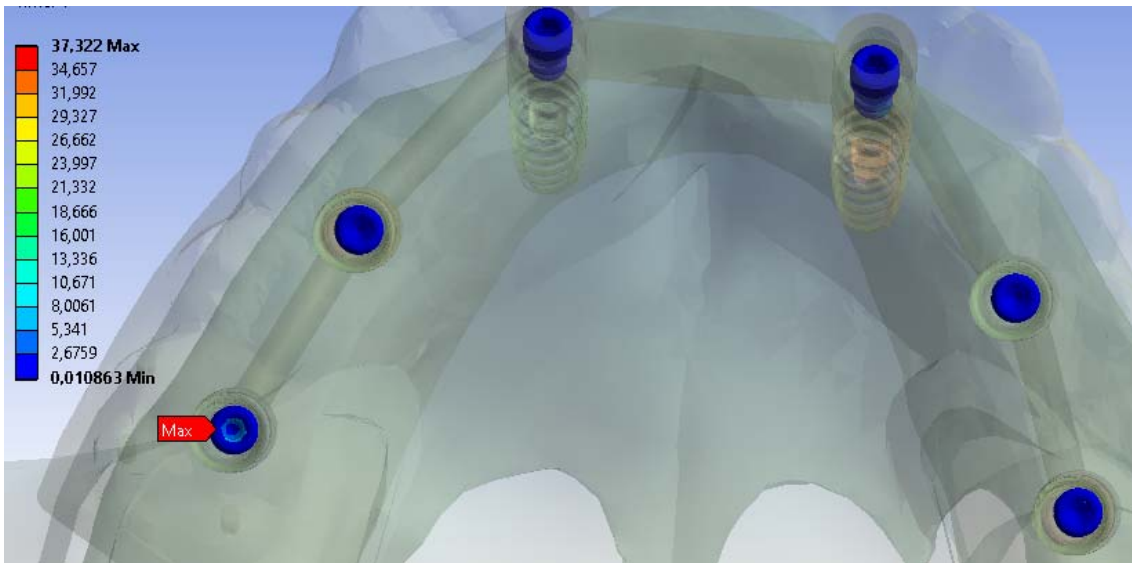


Figura 40: Distribuição das tensões nos parafusos PPT e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

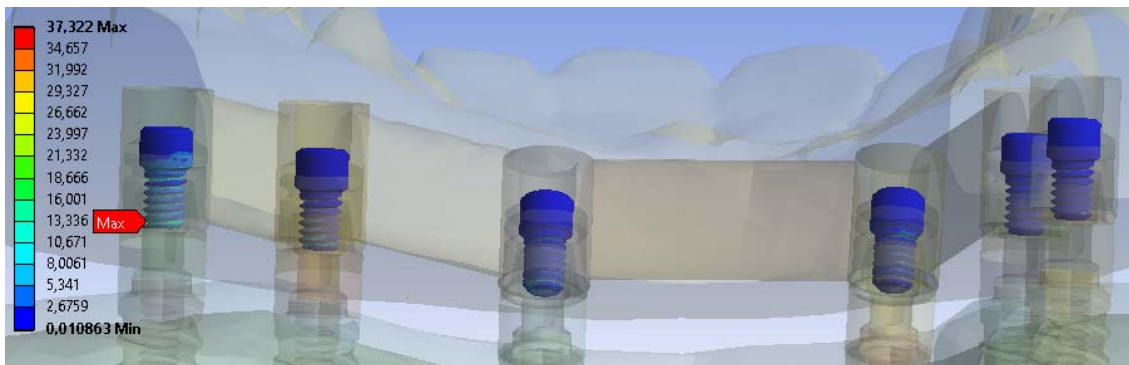


Figura 39: Vista posterior dos parafusos PPT e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

Como apresentado anteriormente, pode-se ver na figura 41 que todos os parafusos são solicitados.

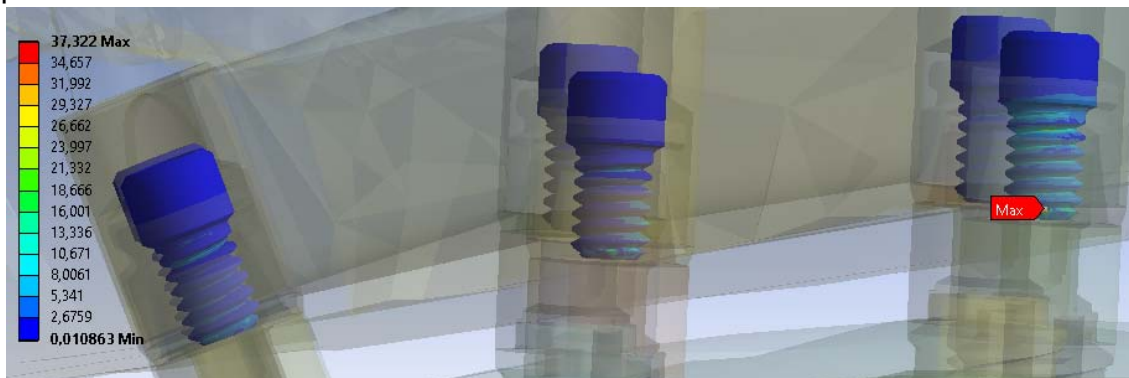


Figura 41: Vista lateral da distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PPT.

4.2.3 Tensões nos Componentes

Tem-se em seguida as tensões nos componentes necessários ao sistema. Embora o material utilizado nos componentes não seja o mesmo material utilizado nos implantes e parafusos, uma vez que estes são feitos em titânio e aqueles em uma liga de cromo-cobalto-molibdênio, ainda assim os componentes são bastante resistentes. Esta liga apresenta um ótimo limite de escoamento também, mesmo que seja menor que o do titânio, mas para a solicitação que ocorre nos componentes, é suficiente. Como foi apresentado que o limite de escoamento encontrado para esta liga fosse uma variação de dois valores, mesmo que se utilize o valor mínimo apresentado, de 590 MPa, este limite é muito maior à tensão máxima encontrada nos componentes, que foi de 39,127 MPa.

A partir disto, vem então as figuras 42 e 43 que mostram as solicitações nos componentes. Embora possam aparecer tensões negativas, estas ocorrem simplesmente devido à compressão em alguns implantes. Essa compressão é decorrente da força aplicada na prótese que gera uma flexão nos componentes também. Uma vez que esses componentes são dúcteis, ocorre então essa compressão em determinados pontos. A tensão máxima está localizada no quarto componente pois devido à flexão decorrente da força aplicada, neste implante surge o ponto onde ocorre a máxima tração no sistema, tanto devido ao seu posicionamento quanto devido à unicidade do sistema barra-componentes. Esse ponto de tração pode ser melhor visto na figura 43.

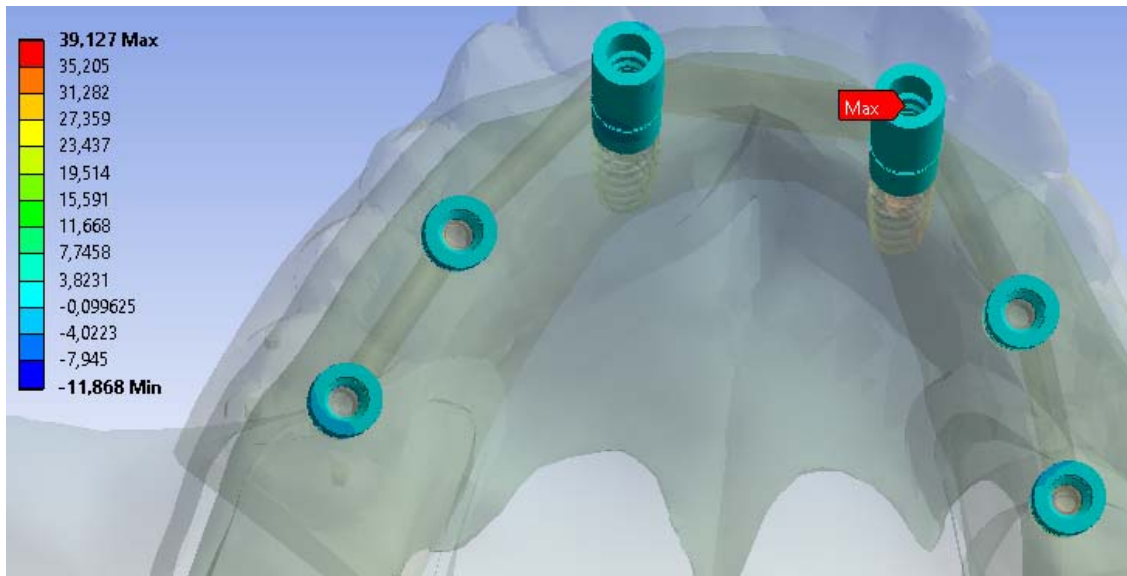


Figura 42: Distribuição das tensões nos componentes e máxima tensão encontrada, através do critério das tensões principais (em MPa).

Pode-se ver ainda na figura 43 o local de compressão nos componentes. Essa compressão ocorre no primeiro, segundo e sexto componentes. Novamente, essa compressão se dá devido à flexão que eles estão submetidos após a aplicação da força. Vem também da figura 43 que assim como o quarto componente, o terceiro componente também é bastante solicitado, basicamente no mesmo local que o quarto implante. Essa alta solitação é novamente devida à flexão do sistema.

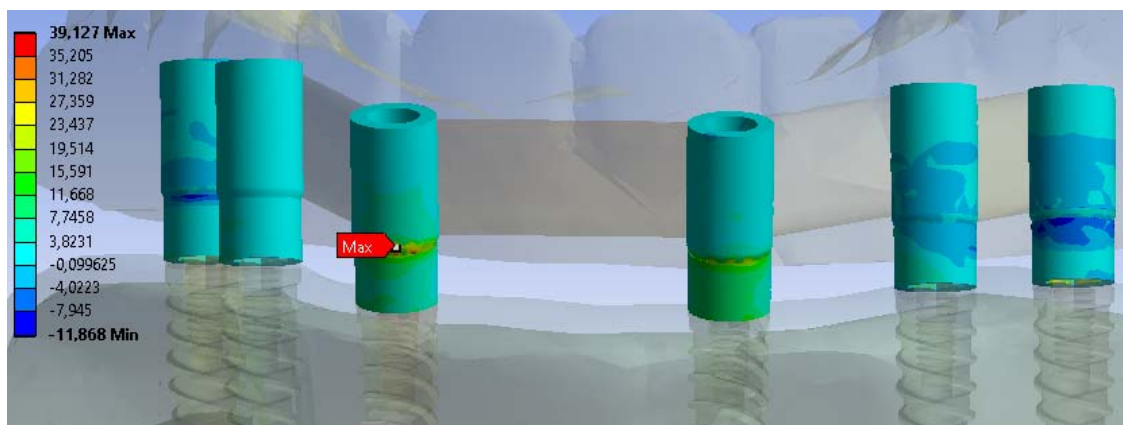


Figura 43: Vista posterior dos componentes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, através do critério das tensões principais e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros componentes.

4.2.4 Tensões nas Barras

Vem em seguida as barras utilizadas no sistema. Essas barras embora consistam num sistema conjunto com os componentes dos implantes, são apresentadas aqui separadamente dos componentes, uma vez que também estão sujeitas à força inicial, logo também apresentam tensão máxima. Essa tensão máxima presente nessas barras é de 3,8464 MPa. Logo, essa tensão é extremamente pequena, indicando que a solicitação dessas barras no sistema é quase nula. Com isso, pode-se perceber da figura 44 essa tensão e onde ela se localiza.

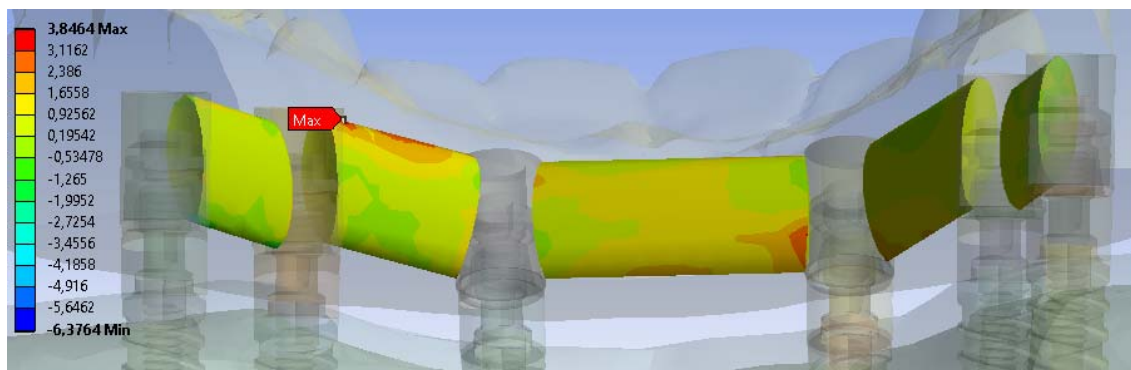


Figura 44: Vista posterior da distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nas barras e máxima tensão encontrada.

Percebe-se ainda na figura 44 que existe novamente uma tensão negativa, que assim com ocorrido nos componentes, ocorre também aqui nas barras, uma compressão que leva a essa tensão negativa, decorrente da flexão do sistema.

4.2.5 Tensões na Prótese

Encontra-se agora a tensão ocasionada na prótese. Essa tensão é bastante baixa, para ocasionar qualquer falha nesta prótese também e como pode ser

visto na figura 45, a tensão máxima ocorre na parte inferior da prótese, na interface de contato com o primeiro implante. Pode ser visto também que tem uma tensão bastante alta entre o canino e o pré-molar, esta tensão ocorre novamente devido a flexão que ocorre vinda da força aplicada. Percebe-se novamente uma tensão negativa, desta vez bastante alta. Esta tensão negativa é decorrente diretamente da aplicação da força, uma vez que essas tensões surgem nos pontos de aplicação da força. Sendo esta força axial no sentido negativo do eixo, por isso a compressão existente nesses locais.

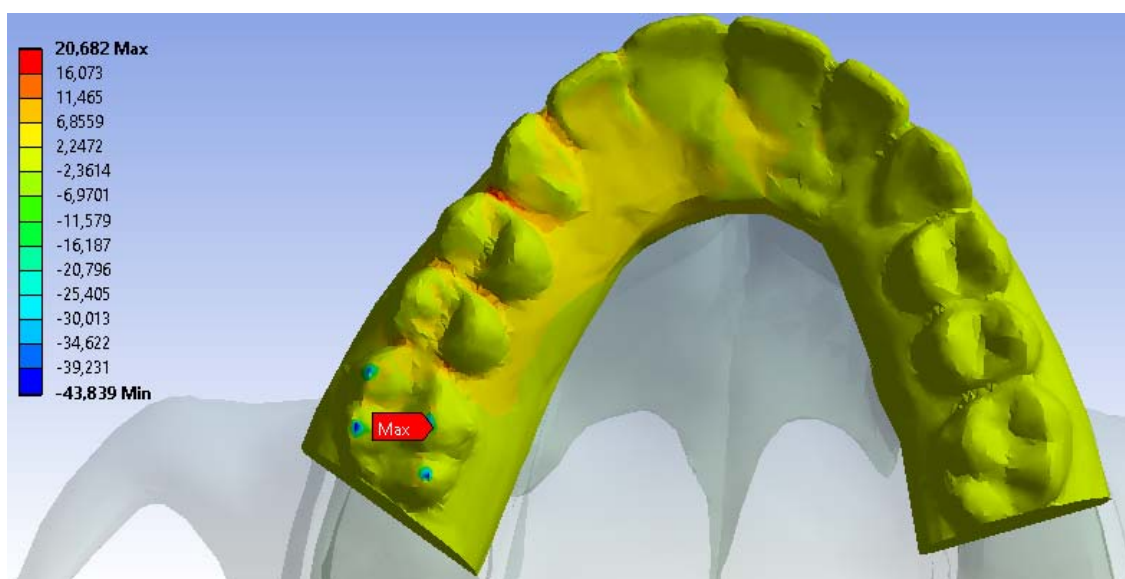


Figura 45: Vista superior da distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) na prótese e máxima tensão encontrada.

4.2.6 Tensões nos Ossos

Vem desta forma, a tensão existente também nos ossos da face, o osso cortical e o osso medular, uma vez que estes dão suporte a todo o sistema. As tensões presentes no osso cortical e no medular são ínfimas, sendo a deste 3,9532 MPa e a daquele 14,292 MPa, como pode ser visto na figura 46 e 47, mostrando com isso que quase não existe tensão localizada nos ossos. Existem estudos na literatura que até desconsideram essas tensões, por serem muito baixas [57].

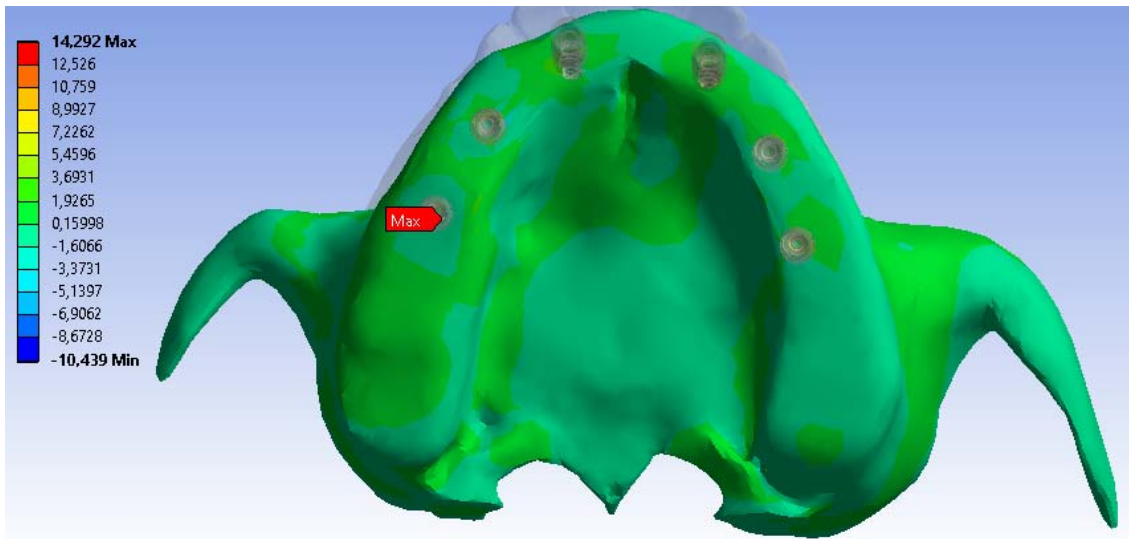


Figura 46: Vista superior da distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) no osso cortical e máxima tensão encontrada.

Pode ser visto novamente tanto na figura 46, quanto na figura 47 que existe tensão negativa também, mais uma vez decorrente da compressão local devido à força inicialmente aplicada.

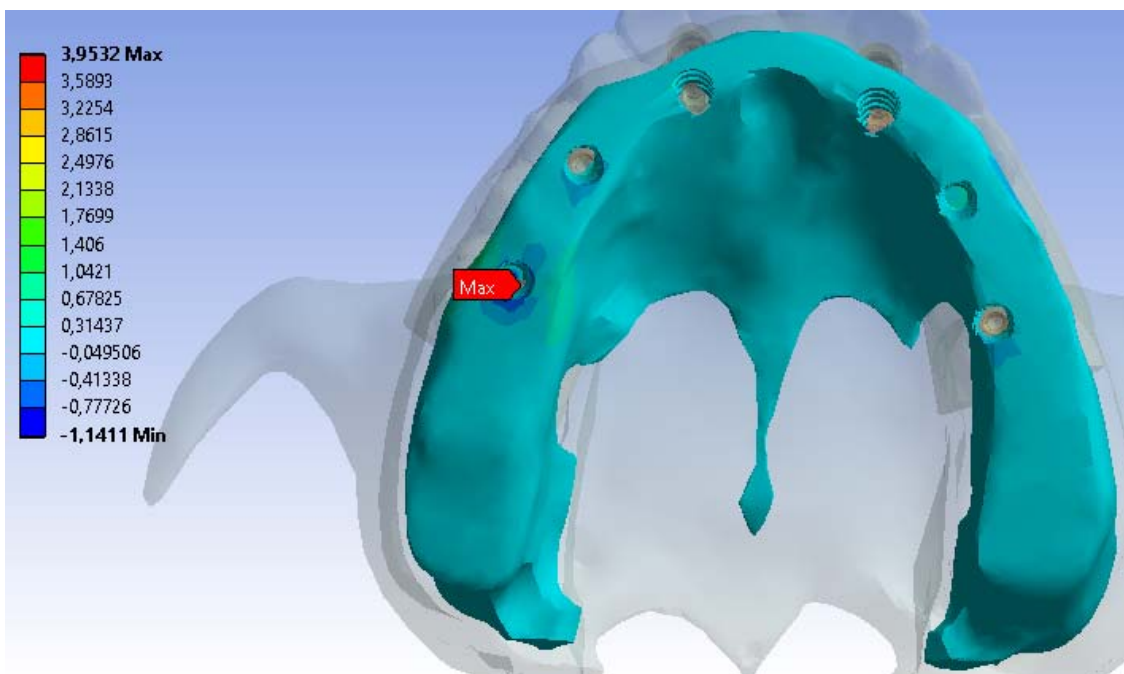


Figura 47: Vista superior da distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) no osso medular e máxima tensão encontrada.

4.3 Tensões no Sistema ICM 6 Implantes

4.3.1 Tensões nos Implantes Cone Morse

Assim como foi feito no hexágono externo, também foi feito para os implantes cone morse. Inicialmente tem-se as figuras 48, 49 e 50, onde na figura 48 tem-se a vista superior dos implantes. Nesta imagem pode-se perceber a localização da tensão máxima. Esta tensão máxima ocorre no primeiro implante também, da mesma forma que ocorreu no sistema hexágono externo. Ela se dá no primeiro implante, disposto imediatamente abaixo da força aplicada sobre a prótese. Nota-se ainda, que a tensão apresentada é de 69,579 MPa. Uma tensão muito abaixo da tensão que o titânio pode suportar.

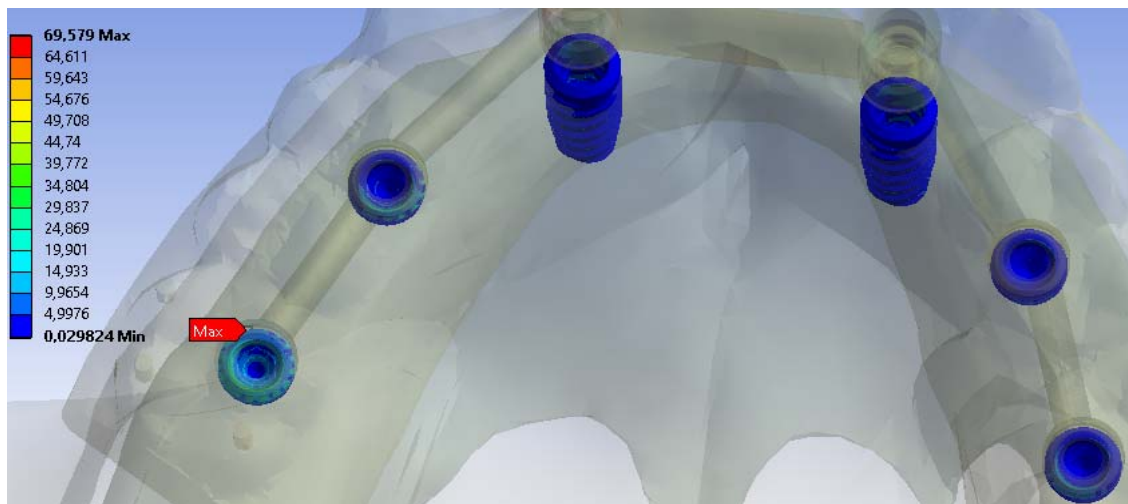


Figura 48: Distribuição das tensões nos implantes e máxima tensão encontrada, seguindo o critério de Von Mises (em MPa).

Já na figura 49, tem-se a vista posterior dos implantes, mostrando que o primeiro implante, onde a tensão é máxima, é praticamente todo tomado por esta mesma tensão. Este implante é o mais solicitado dos seis. Mesmo que os outros implantes também sejam solicitados, uma vez que o sistema todo está ligado pelas barras e pela prótese, como pode-se ver também o segundo implante

sendo bastante solicitado, ainda assim, o primeiro implante absorve uma tensão muito maior que os outros.

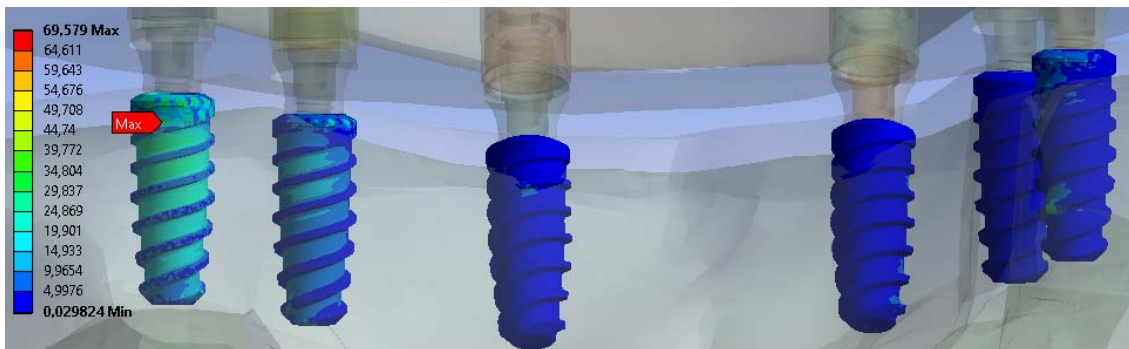


Figura 49: Vista posterior dos implantes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros implantes.

Logo, vem da figura 50, que o ponto de máxima tensão está localizado na parte frontal do implante. Percebe-se que devido à inclinação presente na prótese, que acompanha a inclinação da superfície da maxila, faz com que surja uma alavanca que ocorre entre a prótese e o implante. A força é aplicada axialmente e o implante também está posicionado axialmente, porém, essa leve inclinação da prótese faz com que ocorra essa alavanca, gerando esse ponto de máxima tensão.

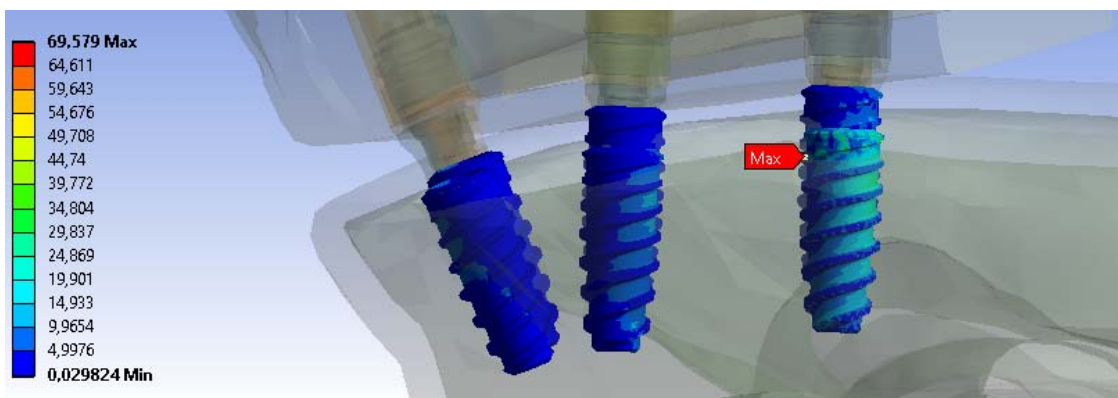


Figura 50: Vista lateral da distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos implantes e máxima tensão encontrada.

4.3.2 Tensões nos Parafusos

São apresentadas agora, as tensões nos parafusos de fixação, os transmucosos PTN e PPT. Esses parafusos fixam o sistema completo. O PTN fixa os componentes no implante e o PPT fixa os componentes no PTN, ou seja, um é dependente do outro. Da mesma forma que ocorreu com os implantes, ocorre também com os parafusos. A tensão máxima ocorre nos primeiros parafusos, como mostra a figura 51 para o PTN e figura 54 para o PPT. Para o PPT a tensão máxima encontrada é de 63,821 MPa e para o PTN é de 89,876 MPa. Novamente, uma tensão muito abaixo da suportada pelo titânio. Embora as tensões sejam bastante baixas, duas coisas chamam atenção: a tensão máxima no PTN é superior à tensão máxima encontrada no implante; o ponto de máxima tensão no PPT está localizado na interface PPT-PTN e o ponto de máxima tensão no PTN também está localizado nessa mesma interface.

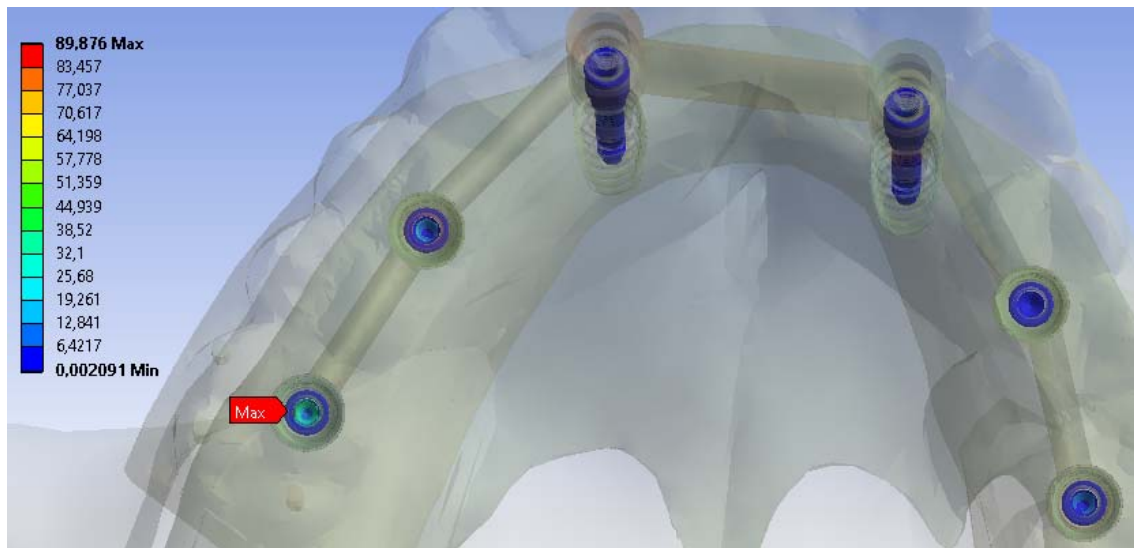


Figura 51: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PTN e máxima tensão encontrada.

As figuras 52 e 55 mostram a vista posterior dos parafusos, apontando assim o local da máxima tensão. Porém, embora apontem esse local, ele não é na parte externa do parafuso PTN, mas sim na parte interna. Já no parafuso PPT

ela ocorre na rosca do mesmo. Essas tensões são compressíveis uma vez que o PPT está ligado ao PTN, logo, a parte interna do PTN sofre tanto a força axial quanto o momento de aperto do PPT.

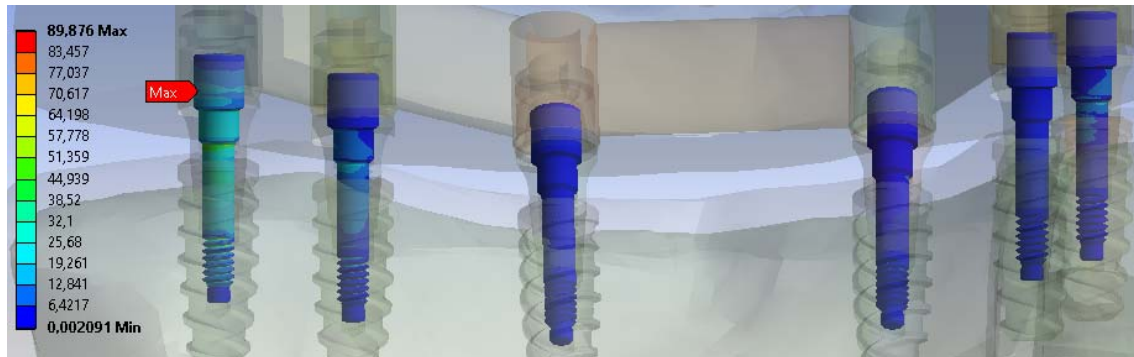


Figura 52: Vista posterior dos parafusos PTN e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

Por fim, são apresentadas as figuras 53 e 56 que mostram a vista lateral dos implantes e novamente pode-se perceber que a sollicitação pela tensão é distribuída por todo o parafuso, porém distribuindo de forma mais amena para os outros parafusos dos outros implantes.

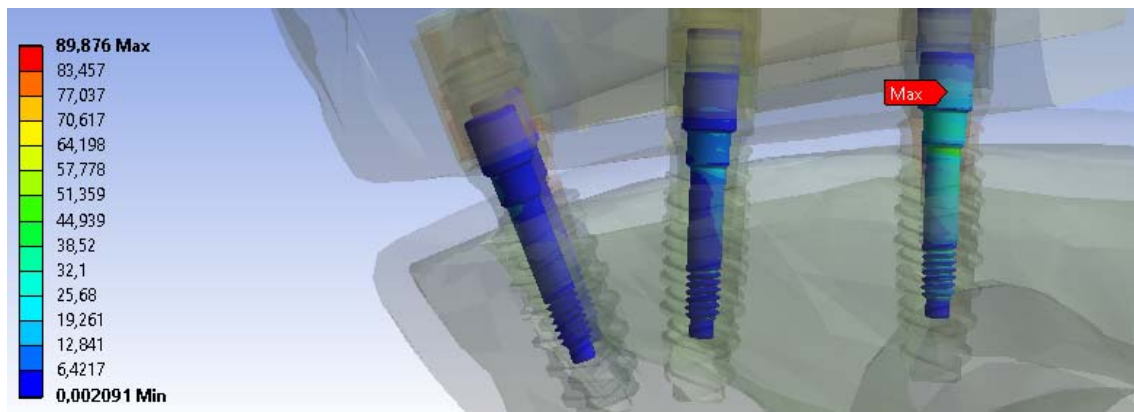


Figura 53: Vista lateral da distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PTN e a máxima tensão encontrada.

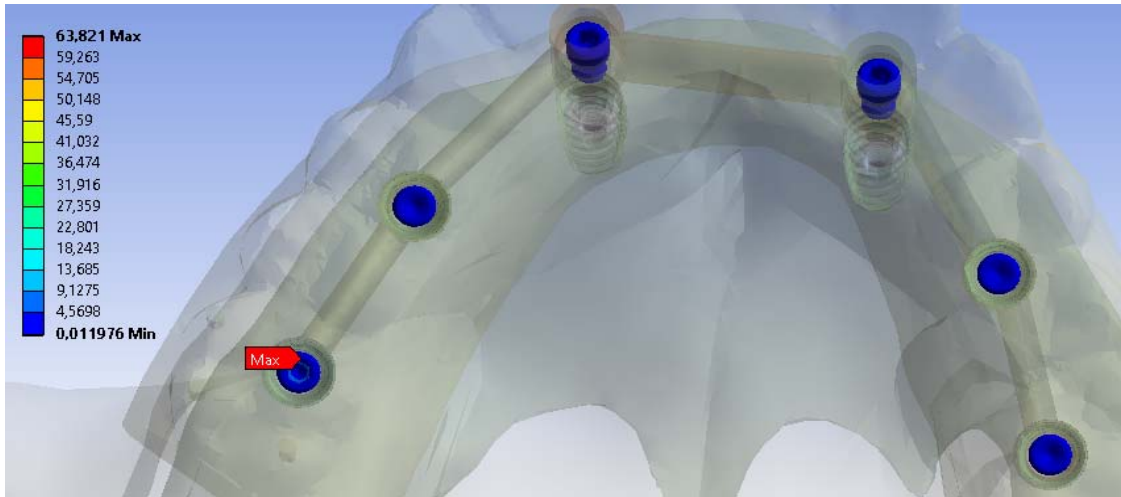


Figura 54: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PPT e máxima tensão encontrada.

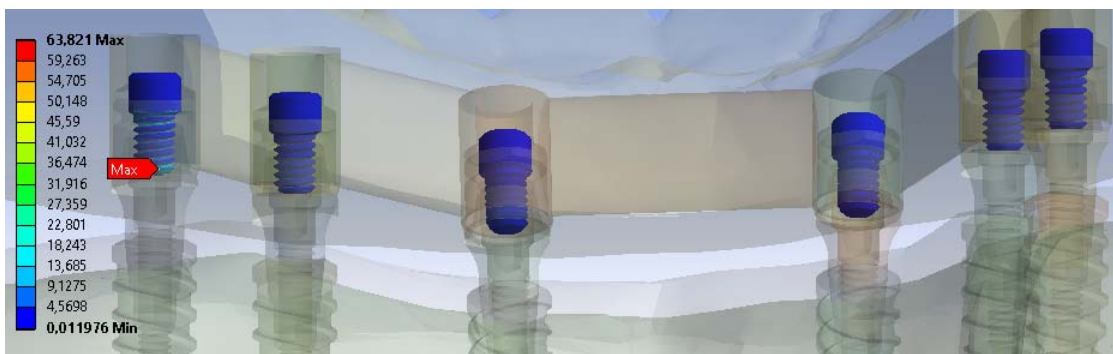


Figura 55: Vista posterior dos parafusos PPT e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

O que chama mais atenção na figura 56 é que a solicitação maior deste parafuso acontece na base de sua rosca.

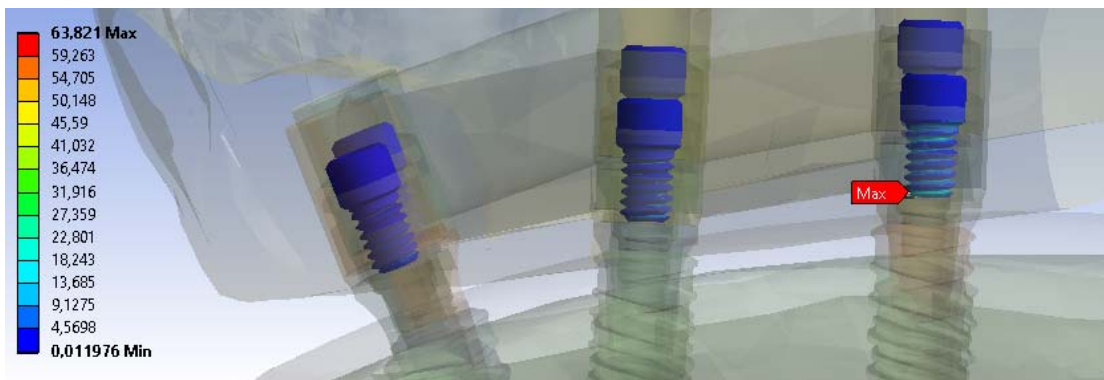


Figura 56: Vista lateral da distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PPT e a máxima tensão encontrada.

4.3.3 Tensões nos Componentes

Uma vez que o limite de escoamento dos componentes é de 590 a 940 MPa, pode-se perceber pela figura 57 que embora tenha se definido uma faixa de valores para o limite de escoamento desta liga, a tensão encontrada é muito baixa, sendo esta de apenas 39,632 MPa. Portanto, mesmo que o valor do limite de escoamento fosse o mais baixo, 590 MPa, esta liga suportaria tranquilamente a tensão nos componentes. É interessante ressaltar também que aparece uma tensão negativa. Esta se dá em oposição à tração existente no componente. Uma vez que ela aparece como a tensão mínima existente, por ser negativa, ela indica que existe compressão.

Vem também da figura 57 que a sollicitação em todos os componentes é bastante semelhante, ou seja, a tensão está bem distribuída entre todos os componentes. E como era de se esperar, a tensão máxima ocorre no componente posicionado exatamente abaixo da força aplicada.

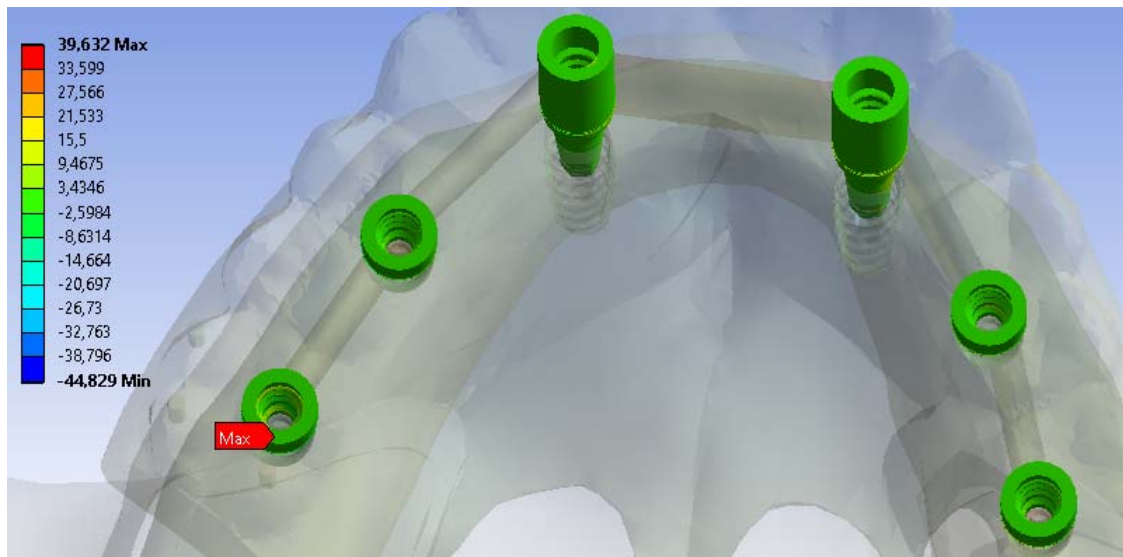


Figura 57: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nos componentes e máxima tensão encontrada.

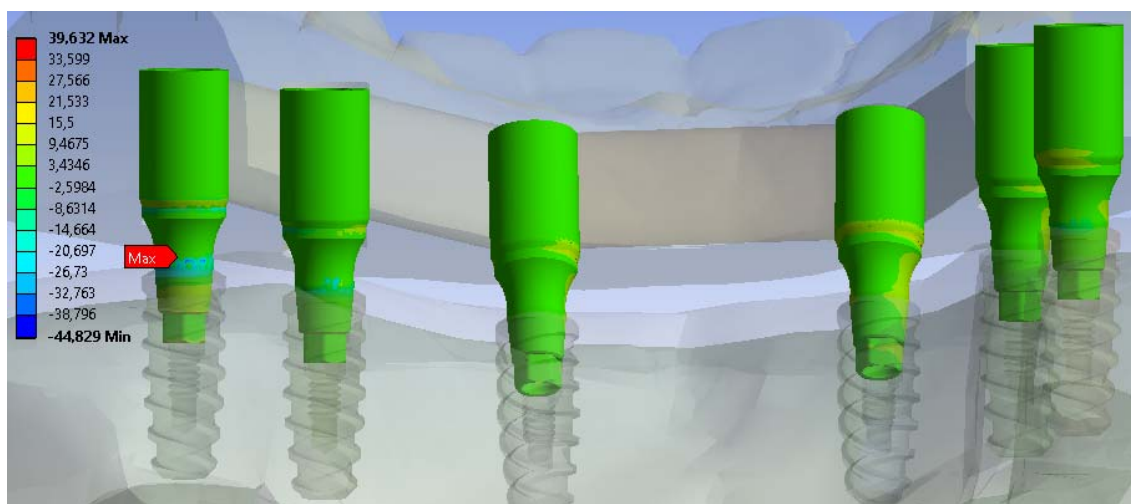


Figura 58: Vista posterior dos componentes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, através do critério das tensões principais e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros componentes.

A vista posterior retratada na figura 58, aponta o ponto da máxima tensão no primeiro componente. Neste caso, esta tensão ocorre pela tração no local que ocorre pela alavanca novamente gerada pela força aplicada e o posicionamento da prótese.

Da vista lateral na figura 59 vem uma aproximação de onde está a tensão máxima e um comparativo com os outros componentes do sistema.

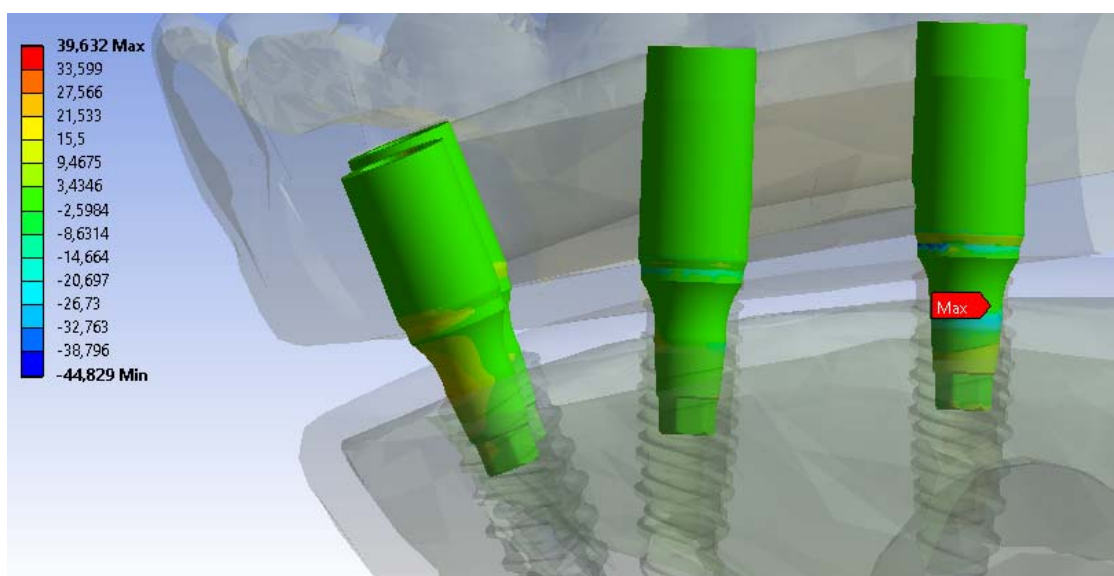


Figura 59: Vista lateral da distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nos componentes e a máxima tensão encontrada.

4.3.4 Tensões nas Barras

Neste sistema de barras, onde cada uma delas se liga aos componentes dos implantes, formando uma peça única, embora elas estejam seccionadas, o sistema funciona como uma peça única. Percebe-se então na figura 60 que as barras apresentam uma tensão máxima de 3,248 MPa, sendo esta localizada na barra frontal, devido ao seu posicionamento. Uma vez que ela está posicionada ao longo do eixo X e a força é aplicada na direção Z, isso faz com que a barra esteja submetida a uma flexão. Por isso, aparece neste local essa tensão máxima. Da mesma forma que nos componentes, aparece também uma tensão negativa ligada à compressão local, relacionada à aplicação da força.

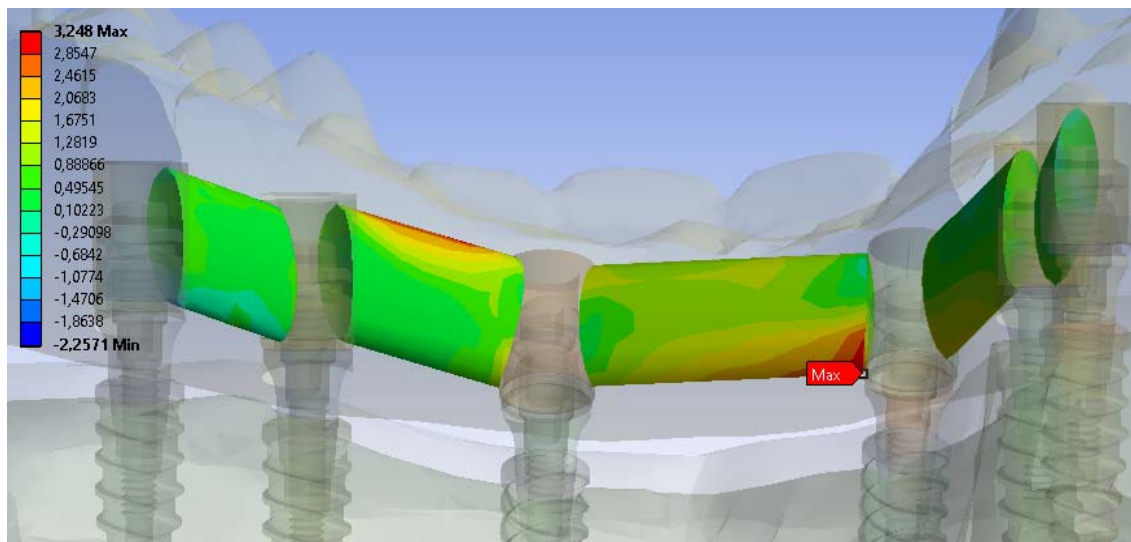


Figura 60: Vista posterior das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nas barras e a máxima tensão encontrada.

4.3.5 Tensões na Prótese

Para a prótese, pode-se perceber na figura 61 que a tensão máxima acontece entre o canino e o pré-molar. Essa tensão na interface desses dentes ocorre devido à alavanca gerada pela força aplicada. Nota-se também que a tensão existente é bastante baixa em toda a prótese, sendo bem distribuída e com seu máximo de apenas 19,729 MPa. A prótese também apresenta uma tensão negativa, que ocorre somente nos pontos de aplicação da força, sendo

essa tensão negativa completamente compreensível, uma vez que a força aplicada é compressiva nesses pontos.

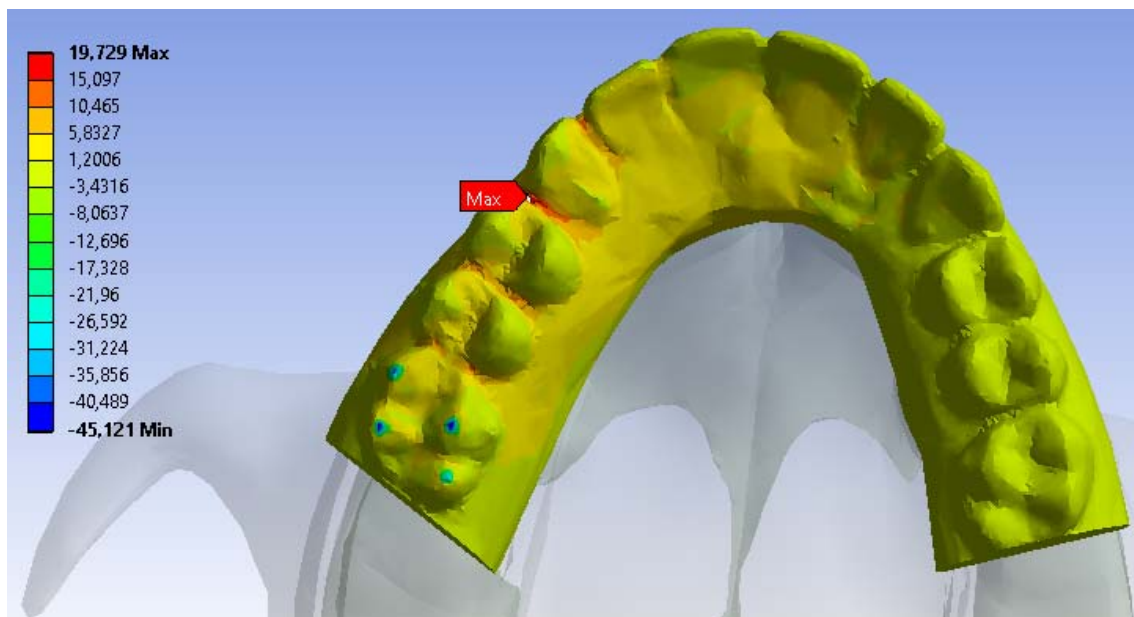


Figura 61: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) na prótese e máxima tensão encontrada.

4.3.6 Tensões nos Ossos

Novamente, como apresentado nas tensões existentes nos ossos, na solução do sistema IHEN com 6 implantes, também é utilizado é visto que as tensões presentes nos ossos são ínfimas, como pode ser visto na figura XZ, mostrando que a solicitação nos mesmos quase não existe. Vem, portanto, da figura 62 e 63 que a tensão máxima no osso medular é de 2,9414 MPa e a máxima encontrada no osso cortical é de 15,371 MPa. Percebe-se novamente a tensão negativa, da mesma forma que ocorreu com o sistema IHEN 6 implantes. Mais uma vez essa tensão negativa é decorrente da compressão que surge no local. Mas da mesma forma, é uma tensão muito pequena.

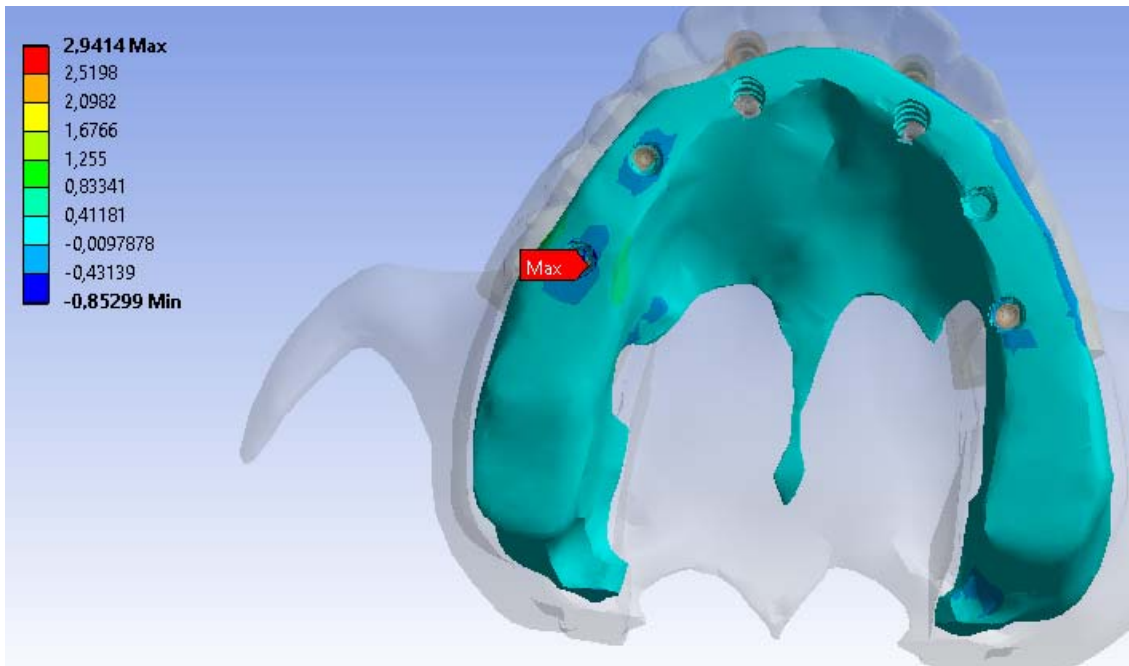


Figura 62: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) no osso medular e máxima tensão encontrada.

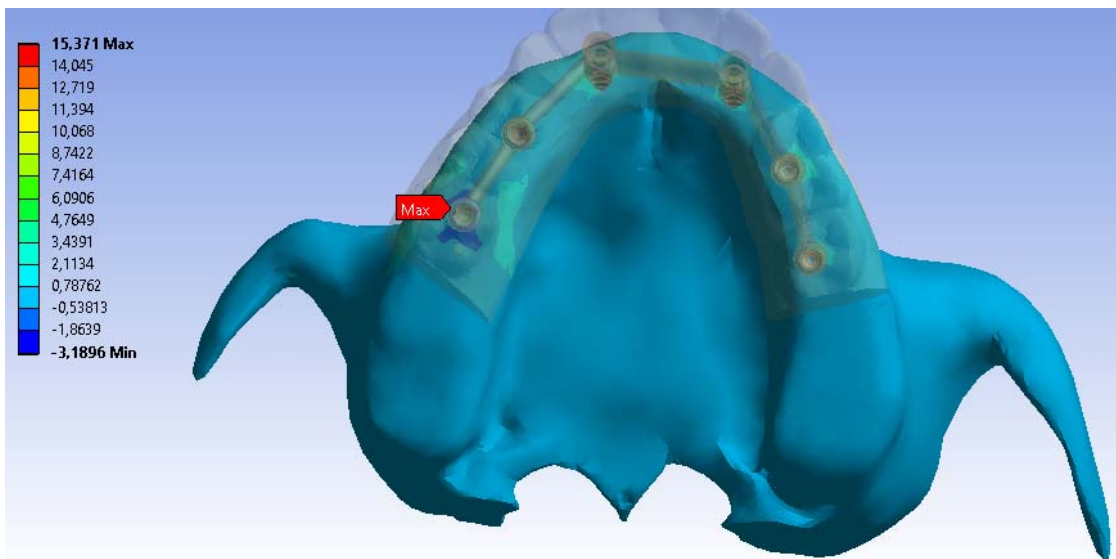


Figura 63: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) no osso cortical e máxima tensão encontrada.

4.4 Tensões no Sistema IHEN 4 Implantes

4.4.1 Tensões nos implantes

São apresentadas agora, as tensões presentes no sistema hexágono externo com 4 implantes. Uma vez que se diminui a quantidade de implantes, mas mantém-se a mesma força, já se supõe que as tensões aumentarão. E isso pode ser visto na figura 64 e na figura 65, onde pode ser visto que novamente a tensão máxima ocorre no primeiro implante, devido à alavanca gerada no mesmo pela força aplicada na prótese. Pode ser visto também que a tensão está distribuída em todo o implante e que também há tensão nos outros implantes, porém a maior solicitação ainda é no primeiro implante. A tensão máxima apresentada é de 146,09 MPa, maior do que a encontrada no sistema de 6 implantes, como esperado, uma vez que apresenta dois implantes a menos para dissipar a tensão e sustentar o sistema. Porém, ainda assim, a tensão apresentada é muito abaixo da necessária para ocorrer alguma falha no implante.



Figura 64: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos implantes e máxima tensão encontrada.

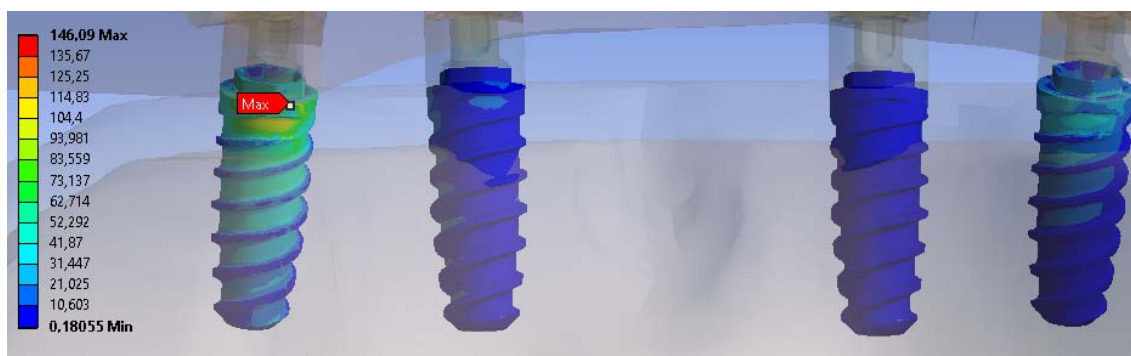


Figura 65: Vista posterior dos implantes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima e a distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) entre os outros implantes.

4.4.2 Tensões nos Parafusos

Diferentemente dos parafusos PTN e PPT no sistema com 6 implantes, acontece no sistema com 4 implantes que a tensão máxima nos parafusos PTN está situada na rosca do mesmo. Dessa vez ela não ocorre na interface de contato com o parafuso PPT. Novamente pela alavanca criada pela força aplicada, tem-se uma grande solicitação no primeiro parafuso, estando todo este sofrendo tensão, mesmo assim a tensão ocorre nos outros parafusos, porém, de forma muito mais branda. As figuras 66, 67, 68 e 69 mostram essas tensões nos parafusos. Os parafusos PPT apresentam ainda a tensão máxima em sua rosca, da mesma forma que ocorreu no sistema com 6 implantes. É interessante também ressaltar que a tensão máxima deste parafuso PPT se mantém no final da rosca do mesmo, no final do parafuso, devido à flexão à qual ele está submetido. Já no PTN ela acontece no início da rosca do mesmo, novamente devido à flexão que ocorre com ele. Pode-se ver esses locais da tensão máxima nas figuras 66 e 67.

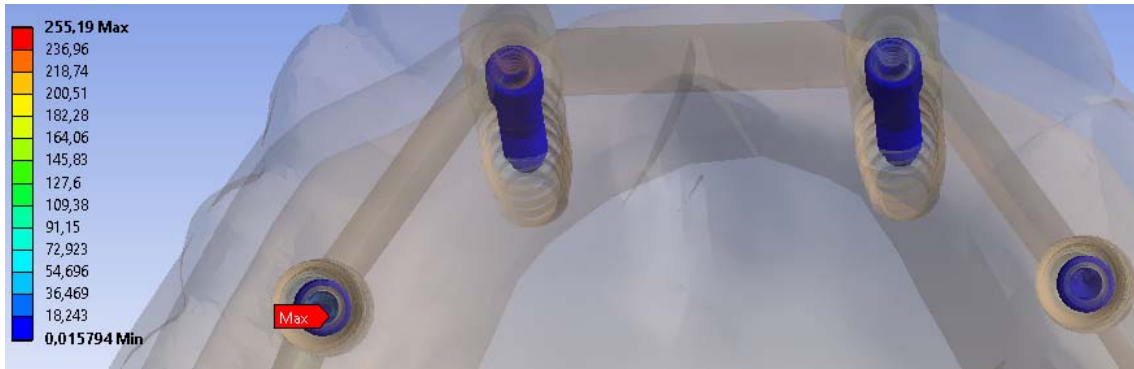


Figura 66: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PTN e máxima tensão encontrada.

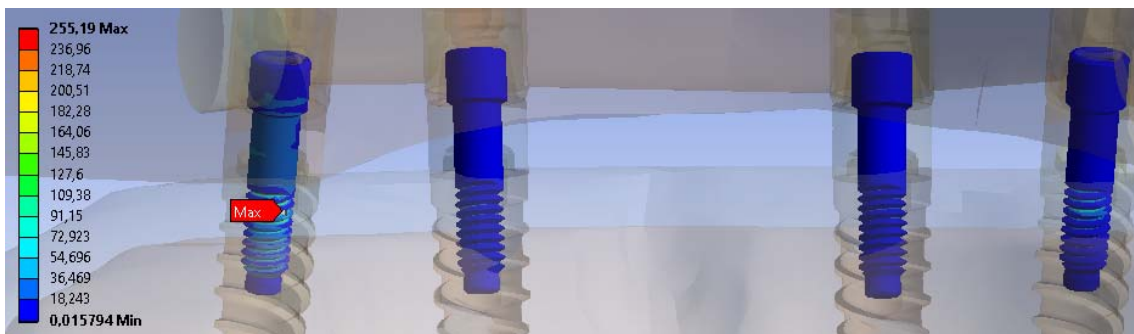


Figura 67: Vista posterior dos parafusos PTN e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima e a distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) entre os outros parafusos.

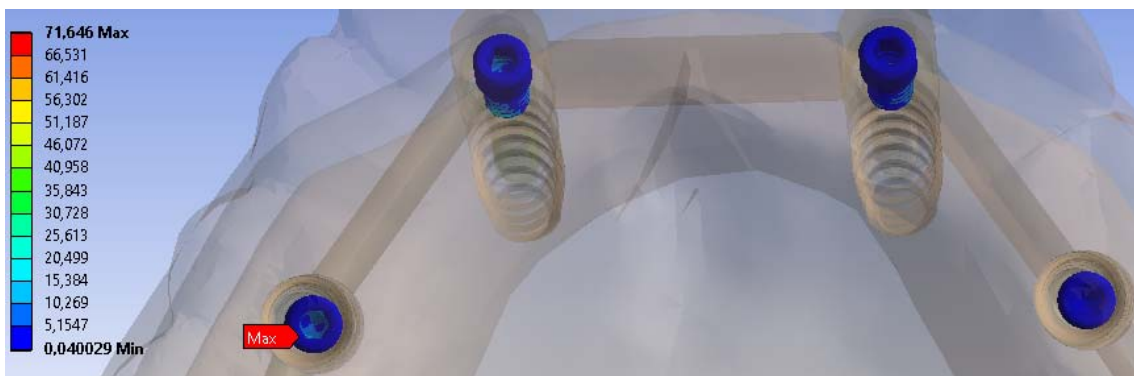


Figura 68: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PPT e a tensão máxima encontrada.

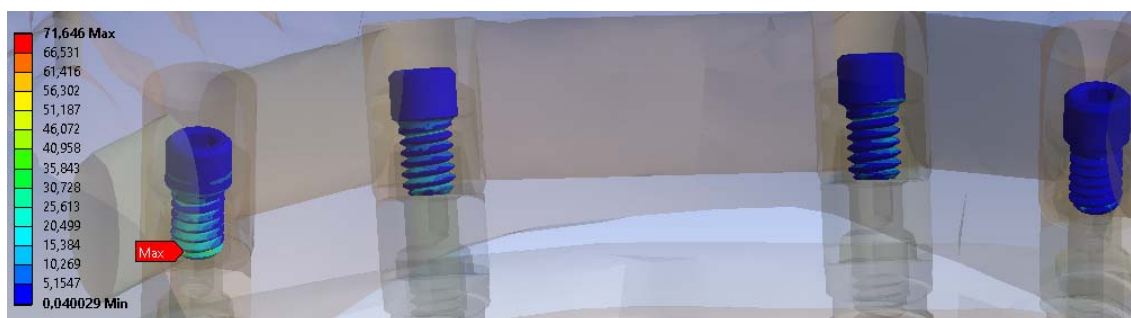


Figura 69: Vista posterior dos parafusos PPT e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima e a distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) entre os outros parafusos.

Essas tensões máximas ocorrem nesses pontos exatamente devido à alavanca gerada pela aplicação da força, onde portanto ocorreria a flexão dos parafusos.

4.4.3 Tensões nos Componentes

Nos componentes desse sistema, pode-se ver na figura 70 que a tensão existente já é bem maior do que a tensão existente nos componentes do mesmo sistema, IHEN porém com 6 implantes. Era de se esperar que a tensão fosse maior, uma vez que diminuiu-se a quantidade de implantes para contribuir na divisão da tensão, logo há uma maior concentração de tensão numa menor quantidade de implantes e componentes. Porém, ainda sim a tensão existente não é suficiente para que ocorra qualquer tipo de falha no sistema.

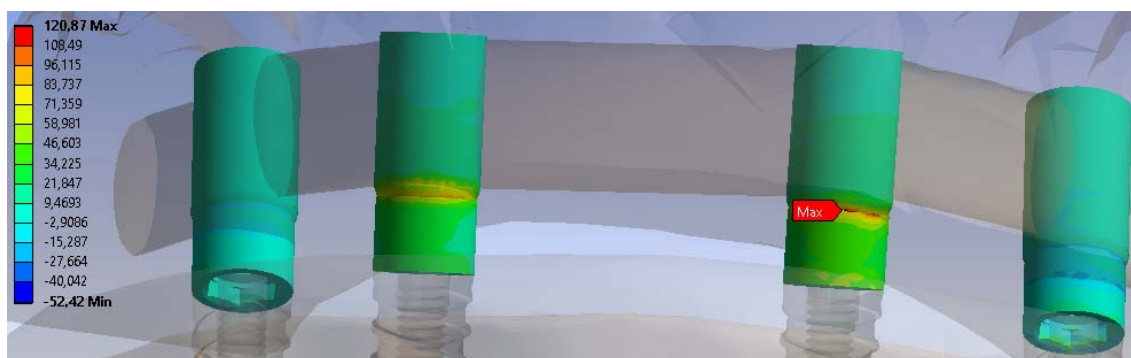


Figura 70: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nos componentes e máxima tensão encontrada.

Nos componentes desse sistema, pode-se ver na figura 70 que a tensão existente já é bem maior do que a tensão existente nos componentes do mesmo sistema, IHEN porém com 6 implantes. Era de se esperar que a tensão fosse maior, uma vez que diminuiu-se a quantidade de implantes para contribuir na divisão da tensão, logo há uma maior concentração de tensão numa menor quantidade de implantes e componentes. Porém, ainda sim a tensão existente não é suficiente para que ocorra qualquer tipo de falha no sistema.

Observa-se ainda que da mesma forma que ocorreu com os componentes do sistema IHEN 6 implantes, ocorre neste sistema. A tensão máxima ocorre no segundo implante, no implante localizado na frente da maxila. Assim ocorre também no terceiro implante, porém não é a tensão máxima, mas ainda sim se aproxima dela. Essa maior solicitação nesses dois componentes ocorre devido à tração local decorrente da flexão que ocorre pela aplicação da força inicial. E também tem a tensão negativa, da mesma forma que aconteceu com os outros sistemas, acontece neste também, a tensão negativa é decorrente da compressão local que decorre mais uma vez da flexão do implante pela força aplicada.

4.4.4 Tensões nas barras, prótese e ossos

Uma vez que as tensões nas barras, próteses e ossos são muito baixas e não suficientes para levar à falha essas geometrias ou qualquer outra geometria do sistema, essas tensões serão apresentadas mais à frente no comparativo.

4.5 Tensões no Sistema ICM 4 Implantes

4.5.1 Tensões nos implantes

A primeira coisa que se percebe é que a tensão encontrada nos implantes é maior do que a encontrada no sistema com 6 implantes. Pode-se ver essa tensão maior nas figuras 71 e 72. Novamente, como ocorreu também no sistema IHEN 4 implantes, essa maior tensão é decorrente da distribuição de tensão entre somente 4 implantes. Porém, mais uma vez essa tensão não é suficiente para ocasionar nenhuma falha no implante.

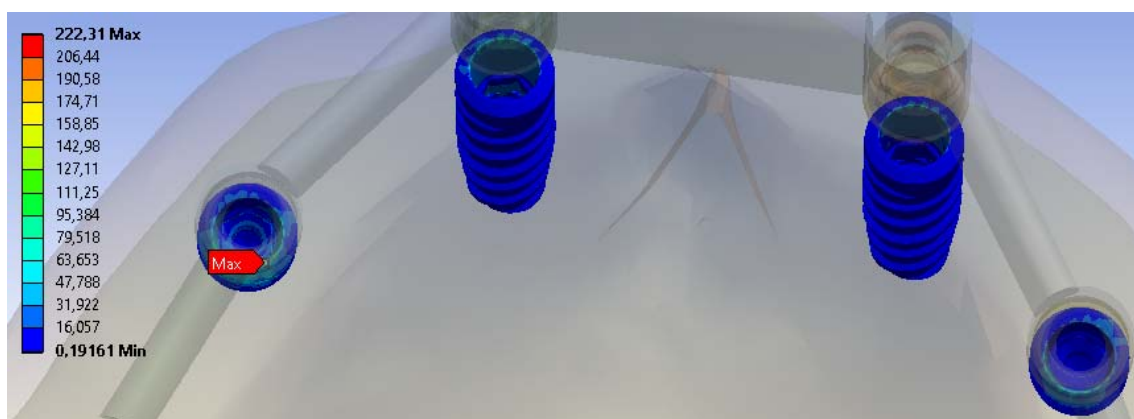


Figura 71: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos implantes e máxima tensão encontrada.

A primeira coisa que se percebe é que a tensão encontrada nos implantes é maior do que a encontrada no sistema com 6 implantes. Pode-se ver essa tensão maior nas figuras 71 e 72. Novamente, como ocorreu também no sistema IHEN 4 implantes, essa maior tensão é decorrente da distribuição de tensão entre somente 4 implantes. Porém, mais uma vez essa tensão não é suficiente para ocasionar nenhuma falha no implante.

Vem também da figura 72, que a maior solicitação ocorre no primeiro implante, mesmo que seja distribuída nos outros implantes também, ainda sim ocorre majoritariamente no primeiro implante.

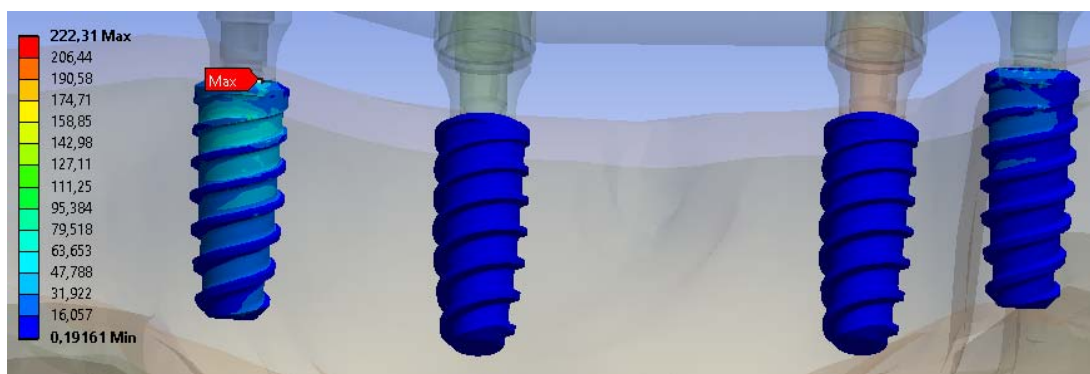


Figura 72: Vista posterior dos implantes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros implantes.

4.5.3 Tensões nos Parafusos

Pode-se ver que se mantém a ideia de que a maior tensão ocorre no primeiro parafuso, como foi com os sistemas anteriores. Vê-se na figura 73 que a tensão existente nesse parafuso é alta, sendo esta de 171,86 MPa. Embora seja um tanto alta esta tensão, ela ainda é bastante inferior ao limite de escoamento do titânio, não sendo suficiente para causar a falha do sistema.

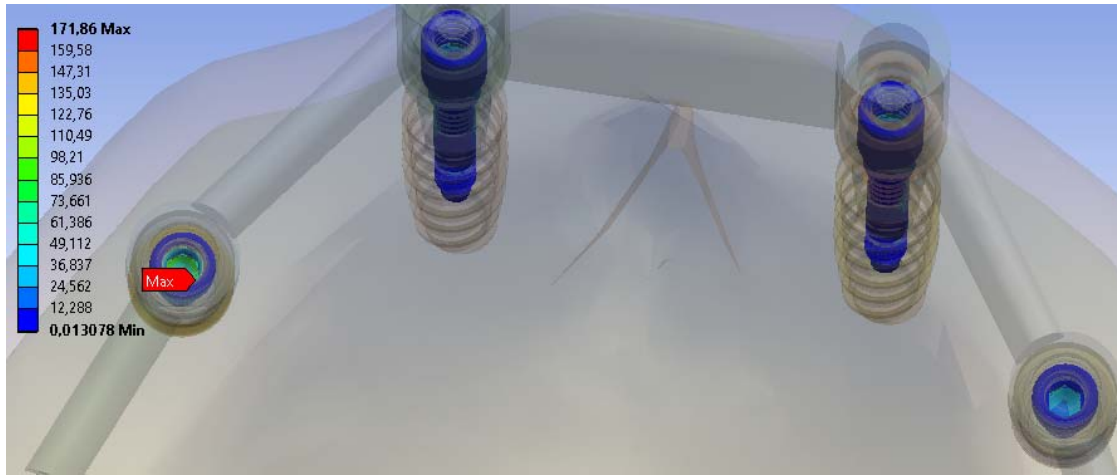


Figura 73: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PTN e a tensão máxima encontrada.

Pode-se ver na figura 74 a grande sollicitação que ocorre no primeiro parafuso, ocorrendo em todo o corpo do parafuso, culminando na tensão máxima na rosca do mesmo.

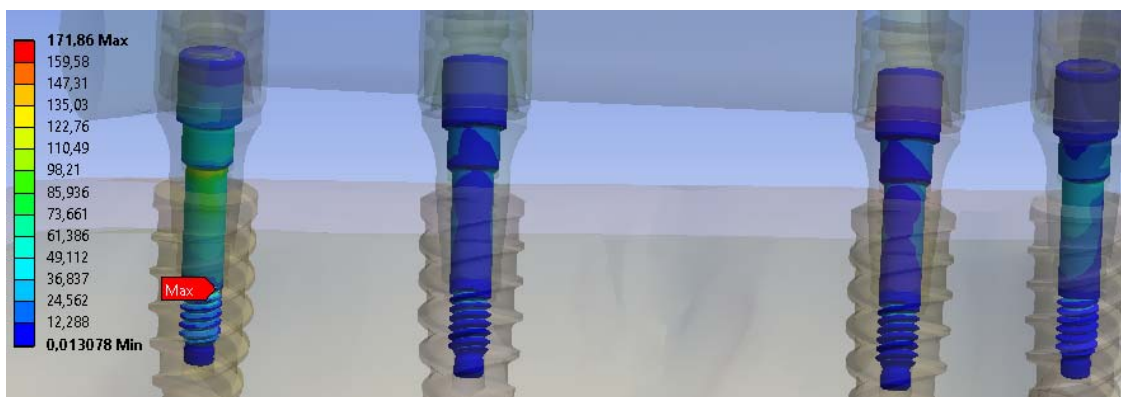


Figura 74: Vista posterior dos parafusos PTN e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

Percebe-se ainda a tensão máxima nos parafusos PPT. Esta mais uma vez acontece no primeiro parafuso. Na figura 75 pode-se ver que a máxima de 84,437 MPa acontece no primeiro implante.

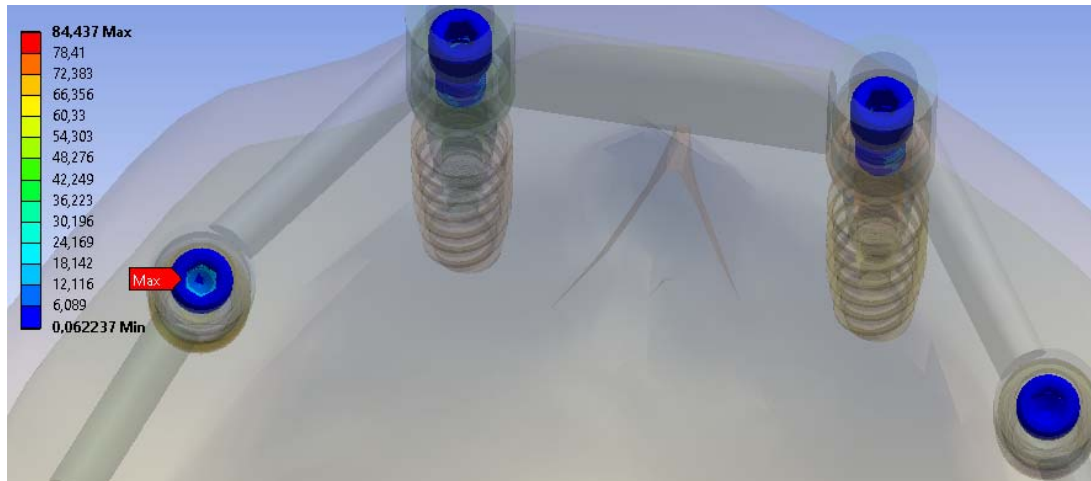


Figura 75: Distribuição das tensões, seguindo o critério de Von Mises (em MPa) nos parafusos PPT e a tensão máxima encontrada.

Da figura 76 pode ser visto também a sollicitação do primeiro parafuso. Esta ocorre em todo o parafuso, porém sua máxima é no começo de sua rosca.

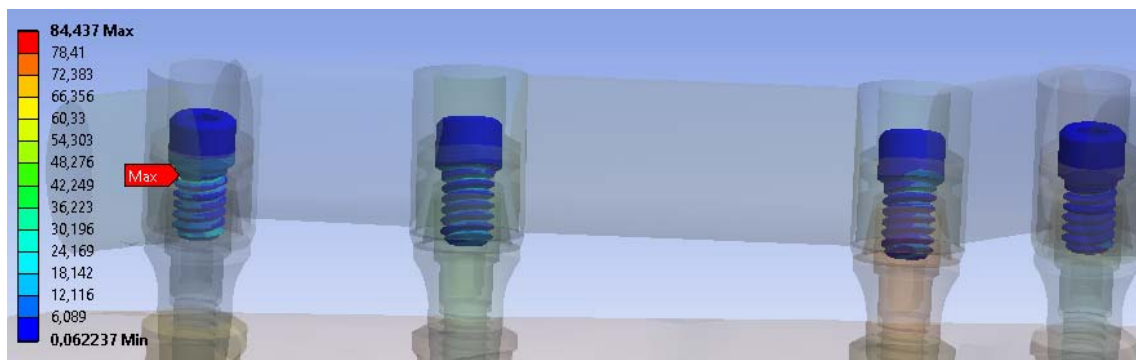


Figura 76: Vista posterior dos parafusos PPT e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, seguindo o critério de Von Mises e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros parafusos.

4.5.3 Tensões nos Componentes

Tem-se as tensões existentes nos componentes deste sistema. Da mesma forma que aconteceu anteriormente, acontece também nestes componentes. A maior tensão, sendo esta de 126,8 MPa ocorre no segundo componente, como pode ser visto na figura 77.

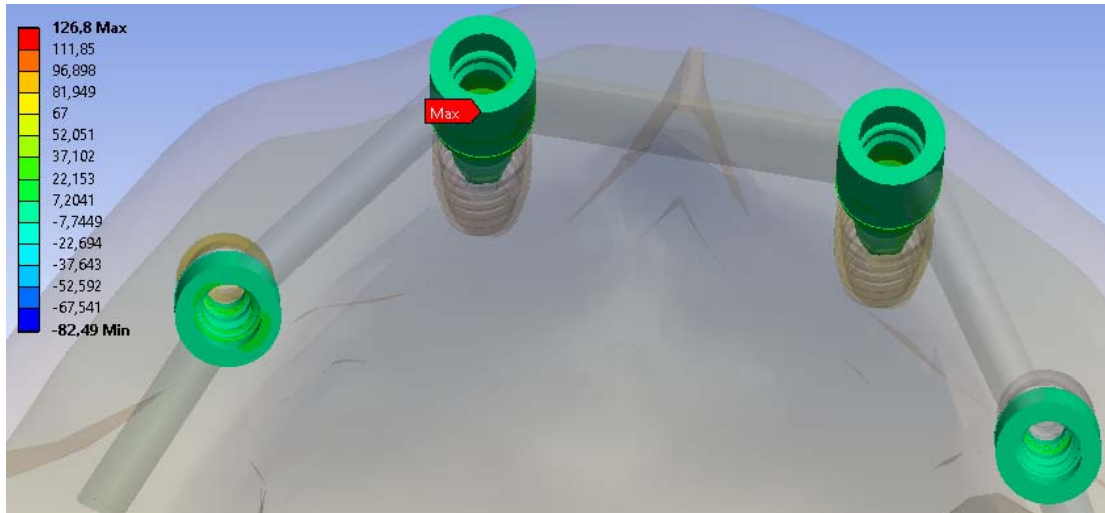


Figura 77: Distribuição das tensões, através do critério das tensões principais (em MPa) nos componentes e tensão máxima encontrada.

Observa-se na figura 78, que a maior sollicitação dos componentes ocorre devido à tração que eles sofrem, oriunda da força inicial aplicada. Por isso, uma vez que os componentes dois e três estão localizados na frente, isso faz com que eles sofram mais com essa tração. Por isso, as maiores tensões existentes são nesses dois componentes. Já a tensão negativa vem mais uma vez da compressão que ocorre nos componentes.

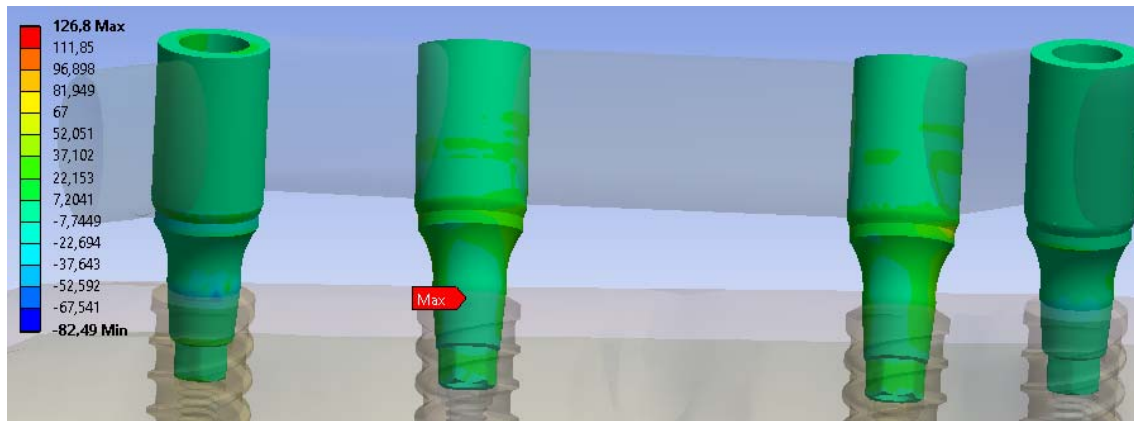


Figura 78: Vista posterior dos componentes e seus posicionamentos, mostrando a relação daquele com a tensão máxima, através do critério das tensões principais e a distribuição das tensões (em MPa) entre os outros componentes.

4.5.4 Tensões nas barras, prótese e ossos

Novamente, já que as tensões nas barras, próteses e ossos são muito baixas e não suficientes para levar à falha essas geometrias ou qualquer outra geometria do sistema, essas tensões serão apresentadas mais à frente no comparativo.

5. Comparativo das tensões e deformações

Apresenta-se, portanto, os resultados das tensões dos implantes, parafusos, componentes, barras, prótese e ossos. Pode-se perceber que nos itens 4.2 e 4.3 foram apresentadas as tensões nas barras, na prótese e nos ossos, já nos itens 4.4 e 4.5 não foram apresentadas as tensões dessas geometrias. Elas não foram apresentadas nos itens 4.4 e 4.5 pois eram muito baixas para causar qualquer falha, portanto, serão apresentadas aqui na tabela a seguir:

Tabela 6: Tensões Máximas (em MPa).

Tensões Máximas

<i>Sistemas</i>	<i>Implantes</i>	<i>PTN</i>	<i>PPT</i>	<i>Comps.</i>	<i>Barras</i>	<i>Próteses</i>	<i>Osso Cortical</i>	<i>Osso Medular</i>
<i>IHEN 6</i>	43,74	113,95	37,322	39,127	3,8464	20,682	14,292	3,9532
<i>ICM 6</i>	69,579	89,876	63,821	39,632	3,248	19,729	15,371	2,9414
<i>IHEN 4</i>	146,09	255,19	71,646	120,87	10,296	85,147	12,573	0,9629
<i>ICM 4</i>	222,31	171,86	84,437	126,8	8,1788	59,484	14,178	0,94327

Da mesma forma que ocorreu com as tensões nas barras e ossos, por serem muito baixas não receberam muita ênfase na apresentação das tensões nos sistemas, mas foram apresentadas somente na tabela de comparativo das tensões, também aconteceu com as deformações nas geometrias dos sistemas. Por essas deformações serem ínfimas, todas elas tendendo a zero, elas serão apresentadas na tabela referente às deformações.

Pode-se representar, portanto, graficamente esta tabela através da figura 79.

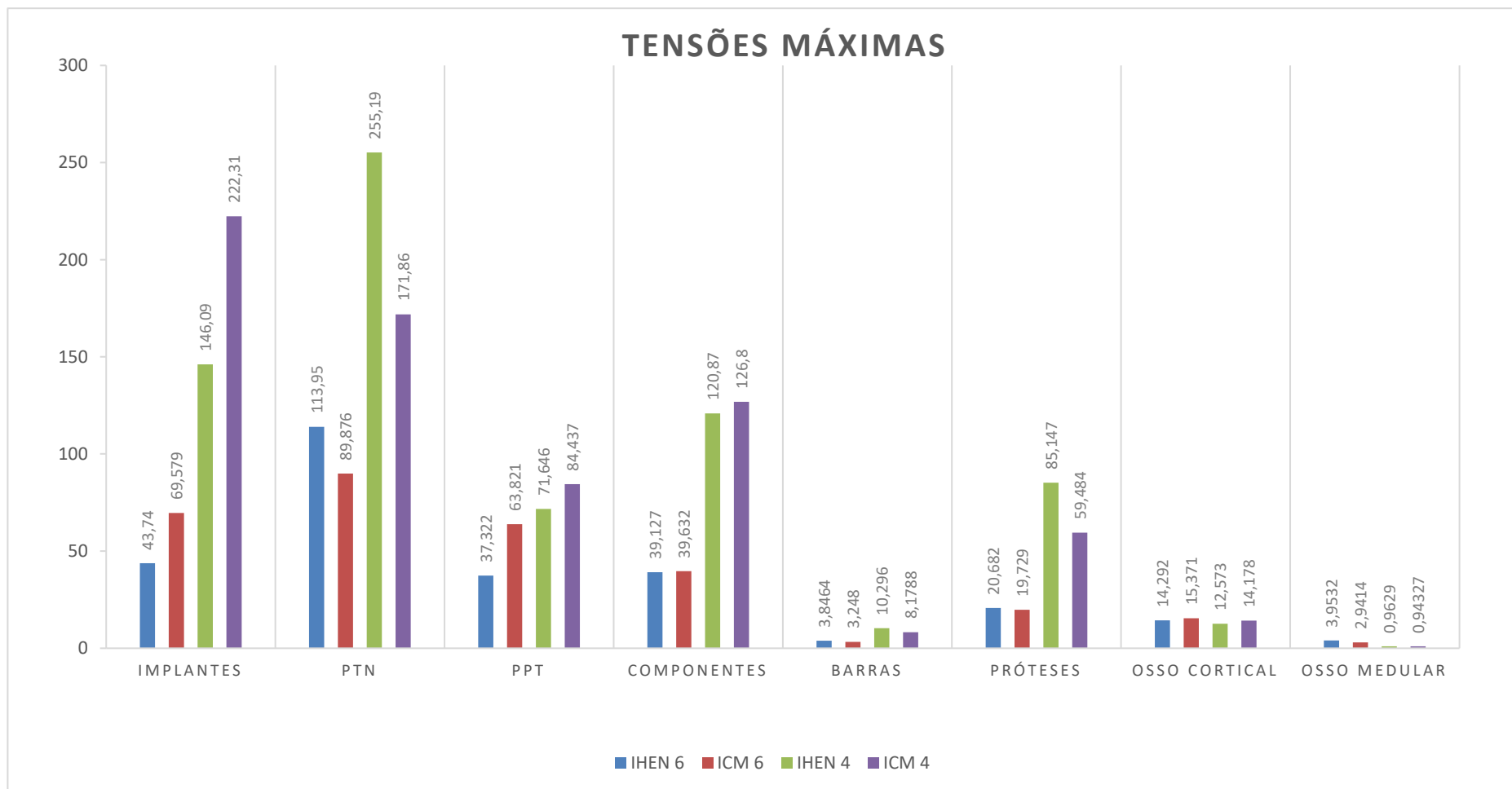


Figura 79: Gráfico das tensões máximas (em MPa).

Analisando então esta tabela e gráfico, ao se comparar as tensões encontradas ao limite de escoamento de cada um dos materiais, pode-se chegar a alguns resultados. Esses resultados são o fator de eficiência para cada geometria, onde se divide a tensão encontrada pelo limite de escoamento do material e se subtrai este valor encontrado, de 100%, encontrando assim a porcentagem referente à eficiência de cada uma das peças. Este cálculo foi feito para encontrar qual das geometrias é mais eficiente em cada situação. Utilizando-se então o limite de escoamento de cada um dos materiais, 930 MPa para o Ti 6Al-4V, 560 MPa (o valor mínimo encontrado na literatura) para a liga Cr-Co-Mo, 550 MPa (o valor mínimo encontrado na literatura) para a prótese em cerâmica Y-TZP e 167 MPa para os ossos, uma vez que vem da literatura que a partir desse valor, pode se causar reabsorção. A partir desses valores encontrados tem-se, portanto, a figura 80 que traz o gráfico do fator de eficiência.

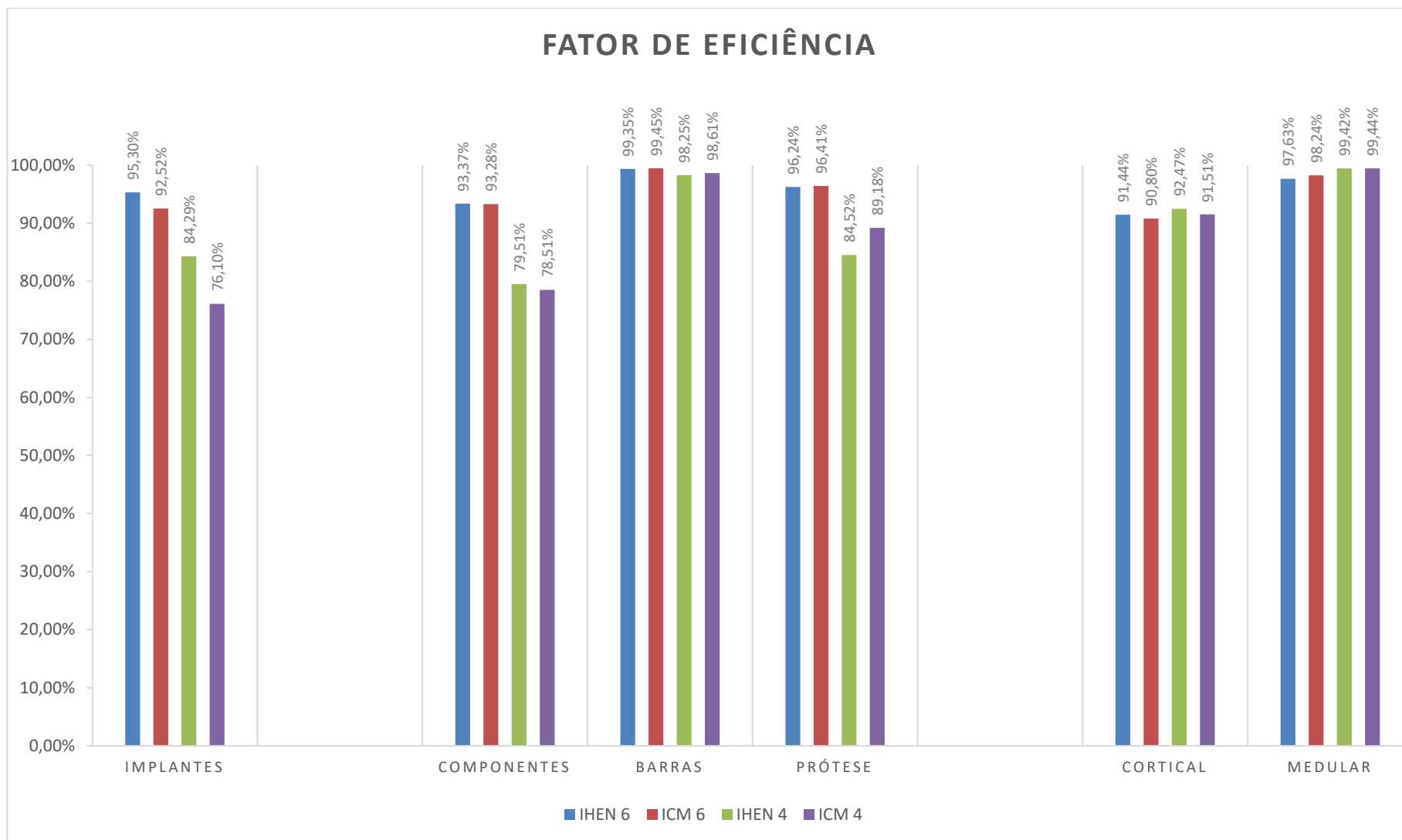


Figura 80: Gráfico do fator de eficiência.

A partir desse gráfico, pode-se analisar cada uma das geometrias, para saber qual delas é melhor em cada situação, como por exemplo: pode-se dizer que do ponto de vista dos implantes, os hexágonos externos são melhores, ou seja, apresentam uma menor solicitação que por conseguinte faz com que a tensão necessária para ultrapassar o limite de escoamento do titânio e ocasionar alguma falha, seja muito mais alta que a tensão necessária para ocasionar a falha no sistema cone morse com 4 implantes.

Tabela 7: Deformações máximas.

Deformações Máximas								
<i>Sistemas</i>	<i>Implantes</i>	<i>PTN</i>	<i>PPT</i>	<i>Comp.</i>	<i>Barras</i>	<i>Prótese</i>	<i>Osso Cortical</i>	<i>Osso Medular</i>
<i>IHEN 6</i>	3,6E-04	1E-03	4E-04	2,1E-04	2E-05	1,3E-04	1,1E-04	2,2E-03
<i>ICM 6</i>	8,1E-04	8E-04	6E-04	2,9E-04	1E-05	8,12E-05	8,2E-04	2E-04
<i>IHEN 4</i>	1,5E-03	2,2E-03	6E-04	7,2E-04	5E-05	3,7E-04	1,4E-03	5,7E-04
<i>ICM 4</i>	2,1E-03	1,4E-03	7E-04	8,8E-04	3E-05	2,4E-04	1,3E-03	7,7E-04

Observa-se um aumento das tensões e deformações quando se utilizou somente quatro implantes. Embora tenha sido um aumento significativo, esse aumento não foi suficiente para causar qualquer tipo de falha. O mesmo pode-se perceber dos parafusos de fixação e dos componentes, que tiveram um aumento considerável na tensão, mas mesmo assim também não foi suficiente para ocasionar falha. As barras, ossos e prótese nem tiveram aumento relevante nas tensões, portanto também não acarretariam falha alguma.

Já as deformações, todas elas são muito baixas em todas as geometrias, sendo todas elas praticamente zero.

Após isso, a figura 81 representa graficamente a tabela 7.

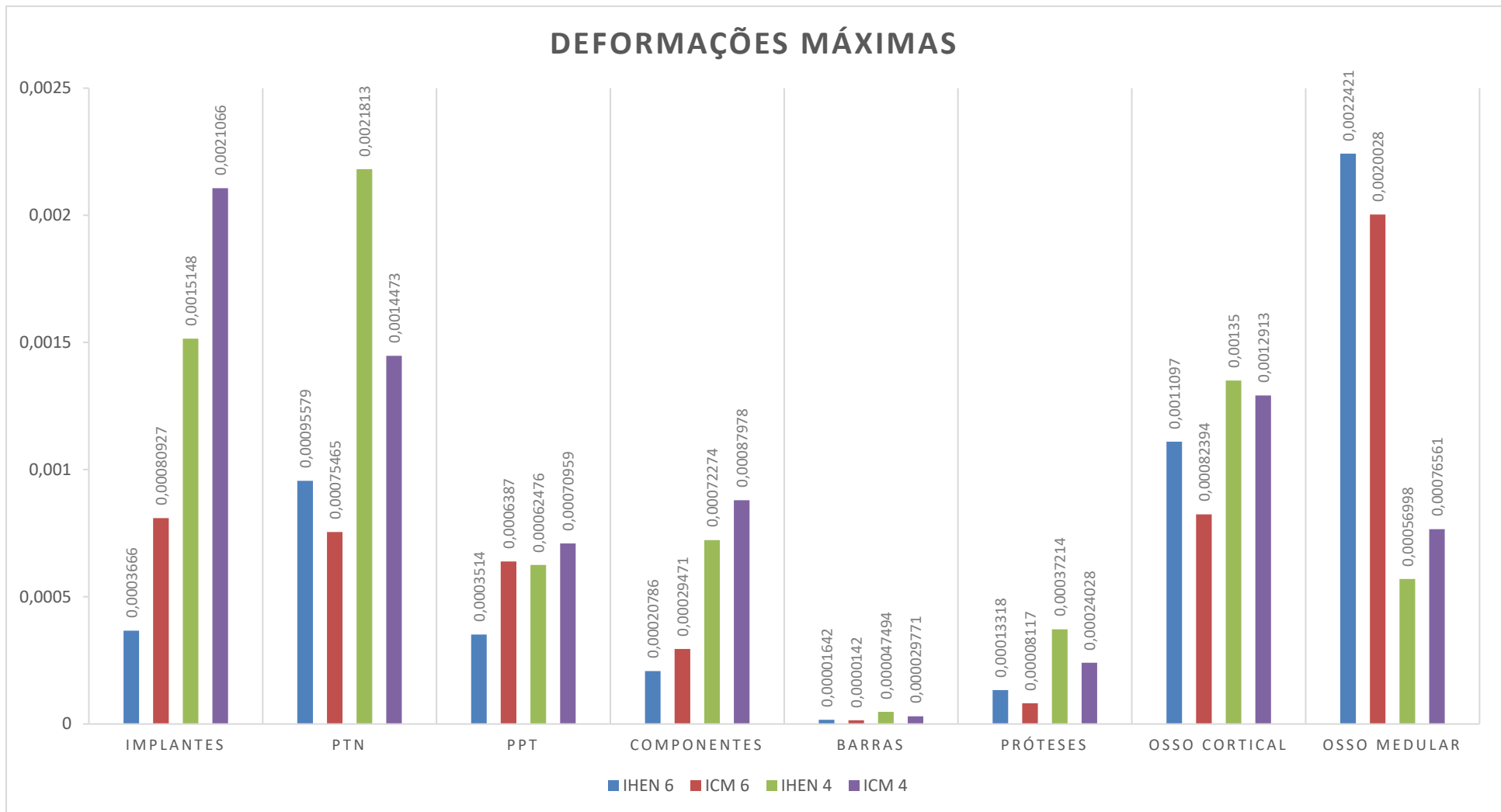


Figura 81: Gráfico das deformações máximas.

6. Conclusão

Finalizadas, portanto, as simulações e apresentados seus devidos resultados, pode-se com isso chegar a algumas conclusões.

Primeiramente, percebe-se que embora a diferença das tensões ao se comparar o sistema hexágono externo e o cone morse seja pequena, ainda assim a tensão existente no hexágono externo é menor do que a existente no cone morse, se comparados somente os implantes. Porém ao se observar os parafusos, percebe-se que os parafusos PTN referentes ao sistema hexágono externo apresentam uma tensão maior que os parafusos PTN utilizados no sistema cone morse. Essa maior tensão apresentada se dá devido à área de solicitação no parafuso do sistema hexágono externo, que embora ambos estejam submetidos à mesma força, vale lembrar que o torque utilizado para seu aperto, é maior do que o do sistema cone morse. Com isso ao se comparar ambos os PTN, as áreas de maior solicitação acabam sendo diferentes.

Muito embora não ocorra nenhuma falha em nenhum dos sistemas, podem-se tirar algumas conclusões ao compará-los e principalmente comparar peça a peça, individualmente, como:

- 1- Em relação aos implantes, pode-se dizer que o melhor implante, o que está mais distante da falha é o hexágono externo. Independentemente de ser no sistema com 6 implantes ou 4, o hexágono externo se sai melhor que o cone morse (mesmo sendo por pouco) ao se analisar sua eficiência.
- 2- Em relação aos componentes, ao se olhar para eles a partir do sistema com 6 implantes, a diferença de eficiência é praticamente irrelevante, pois ambos, hexágono externo e cone morse, apresentam respectivamente fatores de eficiência de 93,37% e 93,28%. Já ao se olhar para o sistema de 4 implantes, pode-se dizer que o sistema com os implantes hexágono externo é mais eficiente que o cone morse, muito embora os valores sejam extremamente próximos, ainda assim

apresentam respectivamente fatores de 79,51% e 78,10%, fazendo com que o hexágono externo ainda seja mais eficiente.

- 3- Em relação às barras, a diferença encontrada é tão pequena, que pode ser considerada irrelevante na escolha do implante.
- 4- Em relação à prótese, novamente a diferença no sistema com 6 implantes é praticamente nula, sendo um fator de 96,24% para o hexágono externo e de 96,41% para o hexágono interno. Já ao se olhar para o sistema com 4 implantes, a eficiência do sistema cone morse é maior do que a do hexágono externo, sendo a eficiência deste de 84,52% e a daquele de 89,18%. Logo, o Cone morse teve melhores resultados.
- 5- Em relação ao osso cortical, novamente a diferença de eficiência entre o hexágono externo e o cone morse é quase nula, apresentando 91,44% para o IHEN e 90,80% para o ICM. O que se repete ao observar o sistema com 4 implantes, onde a eficiência do hexágono externo é de 92,47%, sendo esta bastante próxima da eficácia apresentada pelo cone morse, que foi de 91,51%. Sendo, portanto, praticamente irrelevante a diferença entre ambos os sistemas.
- 6- Em relação ao osso medular, novamente a diferença entre eficiências é muito baixa, porém desta vez esta diferença é muito baixa tanto no sistema com 6 implantes quanto no sistema com 4 implantes. Apresentando eficiências de 97,63% para o IHEN, 98,24% para o ICM, 6 implantes, 99,42% para o IHEN e 99,44% para o ICM, 4 implantes. Embora a diferença de eficiência entre os sistemas, ao se olhar do ponto de vista do osso medular, seja muito baixa, ainda assim é interessante ressaltar que a eficácia apresentada pelos sistemas com 4 implantes, foi maior do que a dos sistemas com 6 implantes. Logo, conclui-se que do ponto de vista do osso medular, os sistemas com 4 implantes são mais interessantes de serem utilizados.

Essa solução encontrada se dá unicamente mediante esses parâmetros utilizados (carregamentos, suporte, angulação), não levando em consideração certos fatores biológicos que não podem ser previstos, como a variação da qualidade óssea no paciente, presença de maior ou menor força oclusal para

dados do paciente, entre outros. Essas conclusões não são definitivas, apenas um indicativo para a conclusão do sistema a ser utilizado pelo profissional.

7. Bibliografia

[1] Barras, Colin (29 de fevereiro de 2016). «How our ancestors drilled rotten teeth» (em inglês). BBC. Disponível em <http://www.bbc.com/earth/story/20160229-how-our-ancestors-drilled-rotten-teeth> Consultado em 01/04/ 2019.

[2] Misch, C. E. Implantes dentários contemporâneos. 2ª ed. São Paulo; Ed. Santos; 2000.

[3] Artigo disponibilizado no site da Colgate, «O Que São Implantes Dentários?» disponível em <https://www.colgate.com.br/oral-health/cosmetic-dentistry/implants/what-are-dental-implants> Consultado em 01/04/ 2019.

[4] Osis Admin (19/07/2013). «Conheça as características do osso» Disponível em <http://www.osis.com.br/conheca-caracteristicas-osso/#.XV0wyuhKjIU> consultado em 01/04/2019.

[5] Rafael Lourenço MD (última revisão: 29/10/2020) «Ossos» disponível em <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/ossos>. Consultado em 20/10/2019.

[6] Prof. Claudia Maria Oliveira Simões, Joseane Ganske de Carvalho e Marcília Baticy Monteiro Moraes - UFSC Saúde em Movimento © 2000 – 2001. Disponível em http://www.saudeemmovimento.com.br/conteudos/conteudo_frame.asp?cod_noticia=55 Consultado em 08/04/2019.

[7] <https://mundoeducacao.bol.uol.com.br/biologia/sistema-esqueletico.htm> consultado em 08/04/2019.

[8] "A formação do Tecido Ósseo" em *Só Biologia*. Virtuoso Tecnologia da Informação, 2008-2019. Disponível na Internet em <https://www.sobiologia.com.br/conteudos/Histologia/epitelio19.php> Consultado em 08/04/2019.

[9] Bianca Cavalari, Elza Ishizaka, Thais Paviani e Wesley Siqueira – UNIMEP. Tipos ósseos para implantes.

- [10] Santos, M. J. da S.; Estabilidade primária de implantes. Porto, 2011.
- [11] Misch CE. The implant quality scale: A clinical assessment of the health disease continuum. Oral Health. 1998;15:15-25
- [12] Lekholm, U. Zarb, G., Albrektsson, T. (eds). Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago:Quintessence, 1985;199-209
- [13] Vitorino, R. M.; Apostila de implantodontia. Disponível em https://www.slideshare.net/rayssa_mendonca/apostila-de-implantodontia Consultado em 10/04/2019.
- [14] Dos Santos, A. A.; A qualidade óssea da mandíbula no edentulismo avaliadas por tomografia computadorizada. São José dos Campos, SP, 2010.
- [15] *unidade de Hounsfield* in Dicionário infopédia de Termos Médicos [em linha]. Porto: Porto Editora, 2003-2019. Disponível em: <https://www.infopedia.pt/dicionarios/termos-medicos/unidade%20de%20Hounsfield> Consultado em 13/04/2019
- [16] Tassi, R., Bonadio, F., Storrer, C. M.; Aumento do Rebordo Alveolar com Enxerto Ósseo: relato de Caso. Revista Dens, v.15, n.2, novembro/abril 2007
- [17] Dutra, I., Leite, G., Neto, R. A., Pinto, T. F.; Tecido ósseo: característica e classificação. Disponível em: <https://pt.slideshare.net/thaysaf7/tecido-sseo-caracteristicas-e-classificacao-52629180> Consultado em 10/04/2019
- [18] Azevedo, F. M.; Método dos Elementos Finitos. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Abril 2003.
- [19] Lotti, R. S., Machado, A. W., Mazzeiro, Ê. T., Júnior, J. L.; Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, mar/abril 2006.
- [20] Maranhão, K. de M.; Reis, A. C. de S.; Maranhão, P.; Modelo Matemático para Previsão das Propriedades Mecânicas das Limas Endodônticas: Revisão de Literatura. Vol. 24, n. 2, pp. 143-147 (Set – Nov 2018); BJSCR.

- [21] Negrissoli, L.; Aplicabilidade do Método dos Elementos Finitos na Ortodontia: Revisão da Literatura. Universidade Federal de Santa Catarina. Curso de Graduação em Odontologia. Florianópolis, 2015.
- [22] Beer FP, Johnston Jr ER. Resistência dos Materiais. 4.ed. São Paulo: McGraw-Hill, 2006.
- [23] Gonçalves, I. A.; Prótese Protocolo e Overdenture na Reabilitação Oral de Pacientes Edentados. Revisão de Literatura. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Araçatuba, 2009.
- [24] Gonçalves Jr., U.; Quagliatto, P. S.; Silva, T. D.; Sousa, R. M.; Pessoa, R. S.; Reabilitação do Arco Superior com Protocolo Cerâmico em Infraestrutura de Zircônia. Rev. Odontol Bras Central 2015;24(71).
- [25] Katsoulis j, Mericske-stern r, Yates dm, Izutani n, Enkling n, Blatz mb. In Vitro Precision of Fit of Computer-Aided Design and Computer- Aided Manufacturing Titanium and Zirconium Dioxide Bars. dent mater. 2013; 29(9): 945–953.
- [26] Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9 (1): 90-4
- [27] Rocha, S. S.; Souza, D, R.; Fernandes, J. M. A.; Garcia, R. R.; Zavanelli, R. A.; Próteses Totais Fixas Tipo Protocolo Bimaxilares. Relato de Caso. Ver. Odontol Bras Central 2013;21(60)
- [28] Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. Clin Oral Implants Res. 2000; 11 (5): 465-75.
- [29] Geng, J.; Tan, K. B. C.; Liu, G. Application of finite elemento analysis in implant dentistry: A review of the literature. V. 85, n. 6, p. 585 – 598, 2001.
- [30] Camargo, C. R. Análise de Tensões em implantes zigomáticos. Universidade Federal Fluminense. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Volta Redonda, 2018.

[31] Artigo disponibilizado no site Wikipédia «Tomografia computadorizada» https://pt.wikipedia.org/wiki/Tomografia_computadorizada consultado em 20/09/2019.

[32] Vasco, M. A. A. «Biomecânica na Odontologia» Disponível em www.biomecanicanaodontologia.com.br. Consultado em 20/01/2019

[33] Artigo disponibilizado no site da Colgate, «O Que São Próteses?» <https://www.colgate.com.br/oral-health/cosmetic-dentistry/dentures/what-are-dentures> Consultado em 20/09/2019.

[34] GRABCAD community (STRATASYS solution) disponível em <https://grabcad.com/library/dental-impression-1>.

[35] Lehmann, R. B. Simulação Tridimensional para Avaliação de Tensões em Implantes Dentários pelo Método de Elementos Finitos. 2005. 155p. Tese (pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica) – Universidade Federal Fluminense.

[36] Negromonte, E. (Última revisão: 28/03/2019) «O que é formato de arquivo STL?» <https://sempreupdate.com.br/o-que-e-formato-de-arquivo-stl-para-impressoes-em-3d/> Consultado em 09/01/2019.

[37] AUTODESK Inc. Disponível no endereço <https://www.autodesk.com/products/fusion-360/overview>

[38] Neodent (Indústria e Comércio de Materiais Dentários S.A.) Disponível em <https://www.straumann.com/neodent/br/pt/profissionais/produtos-e-solucoes/linha-de-implantes/linha-de-implante-cm.html> Consultado em 02/02/2020.

[39] AUTODESK Inc. Disponível no endereço no endereço <http://www.meshmixer.com>

[40] Yalug, S. Biomechanical 3-Dimensional Finite Element Analysis of Obturator Protheses Retained with Zygomatic and Dental Implants in Maxillary Defects. V21, p. 604 – 611, 2015. Disponível em <http://www.medscimonit.com/abstract/index/idArt/892680>.

- [41] Verri, F. R. et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. V.2015, 2015.
- [42] Alencar, S. M. M. et al. FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prostheses with Cantilevers. V. 26, n 2, p. 150 – 155, 2017.
- [43] Fayaz, A. et al. Effects of Length and Inclination of Implants on Terminal Abutment Teeth and Implants in Mandibular CL1 Removable Partial Denture Assessed by Three-Dimensional Finite Element Analysis. V. 12, n. 10, p. 739 – 746, 2015.
- [44] Erkmen, E. et al. Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA. Part 3: Inferior and anterior repositioning surgery. V. 38, n. 2, p. 173 – 179, 2009.
- [45] Jager, N. D.; Pallav, P.; Feilzer, A. J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. V. 21, n. 3, p. 242 – 251, 2005.
- [46] Liu, J. et al. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. v. 41, n. 3, p. 241 – 249, 2013. Disponível em <http://dx.doi.org/10.1016/j.ident.2012.11.008>.
- [47] Schwartz-Dabney, C. L.; Dechow, P. C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. V. 120, n. 3, p 252 – 277, 2003.
- [48] Korkmanz, F. M. et al. Impact of Dental and Zygomatic Implants on Stress Distribution in Maxillary Defects: A 3-Dimensional Finite Element Analysis Study. V. 28, n. 5, p. 557 – 567, 2012. Disponível em <http://www.joionline.org/doi/abs/10.1563/AID-JOI-D-10-00111>.
- [49] Flanagan, D. et al. Measurement of the fatigue life of mini dental implants: a pilot study. V. 34, n. 1, p. 7 – 11, 2008. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18390237/>.

- [50] Bahrami, B. et al. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants-a 3D finite element analysis. v. 30, n. 4, p. e89 – 97, 2014. Disponível em <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564114000244>.
- [51] Maria, C.; Lira, N. D.; Ribeiro, R. F. Utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas em prótese parcial removível. P. 181 – 189, 2007.
- [52] Tabata, L. F. et al. Effect of Passive Fit Absence in the Prosthesis / Implant / Retaining Screw System : A Two-Dimensional Finite Element Analysis Effect if Superstructure Materials and Misfit on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis : A Finite Element. V. 21, n. July 2015, p. 689 – 695, 2009.
- [53] Andrade, A.P.; Shimaoka A. M.; Falanque, R. L.; Santos, M. G.; Santos, F. A. M.; Carvalho, R. C. Reabilitação estética com a utilização de um sistema cerâmico do tipo Y-TZP: relato de caso clínico. RPG, Rev. pós-grad. vol.19 no.1 São Paulo Jan./Mar. 2012.
- [54] STC (Superior Technical Ceramics Corp.) disponível em https://www.ceramics.net/ceramic-materials-solutions/zirconias/ytzp?gclid=Cj0KCQiAkePyBRCEARIsAMy5Sct6j_Q_8S5ME EgctFGCchM7Q9AfR3JsDQikTQsEKVoqpGxdhm8496waAjOoEALw_wcB
Consultado em 13/01/2020.
- [55] Okeson, J. P. Tratamento nas desordens temporomandibulares e oclusão. 6. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. ISBN 789-85-352-2880-9.
- [56] Çiftçi, Y.; Canay Şenay. The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. v. 15, n. 4, p. 571 – 582, 2000.
- [57] Freedman, M.; Ring, M.; Stassen, L. F. A. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: A finite element analysis study. V. 42, n. 5, p. 671 – 676, 2013. Disponível em <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2012.12.006>.