

FACULDADES INTEGRADAS DE ARACRUZ
CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA MECÂNICA

GUILHERME FARINA PENA

**ESTUDO DE SIMULAÇÕES DE CARGAS ESTÁTICAS EM PRÓTESES
TIBIAIS UTILIZANDO O SOFTWARE ANSYS**

ARACRUZ

2022

GUILHERME FARINA PENA

**ESTUDO DE SIMULAÇÕES DE CARGAS ESTÁTICAS EM PRÓTESES
TIBIAIS UTILIZANDO O SOFTWARE ANSYS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado pelo Departamento do Curso de Engenharia Mecânica das Faculdades Integradas de Aracruz, como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Harerton Oliveira Dourado

ARACRUZ – ES

2022

GUILHERME FARINA PENA

**ESTUDO DE SIMULAÇÃO DE CARGAS ESTÁTICAS EM PRÓTESES TIBIAIS
UTILIZANDO O SOFTWARE ANSYS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à coordenadoria do curso de Engenharia Mecânica das Faculdades Integradas de Aracruz, como requisito parcial para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Aprovado em 15 de dezembro de 2022

COMISSÃO EXAMINADORA



Prof. Dr. Hareton Oliveira Dourado

FAACZ

(Orientador)



Prof. Me. Daniel Ernesto Otárola Tasaico

FAACZ



Prof. Esp. Patrik Borges do Nascimento Leal

FAACZ

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, minha família, meu professor orientador, aos professores que me ensinaram ao longo do curso de engenharia e aos funcionários da instituição que contribuem para que se tenha um ambiente propício, organizado e ideal para o ensino.

Outro agradecimento especial vai para todas as pessoas que me incentivaram a fazer e concluir este curso e às pessoas que estiveram comigo nos piores momentos da minha vida.

“Por que esta é a mensagem que ouviste desde o princípio: que nos amemos
uns aos outros.” - 1 João 3:11

RESUMO

Com o aumento da expectativa de vida da população, prática de esportes, doenças degenerativas em articulações, cada vez mais, há uma procura por cirurgias que fazem substituição das articulações do corpo. A Artroplastia total do joelho é o nome da cirurgia que tem como objetivo restaurar a função do joelho, utilizando próteses. Essas próteses possuem vida útil e isso depende das atividades executadas pelo paciente, forças externas e internas na articulação e dois fatores muito importantes que são o tipo do material e a geometria da prótese. O objetivo do presente trabalho foi modelar de forma computacional, próteses tibiais tridimensionais, com os seguintes componentes: parte da tíbia (osso cortical e osso trabecular), parte metálica da prótese (ligas de Co-Cr, Ti-6Al-4V e Ti-13Nb-13Zr), parte de polietileno que serve de apoio para o componente femoral fazendo o trabalho do menisco e o PMMA (Polimetilmetacrilato) servindo para aderir a prótese no osso e distribuir a carga de uma forma mais proporcional. Sobre as próteses, foi aplicada uma força de 800N, simulando uma pessoa de 80 quilos, porém a força foi multiplicada por 4, valor máximo que chega em uma marcha (quando a pessoa caminha), totalizando 3200N, de forma assimétrica. O software Ansys foi utilizado para fazer as simulações computacionais das forças aplicadas sobre as próteses com o intuito de analisar se os componentes suportam ou não o valor das Tensões de Von Mises geradas após os resultados. Os materiais das próteses com maior valor de módulo de elasticidade geraram maiores valores de Tensões máximas de Von Mises, o que leva a um maior efeito de bloqueio de tensões, podendo haver perda de massa óssea. Levando em conta todos os fatores, como menores Tensões Máximas de Von Mises e o menor valor de Tensão no osso trabecular, a prótese escolhida foi a de número 3 com o material Ti-13Nb-13Zr.

Palavras-chave: artroplastia; joelho; próteses de joelho; simulações; ansys.

ABSTRACT

With the increase in life expectancy of the population, the practice of sports, degenerative joint diseases, there is an increasing demand for surgeries that replace the body's joints. Total knee arthroplasty is the name of the surgery that aims to restore knee function using prostheses. These prostheses have a useful life and this depends on the activities performed by the patient, external and internal forces on the joint and two very important factors, which are the type of material and the geometry of the prosthesis. The present work was to computationally model three-dimensional tibial prostheses, with the following components: part of the tibia (cortical bone and trabecular bone), metal part of the prosthesis (co-Cr, Ti-6Al-4V and Ti-13Nb-13Zr), polyethylene part that serves as a support for the femoral component doing the work of the meniscus and the PMMA (Polymethylmethacrylate) serving to adhere the prosthesis to the bone and distribute the load in a more proportional way. On the prostheses, a force of 800N was applied, simulating a person weighing 80 kg, but the force was multiplied by 4, the maximum value that reaches a gait (when the person walks), totaling 3200N, asymmetrically. The Ansys software was used to carry out computational simulations of the forces applied to the prostheses in order to analyze whether or not the components support the value of the Von Mises Stresses generated after the results. Prosthesis materials with higher elastic modulus values generated higher Von Mises maximum stress values, which leads to a greater stress blocking effect, which may result in loss of bone mass. Taking into account all the factors, such as the lowest Von Mises Maximum Stress and the lowest Stress value in the trabecular bone, the prosthesis chosen was number 3 with Ti-13Nb-13Zr material.

Keywords: arthroplasty; knee; knee prostheses; simulations; ansys.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Componentes principais do joelho.	15
Figura 2: Partes que compõem o fêmur.	16
Figura 3: Tíbia do ser humano.	17
Figura 4: Menisco.....	18
Figura 5: Distribuição das cargas na no Joelho.....	19
Figura 6: Ciclo da marcha.	20
Figura 7: Joelho com Prótese (Artroplastia)	21
Figura 8: componentes da Prótese total do joelho.	23
Figura 9: Cotas da Tíbia.....	29
Figura 10: Dimensões do osso cortical.	30
Figura 11: Cotas da Prótese.....	30
Figura 12: Prótese da Johnson & Johnson.	33
Figura 13: Partes da prótese número 1.....	34
Figura 14: Prótese de número 2.....	34
Figura 15: Prótese número 3.....	35
Figura 16: Esquema de forças aplicadas no modelo.....	36
Figura 17: Parte fixa do modelo.	37
Figura 18: Malhas do modelo.....	37
Figura 19: Tensões de Von Misses para um paciente de 80Kg e a prótese de Ti-13Nb-13Zr.....	39
Figura 20: Prótese número 2 de Ti-6Al-4V para um paciente de 80Kg.....	40
Figura 21: Prótese número 3 de Ti-6Al-4V com paciente de 80Kg.	41
Figura 22: Prótese com prato tibial feito com material de Co-Cr e espigão feito com Ti-13Nb-13Zr.	42
Figura 23: Localização dos valores máximos e mínimos, na prótese 1, da Tensão de Von Misses.....	43

Figura 24: Localização dos valores máximos e mínimos, na prótese 1, da Tensão de Von Misses, prótese de Ti-13Nb-13Zr.....	43
Figura 25: Localização do valor máximo, na prótese 2, da Tensão de Von Misses.....	44
Figura 26: Localização do valor mínimo, na prótese 2, da Tensão de Von Misses.....	44
Figura 27: Localização do valor mínimo, na prótese 2, com o material de Ti-13Nb-13Zr, da Tensão de Von Misses.....	45
Figura 28: Localização do valor máximo, na prótese 3, da Tensão de Von Misses.....	46
Figura 29: Localização do valor mínimo, na prótese 3, da Tensão de Von Misses.....	46
Figura 30: Localização do valor máximo, na prótese mesclada, da Tensão de Von Misses.....	47
Figura 31: Localização do valor mínimo, na prótese mesclada, da Tensão de Von Misses.....	47
Figura 32: Vista externa da prótese 1 com material Co-Cr.....	60
Figura 33: Vista frontal em corte da prótese 1 com material Co-Cr.....	60
Figura 34: Vista lateral em corte da prótese 1 com material Co-Cr.....	61
Figura 35: Vista externa da prótese 1 com material Ti-6Al-4V.....	62
Figura 36: Vista frontal em corte da prótese 1 com material Ti-6Al-4V.....	62
Figura 37: Vista lateral em corte da prótese 1 com material Ti-6Al-4V.....	63
Figura 38: Vista externa da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.....	64
Figura 39: Vista Frontal em corte da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.....	64
Figura 40: Vista Lateral em corte da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.....	65
Figura 41: Vista Externa da prótese 2 com material Co-Cr.....	66
Figura 42: Vista frontal em corte da prótese 2 com material Co-Cr.....	66
Figura 43: Vista lateral em corte da prótese 2 com material Co-Cr.....	67
Figura 44: Vista Externa da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.....	68

Figura 45: Vista Frontal em corte da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.	68
Figura 46: Vista lateral em corte da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.	69
Figura 47: Vista externa da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.	70
Figura 48: Vista frontal em corte da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.	70
Figura 49: Vista Lateral em corte da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.	71
Figura 50: Vista Externa da prótese 3 com material Co-Cr.	72
Figura 51: Vista Frontal em corte da prótese 3 com material Co-Cr.	72
Figura 52: Vista lateral em corte da prótese 3 com material Co-Cr.	73
Figura 53: Vista Externa da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.	74
Figura 54: Vista frontal em corte da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.	74
Figura 55: Vista Lateral em corte da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.	75
Figura 56: Vista externa da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.	76
Figura 57: Vista frontal em corte da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.	76
Figura 58: Vista Lateral em corte da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.	77
Figura 59: Vista Externa da prótese mesclada.	78
Figura 60: Vista frontal em corte da prótese mesclada.	78
Figura 61: Vista lateral em corte da prótese mesclada.	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dimensões da Tíbia.....	29
Tabela 2: Dimensões da Prótese.	31
Tabela 3: Propriedades dos Materiais.....	32
Tabela 4: Valores máximos e mínimos de Tensão de Von Misses para as simulações de todas as próteses.	48
Tabela 5: Valores Máximos de Tensão de Von Misses para cada modelo de prótese utilizado nas simulações.....	49

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVOS	14
1.1.1 Objetivo Geral	14
1.1.2 Objetivos Específicos	14
2 REFERENCIAL TEÓRICO	15
2.1 JOELHO	15
2.1.1 Fêmur	16
2.1.2 Tíbia	17
2.1.3 Menisco	17
2.1.4 Distribuição da Carga no Joelho	18
2.1.5 Osso Cortical e Osso Trabecular	20
2.2 ARTROSE	20
2.3 ARTROPLASTIA DO JOELHO	21
2.4 PRÓTESES DE JOELHO.....	22
2.4.1 Fenômeno de Stress Shielding	23
2.4.2 Materiais Usados em Próteses de Joelho	24
2.4.2.1 Liga de Cromo-Cobalto (Co-Cr)	24
2.4.2.2 Titânio e Suas Ligas	25
2.4.2.2.1 Titânio, Alumínio e Vanádio (Ti-6Al-4V)	25
2.4.2.2.2 Titânio, Niórbio e Zircônio (Ti-13Nb-13Zr)	26
2.4.2.3 Polietileno	26
2.4.2.4 Polimetilmetacrilato (PMMA)	27
3 METODOLOGIA	28
3.1 MODELAGEM	28
3.1.1 Propriedades dos Materiais	31
3.1.2 Desenho das Próteses	32

3.1.3 Condições de Contorno	35
4 RESULTADOS	38
4.1 PRÓTESE NÚMERO 1	38
4.2 PRÓTESE NÚMERO 2	39
4.3 PRÓTESE NÚMERO 3	40
4.4 PRÓTESE COM MATERIAIS MESCLADOS	41
4.5 VALORES MÁXIMOS E VALORES MÍNIMOS.....	42
4.6 VALORES DE TENSÃO DE VON MISSES NO OSSO TRABECULAR.....	48
4.7 DISCUSSÕES.....	49
5 CONCLUSÃO	53
REFERENCIAS	56
ANEXO A - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 1 COM PACIENTE DE 80 KG	60
ANEXO B - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 2 COM PACIENTE DE 80 KG	66
ANEXO C - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 3 COM PACIENTE DE 80 KG	72
ANEXO D - SIMULAÇÃO DA PRÓTESE NÚMERO 2 COM PACIENTE DE 80 KG (PRATO TIBIAL DE Co-Cr E ESPIGÃO DE Ti-13Nb-13Zr)	78

1 INTRODUÇÃO

A articulação do joelho é um sistema complexo, que envolve a tíbia proximal e o fêmur distal. É um sistema anatômico de enorme importância para o corpo humano, pois está constantemente sujeito na transferência de forças estáticas e dinâmicas para o membro inferior e permite mobilidade e estabilidade (COMPLETO, 2006).

A junção do aumento da expectativa de vida da população, prática de esportes, acidentes de trânsito e doenças degenerativas nas articulações (artrose) elevaram o número de cirurgias ortopédicas para substituir articulações, chamada artroplastias (AAOS, a., apud BARCELOS, 2016). A artroplastia total do joelho é uma solução clínica para determinadas doenças, como a artrose (osteoartrose) e seu número está em constante aumento (COMPLETO, 2006). Trata-se de uma cirurgia complexa para substituição da articulação, requerendo experiência e muita precisão por parte do cirurgião para ter sucesso (INTITUTO COHEN, apud BARCELOS, 2016).

A prótese do joelho é composta por três componentes, a componente femoral, a componente tibial e a componente patelar. A componente femoral e a tibial são compostas de ligas metálicas e tem-se a componente de polietileno que serve de apoio para a parte femoral (FERNANDES, 2016).

Existem diversas variáveis que influenciam na durabilidade e desempenho das próteses de joelho, dentre as quais se pode destacar o tipo de material e a geometria da prótese (FERNANDES, 2016). Isso abre uma possibilidade de contribuição da engenharia com a medicina, uma vez que uma das alternativas para o estudo dessas variáveis é a aplicação do método de elementos finitos através de pacotes de simulação computacional como o ANSYS (ANSYS, 2022).

Dessa forma, o presente trabalho se propõe a investigar a utilização de diferentes materiais e geometrias em uma prótese tibial através de simulação computacional utilizando o método de elementos finitos.

O presente trabalho está organizado da seguinte forma: a seção 2 apresenta o referencial teórico, a seção 3 apresenta a metodologia empregada, a seção 4

mostra os resultados e, finalmente, a seção 5 apresenta as considerações finais. Mais detalhes sobre as simulações realizadas são mostrados nos anexos.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Modelar uma prótese tibial tridimensional computacional com diferentes geometrias e materiais para a realização de simulações computacionais no intuito de verificar se os componentes suportarão o valor das cargas aplicadas, gerando Tensões de Von Misses absorvidas.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Criar um modelo tridimensional de uma prótese tibial juntamente com uma parte da tíbia
- Confeccionar três tipos de próteses com geometrias e materiais diferentes
- Definir as propriedades dos materiais juntamente com o valor da força aplicada sobre os modelos
- Simular a aplicação de uma carga estática de forma assimétrica na prótese
- Avaliar os resultados obtidos para saber qual a melhor geometria e melhor material da prótese a ser utilizada de acordo com os parâmetros propostos pelas simulações

2 REFERENCIAL TEÓRICO

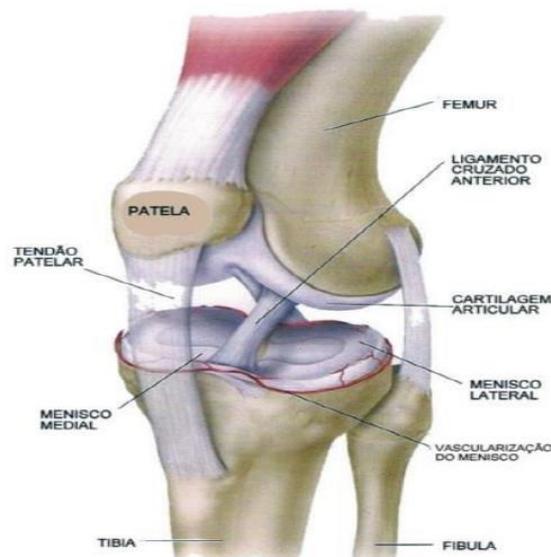
Esta seção tem por objetivo expor toda a teoria para um melhor entendimento em relação do tema proposto. Após a leitura, será mais fácil entender os métodos, os passos e a conclusão do presente trabalho.

2.1 JOELHO

Trata-se de uma articulação, o joelho é composto por ossos, cartilagens, meniscos e ligamentos. Dentre os ossos estão o fêmur, a rótula ou patela e a tíbia, formando duas juntas: a femorotibial e a femoropatelar (SILVA, 2010, apud BARCELOS, 2016).

A figura 1 ilustra as principais partes que compõem o joelho.

Figura 1: Componentes principais do joelho.



Fonte: Silva (2010).

Entre as partes estão o fêmur, tíbia, menisco medial, menisco lateral, patela, tendão patelar, ligamentos, cartilagem articular e fíbula.

O joelho permite alguns movimentos complexos que envolvem a rotação e o deslizamento (extensão e flexão) entre si, nesse caso, entre as superfícies articulares. Além disso, ele é a maior articulação e a mais complexa do corpo humano (COMPLETO, et al., 2011, apud FERNANDES, 2016).

As superfícies da articulação do joelho, que entram em contato, são cobertas pela cartilagem articular. Em indivíduos sem patologia, ela possui cerca de 6 mm de espessura com boa elasticidade, além de facilitar o deslizamento normal da articulação, é um amortecedor muito eficiente. Os ligamentos e meniscos são responsáveis pela estabilização da articulação, impedindo que o fêmur deslize sobre a tíbia. Os meniscos, além da estabilidade, servem para que a força exercida pelo corpo não se concentre em apenas um ponto na extremidade proximal da tíbia (JUNQUEIRA, et al., 2008; JACOB, et al., 1990, NETTER, 2008; COMPLETO, et al., 2011, apud FERNANDES, 2016).

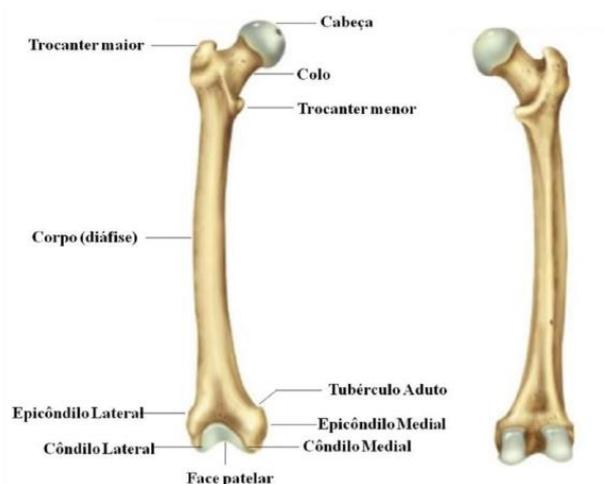
Esta foi uma visão geral do joelho. Nas próximas sub sessões serão descritas partes separadas.

2.1.1 Fêmur

De acordo com Coutinho (2013), possui, em seu comprimento, cerca de um quarto da altura da pessoa, sendo o maior e mais pesado osso do corpo humano. Composto pelo corpo (diáfise) e extremidade inferior e superior. A extremidade inferior possui dois côndilos, sendo eles, medial e lateral, os quais articulam-se com a tíbia, formando assim a articulação do joelho. Na parte superior ele é formado pela cabeça femoral, colo e dois trocânteres (maior e menor).

A figura 2 ilustra o fêmur.

Figura 2: Partes que compõem o fêmur.



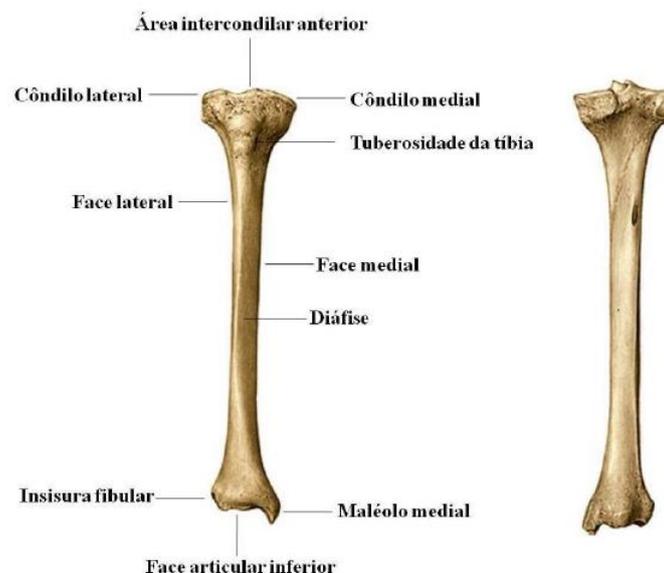
Fonte: Silva (2010).

2.1.2 Tíbia

Para Coutinho (2013), a tíbia está localizada na zona anterior medial da perna, sua extremidade proximal é volumosa para seus côndilos, interno e externo se articulem com os côndilos do fêmur. Ele é o segundo maior osso, seguido do fêmur e a seguir do fêmur o que suporta maior carga. Sua face superior é plana, formando pratos tibiais e seu corpo é triangular, com três faces: medial, lateral e posterior.

A ilustração da tíbia se da abaixo, na figura 3.

Figura 3: Tíbia do ser humano.



Fonte: Silva (2010).

2.1.3 Menisco

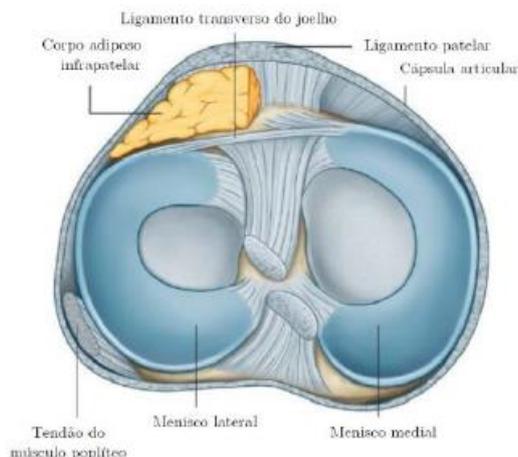
Permitem o ajustamento do fêmur com a tíbia, por serem superfícies incongruentes. Possuem consistência elástica firme e semilunar (COUTINHO, 2016).

A constituição dos meniscos é feita basicamente de colágeno tipo I, formando fibras arranjadas em formas de circunferência, para uma melhor absorção de cargas compressivas. Eles distribuem a carga aplicada na articulação e auxiliam na lubrificação e nutrição da cartilagem. A parte medial do menisco

conecta-se no platô medial da tíbia e tem formato de meia-lua, já o menisco lateral é ovalado e oferece uma maior mobilidade, cobrindo uma maior superfície e oferecendo uma maior mobilidade que o medial (PÉCORA, 2012, apud BARCELOS, 2016).

O menisco é mostrado na figura 4.

Figura 4: Menisco.

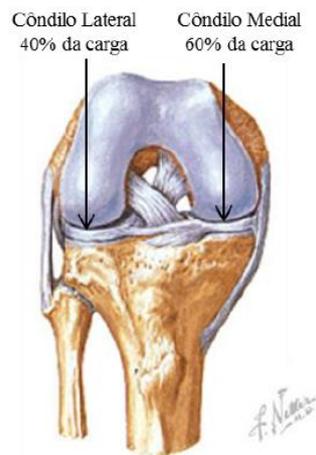


Fonte: Coutinho (2013).

2.1.4 Distribuição da Carga no Joelho

A distribuição das cargas no joelho é feita de forma assimétrica, nos côndilos da tíbia (Figura 5). Cerca de 60% da carga é distribuída no côndilo medial e os outros 40% no côndilo lateral. Todas essas forças atuantes no joelho dependem de forças externas atuantes no membro inferior e forças internas geradas pela contração muscular. Também, as forças e momentos nas articulações dos joelhos dependem das cargas externas, atividade física, do peso, ação muscular e resistência dos tecidos moles (ligamentos, tendões) (COMPLETO, et al., 2006; FOUDA, 2014, apud FERNANDES, 2016).

Figura 5: Distribuição das cargas na no Joelho.

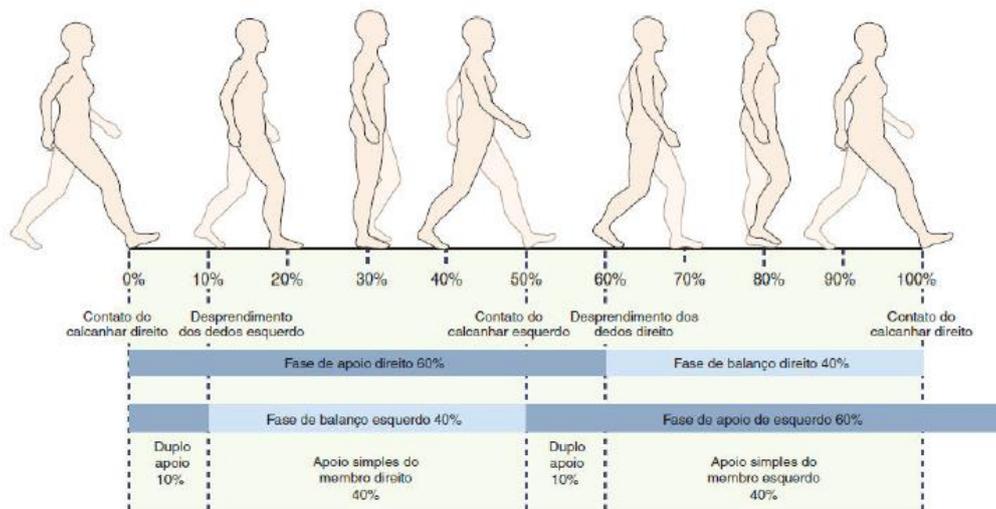


Fonte: Netter (2008).

Durante o ciclo de marcha, Morrison (1970, apud COMPLETO, 2006), explica que o peso do indivíduo pode chegar até quatro vezes o valor do seu peso. A força pode variar entre 2 a 3 vezes o peso do corpo logo em seguida ao apoio do calcanhar, essa força é exercida no prato tibial e ela está relacionada à contração dos músculos adutores. O pico de força acontece, podendo chegar de 2 a 4 vezes o peso do corpo, ao contrair o músculo gêmeo (músculo tibial anterior), logo ao tirar o pé do chão. Com o pé levantado, o valor da força no prato tibial é de uma vez o peso do corpo.

A marcha é ilustrada na figura 6, mostrando que o calcanhar fica no chão durante a maior parte do tempo, sendo assim, o prato tibial deve suportar muito esforço mecânico para não haver nenhum problema para com o indivíduo. O calcanhar fica 80% apoiado sozinho no chão, durante a marcha, 40% para cada perna.

Figura 6: Ciclo da marcha.



Fonte: Rose (2007).

2.1.5 Osso Cortical e Osso Trabecular

É a parte do osso mais compacta e mais densa e constitui 80% do esqueleto humano. Ele é encontrado nas camadas externas dos ossos, e sua função mais importante é manter a estrutura do esqueleto rígida. Este é o osso cortical (LANGER, 2022).

O osso trabecular é responsável por 20% do esqueleto humano. É encontrado no interior dos ossos, em vértebras, costelas, pelve, crânio e extremidades de ossos longo. Uma de suas funções é a manutenção da força e elasticidade do esqueleto (LANGER, 2022).

2.2 ARTROSE

A artrose é uma doença degenerativa, reumática, que impõe limites nas atividades do cotidiano das pessoas, causando dor, rigidez e inchaço no local, afetando articulações do corpo. Em 2013, a artrose representava 57% da demanda de cirurgias de quadril e joelho, um total de 8900 pacientes, segundo o Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (Into) (BARCELOS, 2016).

A artrose é caracterizada por perda progressiva de cartilagem articular, resultado também de combinações de causas locais, por exemplo, traumatismo, acidente ou queda, atingindo a articulação (COMPLETO, 2006).

Devido ao aumento da esperança de vida média da população, a artrose é um problema frequente na população humana e vem crescendo. Ela é mais comum em pessoas idosas, afetando cerca de 7,5% da população acima dos 55 anos (PÉCORA, et al., 2003; COUTINHO, 2013; MOREIRA, 2014, apud FERNANDES, 2016).

Houston (2009, apud BARCELOS, 2016) afirma que para pessoas jovens, alguma das causas é fratura dos ossos responsáveis por absorver impactos oriundos das atividades físicas ou acidentes, sobrecargas causadas por impacto, fragilidade ou por fadiga.

2.3 ARTROPLASTIA DO JOELHO

A Artroplastia é o nome dado à cirurgia que tem por objetivo restaurar a função da articulação, sendo ela de substituição, reconstrução ou restauração da mesma feita por próteses. Além disso, ela alivia a dor e permite que as pessoas retomem as atividades de rotina (SBOT, 2007; FARIAS, 2007; SILVA, 2010, apud BARCELOS, 2016).

Ela consiste também em montar uma articulação artificial, permitindo a mesma funcionalidade do joelho natural (COMPLETO, 2006). A figura 7 ilustra um joelho com uma prótese.

Figura 7: Joelho com Prótese (Artroplastia)



Fonte: Completo (2016).

Da para observar a parte metálica na parte debaixo do osso do fêmur e a outra parte da prótese, ficando logo acima da parte te tibia.

De acordo com Pércora (et al., 2003, apud Fernandes, 2016), a cirurgia de Artroplastia tem vida finita e isso depende do nível de atividade desenvolvido pela articulação. Ela tem aumentado nos últimos tempos devido a melhoras em técnicas cirúrgicas, instrumentos cirúrgicos, e conhecimento de biomecânica do joelho. Estudos de cargas durante as atividades rotineiras na articulação do joelho implicam no projeto da prótese, sendo que o mesmo resista às cargas, fazendo com que haja uma redução na falência da prótese.

2.4 PRÓTESES DE JOELHO

A utilização de próteses totais de joelho começou a entrar em uso desde 1968. Novos materiais e geometrias (design) vêm sendo desenvolvidos para que elas sejam cada vez mais indicadas para tratamento de lesões no joelho (BARCELOS, 2016).

Muitos tipos de próteses existem no mercado. Vários fabricantes colocam a disposição dos profissionais de artroplastia muitas matérias, tanto para substituição, quanto acessórios de ajuda para intervenção cirúrgica e ao acompanhamento dos pacientes. Os estudos visam o desenvolvimento de próteses seguindo a lógica de economia de capital ósseo, elaborando desenhos que provocam menos corte ósseo (COMPLETO, 2006).

Como ilustrado na figura 8, a prótese total de joelho é composta pelo componente femoral, tibial e o de polietileno. De acordo com Fernandes (2016), a parte femoral é constituída de componente metálico (liga metálica) e reveste os cõndilos do fêmur. O componente tibial (prato e espigão) é constituído de componente metálico (liga metálica) e é fixada na tibia proximal. A componente de polietileno substitui os meniscos, permitindo o deslizamento da componente femoral sobre si.

Figura 8: componentes da Prótese total do joelho.



Fonte: Song, et al. (2013).

Os materiais utilizados para os componentes femoral e tibial estão disponíveis no mercado essencialmente em ligas de titânio e cromo-cobalto. As de cromo-cobalto são de preferência para a componente femoral, pois são mais resistentes ao desgaste e assim, produzem menos resíduos. As de liga de titânio, geralmente são utilizadas na parte da tíbia, pois seu módulo de elasticidade se aproxima mais do módulo do osso, reduzindo a absorção óssea entorno da prótese. Essas ligas, as de titânio, desgastam-se rapidamente, não devendo ser usadas em lugares com esforços de atrito, evitando assim a formação de partículas (MOREIRA, 2014; FOU DA, 2014, apud FERNANDES, 2016).

De acordo com Completo (2006), uma das formas de se fixar a prótese no joelho é através do uso do cimento (Poli-Metil-Metacrilato, PMMA) de rápido endurecimento, para ancoragem da prótese no osso. Este tipo de fixação cria uma estabilidade na interface prótese-cimento, permitindo uma distribuição uniforme das cargas aplicadas entre a prótese e o osso.

2.4.1 Fenômeno de Stress Shielding

Quando se coloca uma prótese, há uma redistribuição de carga no osso, isso é chamado de efeito ou fenômeno de stress shielding. Esse efeito leva a perda de massa óssea (ENGH, et al., 1987; COMPLETO, et al., 2011, apud MAGALHÃES, 2014).

Os esforços que antes eram suportados apenas pelo osso, ao introduzir uma prótese, eles passam a ser suportados pelo conjunto, se nesse caso, o implante sendo mais rígido que o osso, ao aplicar uma força, este irá absorver maior parte da tensão. Se o material do implante for mais flexível, a tensão absorvida será partilhada no osso. Quanto maior a diferença de tensões entre a prótese e o osso, maior o efeito de bloqueio de tensões, e assim, maior desconforto e aumento proporcional de dor para o paciente. O osso tem sua estrutura adaptada em função dos esforços mecânicos que recebe, então, quanto menos esforços mecânico ele receber, como ao usual, ele vai ficando mais fraco e como consequência, gera perda de massa óssea, colocando em causa a estabilidade das componentes da prótese (DUKE ORTHOPAEDICS, 2016, apud FERNANDES, 2016).

2.4.2 Materiais Usados em Próteses de Joelho

De acordo com Barcelos (2016), quaisquer materiais utilizados que forem capazes de substituir partes ou funções do corpo de forma segura ou confiável, sem causar danos ao organismo, são considerados biomateriais. Dentre os tipos de materiais, podem ser metálicos, poliméricos, cerâmicos, ou seja, todos os tipos de materiais de engenharias podem ser usados como biomateriais, desde que auxiliem o funcionamento orgânico e sejam esterilizáveis.

2.4.2.1 Liga de Cromo-Cobalto (Co-Cr)

Para próteses de articulações, de implantes cirúrgicos, a ASTM (American Society Testing Materials), define, das ligas de Co-Cr, as utilizadas para implantes ortopédicos: Co-Cr-Mo (F76) e Co-Ni-Cr-Mo (F562). Dentre elas, a liga F76 é utilizada para superfícies articulares, como no caso da componente femoral de prótese do joelho e a F562 é utilizada na composição de próteses do joelho e anca, principalmente nas cimentadas, pois possui boa resistência à fadiga e à rotura em tração (JUDAS, et al., 2009; apud FERNANDES, 2016).

O cobalto possui número atômico igual a 27 e é um elemento metálico. Ele é um metal cinza prateado magnético e é utilizado geralmente quando se tem necessidade de resistência à corrosão ou a altas temperaturas. O cromo, no

organismo, auxilia no controle da pressão arterial, no diabetes e no crescimento (JR, 2007; SAÚDE DICAS, apud BARCELOS, 2016).

Para Hanawa (2009, apud Santos, 2019), tanto para articulações quanto próteses totais, as ligas de Co-Cr atuais são superiores ao aço inoxidável, devido sua fadiga e resistência ao desgaste. Um dos fatores mais importantes para a biocompatibilidade é a sua resistência à corrosão, sendo esta liga uma ótima escolha.

Outras aplicações também são feitas com as ligas de Co-Cr, como próteses ortopédicas de ombro, quadril, dispositivos de fixação de fraturas, implantes maxilo-faciais e dentários, devido a sua alta resistência ao desgaste, calor, corrosão, resistência à fadiga e alto limite de resistência, levando longa vida em serviço sem ocorrência de fraturas (PIRES, et al., 2015; GOMES, 2016, apud TECCHIO, 2019).

2.4.2.2 Titânio e Suas Ligas

O titânio e suas ligas, quando comparados a alguns materiais, por exemplo, ao aço inoxidável, apresentam melhores propriedades mecânicas e biocompatibilidade. Suas aplicações são amplas, como em reconstrução óssea, incluindo procedimentos, como substituição, artroplastia total do joelho, placa de compressão dinâmica e fixação lombar. Além de sua boa biocompatibilidade, apresentam boa resistência mecânica, e um módulo de elasticidade relativamente baixo, mais próximo do osso, minimizando o estresse (KUMAR; MISRA, 2018, apud SANTOS, 2019).

2.4.2.2.1 Titânio, Alumínio e Vanádio (Ti-6Al-4V)

Possui uma excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e módulo de elasticidade próxima ao do osso e também é largamente utilizada em materiais ortopédicos, próteses e implantes. Pertence a primeira geração de ligas de titânio, que teve seu grande impacto nos anos de 1950 (GOMES, 2010; KURODA, et al., 1998; RACK, et al., 2006; GEETHAA, et al., 2009, apud FERNANDES, 2016).

Suas propriedades mecânicas como, resistência mecânica, tenacidade à fratura, a ductilidade e a resistência à corrosão, dependendo do fabricante e do padrão escolhido, podem ser variadas (GRANDINI, ALMEIDA, PINTÃO, 2006, apud TECCHIO, 2019).

2.4.2.2.2 Titânio, Niórbio e Zircônio (Ti-13Nb-13Zr)

Formada pelos elementos Titânio, Niórbio e Zircônio, esses elementos não apresentam reações adversas, além de terem um módulo de elasticidade próximo mais próximo ao do osso, ainda mantem alta resistência mecânica e elevada biocompatibilidade (GRANDINI, ALMEIDA, PINTÃO, 2006; OESTREICH, et al., 2011, apud TECCHIO, 2019).

Devido aos elementos Zr e Nb, esta liga apresenta uma alta resistência à corrosão, uma maior tenacidade à fratura, menores módulos elásticos quando comparado a liga Ti-6Al-4V. Ela está se tornando a liga mais utilizada em implantes cirúrgicos, devido suas excelentes propriedades (GOMES, 2010; KURODA, et al., 1998, apud FERNANDES, 2016).

2.4.2.3 Polietileno

Devido sua versatilidade, o polietileno é utilizado tanto em embalagens de alimentos, como em aplicações mais sofisticadas, como em conjuntos ortopédicos. Trata-se de um polímero de cadeia simples, longa e pouco ou nada ramificadas. O polietileno é um material flexível, semicristalino, inerte a quase todos os produtos químicos, e suas propriedades são fortemente alteradas pelas proporções das fases cristalinas e amorfas. Por ser cristalino, tornam-se mais resistentes à dissolução e ao calor (COUTINHO, 2003; CALLISTER, 2007, apud BARCELOS, 2016).

Tem sido usado para produzir cateteres por ter uma alta densidade, e é caracterizado por um baixo grau de ramificação e fortes forças intermoleculares e resistência à tração. Usado em próteses de quadril altamente duráveis (HACKER; KRIEGHOFF; MIKOS, 2019, apud SANTOS, 2019).

2.4.2.4 Polimetilmetacrilato (PMMA)

Possui comportamento frágil, possuindo grande rigidez e baixa ductilidade, quando comparado a outros polímeros. O PMMA é uma resina acrílica obtida por uma polimerização em massa via radicais livres do monômero metacrilato de metila (MMA). Após ser injetado, ele se adapta a forma em que foi direcionado após se solidificar a partir do processo de auto-polimerização. Pode haver processos inflamatórios no paciente e provocar necrose no osso receptor, caso não haver conversão completa do metacrilato (PIRES, et al., 2015; JUDAS, et al., 2009; GOMES, 2016, apud TECCHIO, 2019).

Para Completo (2006), é um cimento utilizado para fixar as próteses ao osso, ele é aplicado no estado pastoso e solidifica em cerca de 10 minutos. Este tipo de fixação cria uma boa estabilidade tanto na interface prótese-cimento quanto uma ligação primária sólida entre o cimento e o osso, o que permite uma distribuição uniforme das cargas entre o implante e o osso.

3 METODOLOGIA

Foram feitas pesquisas bibliográficas sobre joelho, próteses, programas que fazem simulações computacionais para a elaboração do presente trabalho.

Os passos para a realização das simulações foram os seguintes:

- Modelagem: modelados no programa de computador Ansys Spaceclaim, tíbia (osso cortical e trabecular) e a prótese (parte metálica, componente de polietileno e PMMA);
- Definição das propriedades dos materiais: pesquisa em bibliografias para a definição das propriedades usadas nas simulações. A aplicação das propriedades utilizadas nas simulações foram feitas no programa Ansys Workbench;
- Simulações: aplicações das cargas estáticas nos diferentes modelos de próteses (material e geometria) para obtenção das Tensões de Von Misses recebidas nos componentes. Foi utilizado o programa Ansys Mechanical;
- Discussões dos resultados: é feita uma análise mais detalhada a respeito dos resultados obtidos nas simulações feitas nos diferentes tipos de próteses.

Com todos esses passos foi possível estabelecer uma conclusão sobre o trabalho, chegando a um modelo como o que melhor se encaixa nas variáveis apresentadas na pesquisa e nas simulações.

3.1 MODELAGEM

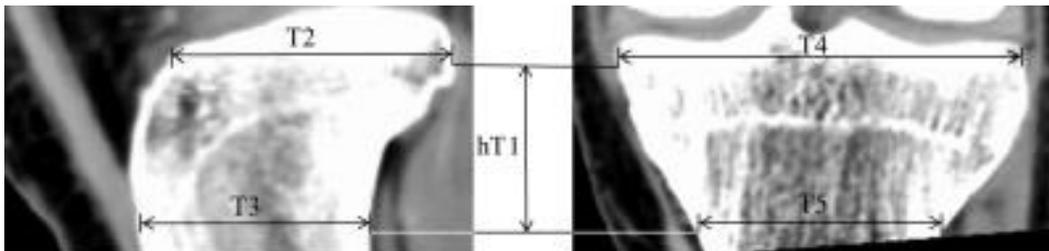
Para modelagem das próteses utilizadas para a simulação, foram utilizados os programas SpaceClaim 2022 R2, Workbench 2022 R2 e o Mechanical 2022 R2, disponíveis no site da Ansys, com versão para estudantes. O Ansys que inclui esses três softwares é o Ansys Student, o mesmo utiliza para cálculo o método dos elementos finitos e um número limite de 128 mil nós/elementos.

As dimensões do modelo da tíbia foram baseadas, nas cotas utilizadas nos modelos de Fernandes (2016), no qual foram utilizadas quatro tomografias computadorizadas de pacientes diferentes, essas imagens trazem informações

importantes como dimensões das estruturas e densidade dos tecidos. Para a construção do modelo, foram utilizadas as médias das dimensões dos pacientes.

A figura 9 indica as cotas da parte tibial, que foi utilizada na simulação do trabalho.

Figura 9: Cotas da Tíbia.



Fonte: Fernandes (2016).

A tabela 1 nos mostra os valores das cotas da tíbia, utilizados na confecção do modelo para as simulações do trabalho.

Tabela 1: Dimensões da Tíbia.

Dimensões da Tíbia [mm]					
Nº do paciente	hT1	T2	T3	T4	T5
1	25.27	49.22	45.57	77.35	48.96
2	26.83	42.06	33.54	68.69	39.73
3	-	42.3	-	70.1	-
4	25.5	51.0	40.0	70.0	43.0
Média [mm]	26	46	40	72	44

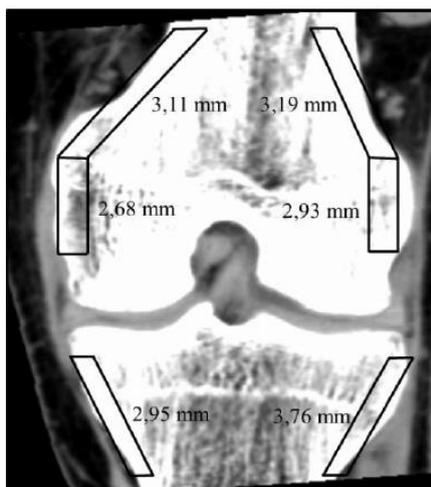
Fonte: Fernandes (2016).

Para o cálculo da espessura do osso cortical, também foi de acordo com Fernandes (2016), que utilizou tomografias computadorizadas, então foi calculado a média entre as espessuras, da parte femoral e da parte tibial, no qual a espessura média da parte femoral é de 2,98mm e da parte tibial é de 3,36 mm.

Essa média deu um valor total de 3 mm.

Na figura 10 é exibida as espessuras do osso cortical.

Figura 10: Dimensões do osso cortical.



Fonte: Fernandes (2016).

Para a modelagem das próteses, foram utilizadas cotas também do trabalho da dissertação de mestrado, mostradas na figura 11.

Figura 11: Cotas da Prótese.



Fonte: Fernandes (2016).

Algumas dessas dimensões são relacionadas aos ossos do joelho, como por exemplo, as cotas F e H são obtidas de acordo com as dimensões da Tíbia. As demais são de acordo com as dimensões do fêmur e as da prótese. (FERNANDES, 2016)

Neste trabalho foi utilizado, na confecção das próteses, as cotas F=46mm e H=72mm (base e largura do prato tibial), cota D=4mm (espessura do

polietileno), E=5mm (espessura do prato tibial), G=40 (tamanho do espigão) e J=12 (diâmetro do espigão, variando entre os modelos das próteses 1, 2 e 3)

A tabela 2 mostra os valores das cotas.

Tabela 2: Dimensões da Prótese.

Designação das Cotas	Dimensões em mm e referências bibliográficas
A, C, F, H	Dimensão óssea
B	9 (Depuy Synthes, 2015)
D	4 (Depuy Synthes, 2015)
E	5 (Depuy Synthes, 2015)
G	40 (Fouda, 2014)
J	12 (Fouda, 2014)

Fonte: Adaptado de Fernandes (2016).

3.1.1 Propriedades dos Materiais

Ao todo, se for levar em conta os materiais utilizados na simulação, foram no total de 7 tipos diferentes. Para o osso, são dois tipos, a parte interna composta pelo osso trabecular e a externa pelo osso cortical.

Os materiais utilizados para a prótese, foram o Co-Cr , Ti-6Al-4V e Ti-13Nb-13Zr.

Outros materiais são o polietileno, utilizado como apoio para a parte femoral, fazendo papel dos meniscos (nele que as cargas serão aplicadas), e o outro é o PMMA (Polimetilmetacrilato), utilizado para fixação da prótese no osso.

As propriedades utilizadas no presente trabalho estão na tabela 3.

Tabela 3: Propriedades dos Materiais.

MATERIAL	MODULO DE ELASTICIDADE (GPA)	TENSÃO DE ESCOAMENTO (MPA)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA
Co-Cr	230	1303(forjado) 500(fundição)	0,3	(Gomes, 2010) (Completo, et al., 2011)
Titânio Ti-6Al-4V	112	825 – 869	0,3	(Geethaa, et al., 2009) (Niinomi, 1998)
Titânio Ti-13Nb-13Zr	65	510	0,3	(Baptista, et al., 2004)
Polietileno	0,5	81	0,3	(Robalo, 2011) (Fernandes, 2016)
PMMA	2,3	14-20	0,3	(Gomes, 2010) (Completo, et al., 2011)
Osso Cortical	5,4	90	0,3	(Completo, et al., 2011)
Osso Trabecular	2,1	4.4 ±2.5	0,3	(Dunham, et al., 2005)

Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Utilizados no programa foi o Módulo e Elasticidade e o Coeficiente de Poisson, e para saber se houve ou não rompimento de algum material, nos resultados, foi usado a Tensão de escoamento.

As propriedades do osso foram baseadas em Fernandes (2016), no qual, foram feitas quatro tomografias de pacientes diferentes. Com esses dados, conseguiu-se calcular o modulo de elasticidade dos tecidos ósseis, que são divididos em dois, o trabecular e o cortical. Com base em alguns cálculos feitos com valores obtidos nas tomografias, relacionando densidade do osso com o modulo de elasticidade, chegou-se aos seguintes valores de $E_c = 5,4$ GPa e $E_t = 2.1$ GPa. E_c é o modulo de elasticidade da zona cortical e E_t é o modulo de elasticidade da zona trabecular.

3.1.2 Desenho das Próteses

Para a confecção das próteses, foi tomado como base um modelo da marca DePuy Synthes da Johnson & Johnson, nela a parte tibial, que é o foco do presente trabalho é todo feito de material metálico.

A figura 12 representa a prótese em questão.

Figura 12: Prótese da Johnson & Johnson.



Fonte: Catálogos da DePuy Synthes.

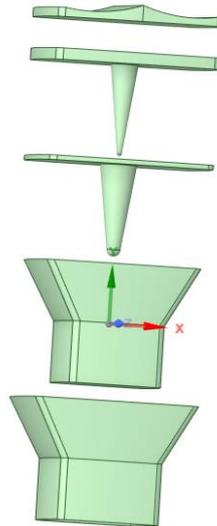
Disponível em: <<https://pdf.medicaexpo.com/pt/pdf-en/depuy-synthes/attune/79814-182457.html>>

O SpaceClaim foi o programa utilizado para fazer os desenhos das próteses, como dito anteriormente, e para a confecção das mesmas, inclusive da tibia, foram utilizadas as cotas mostradas das figuras 1, 3 e 4 com os valores das tabelas 1 e 2.

Todas as próteses tiveram, em suas composições, no osso da tibia, a parte cortical, com 3mm de espessura, que fica pela parte de fora do osso, a parte trabecular, interna ao osso. Compondo a prótese, a parte metálica e o polietileno. Para uma melhor fixação, foi utilizado o material PMMA, com uma espessura de 2 mm, que une a prótese com o osso.

A prótese número 1, figura 13, foi reduzida o diâmetro espigão da parte tibial, para vermos quais os resultados obtidos com os testes. O que ela se assemelha com a original é que a prótese é toda metálica.

Figura 13: Partes da prótese número 1.

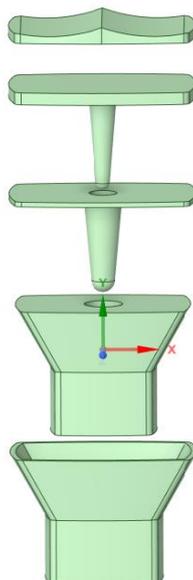


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

De baixo para cima, as partes são, osso cortical, osso trabecular, PMMA, prótese metálica e polietileno.

A prótese de número 2 é a que se aproxima mais da original, pelo fato do espigão do prato tibial afunilar com uma proporção menor. A figura 14 ilustra a prótese 2.

Figura 14: Prótese de número 2.

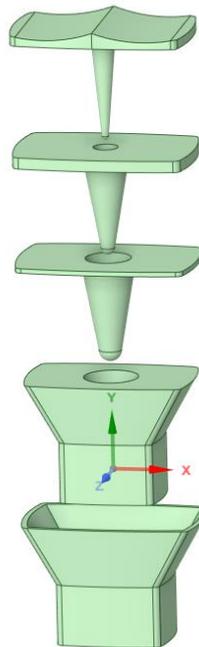


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Na prótese de número 3, foi acrescentado, na parte metálica, o componente de polietileno, para poder saber se há uma melhora nos resultados obtidos. De baixo para cima, as partes são, osso cortical, osso trabecular, PMMA, prótese metálica e polietileno.

A figura 15 apresenta a prótese de número 3.

Figura 15: Prótese número 3.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

O mesmo raciocínio é feito na prótese de número 3, de baixo para cima, osso cortical, osso trabecular, PMMA, prótese metálica e o polietileno. Pode-se notar que o polietileno possui uma extensão, pois dentro da parte metálica da prótese, existe adição de polietileno.

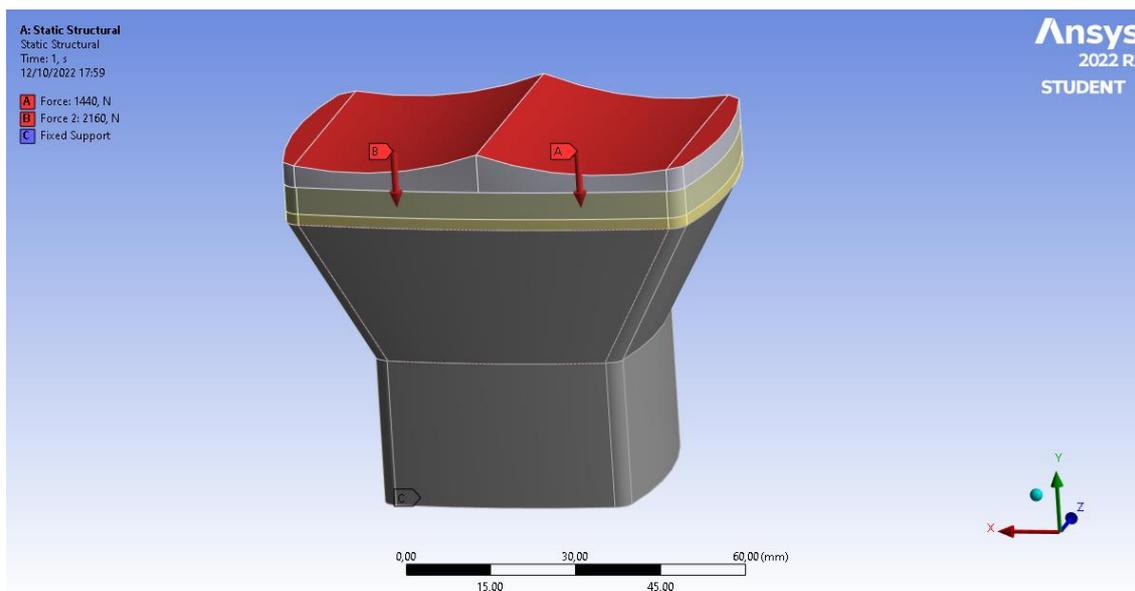
3.1.3 Condições de Contorno

O peso da pessoa pode chegar até quatro vezes o seu valor durante o ato de caminhar, a marcha. As simulações foram feitas para os três tipos de próteses com uma pessoa de 80 Kg então, 800N, transformando para unidade de força. Sendo quatro vezes o valor máximo da força, alcançado durante a marcha, o valor adotado nas simulações foi de 3200N. Foram um total de 10 simulações, sendo 3 tipos de materiais de prótese para cada modelo e uma para a prótese 2 com material mesclado.

Ao apoiar em um dos joelhos, o peso é dividido 40% e 60% nos côndilos da tibia, nos meniscos, no caso. Como se trata de prótese e simulações foram adotadas 40% da carga em um lado (côndilo lateral) e 60% da carga do outro (côndilo medial), e a base da tibia fixa, pois se trata de uma simulação estática.

A figura 16 representa o esquema de forças.

Figura 16: Esquema de forças aplicadas no modelo.

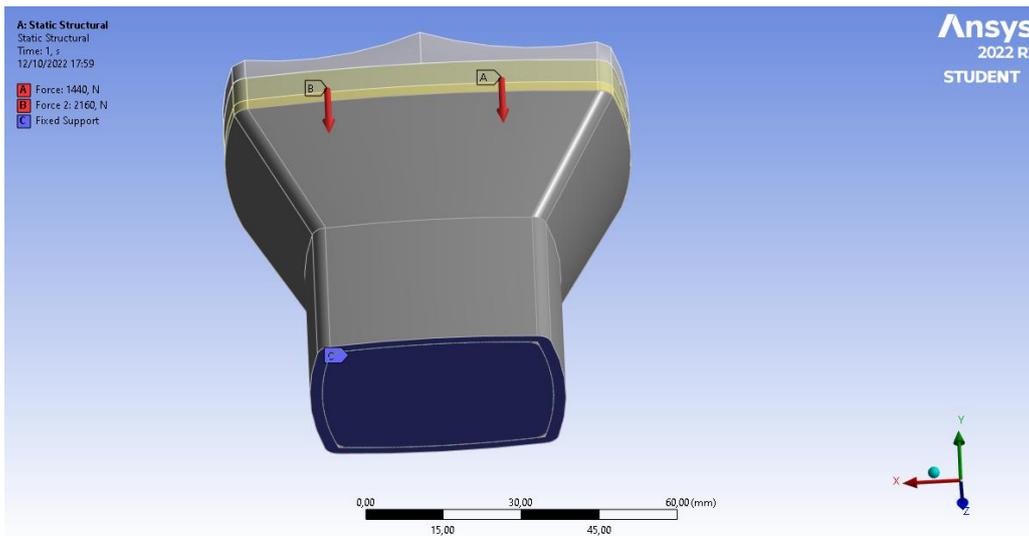


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Na figura 16, as forças estão sendo apontadas para direção vertical, para baixo e de acordo com o plano cartesiano, direção $-y$, que é onde o peso do paciente atua. Nesse caso, do lado A foi aplicado 40% (1280N) do peso e do lado B 60% (1920N) do peso. As forças estão representadas por vetores na cor vermelha.

A figura 17 representa a parte fixa do modelo, em azul, pela letra C.

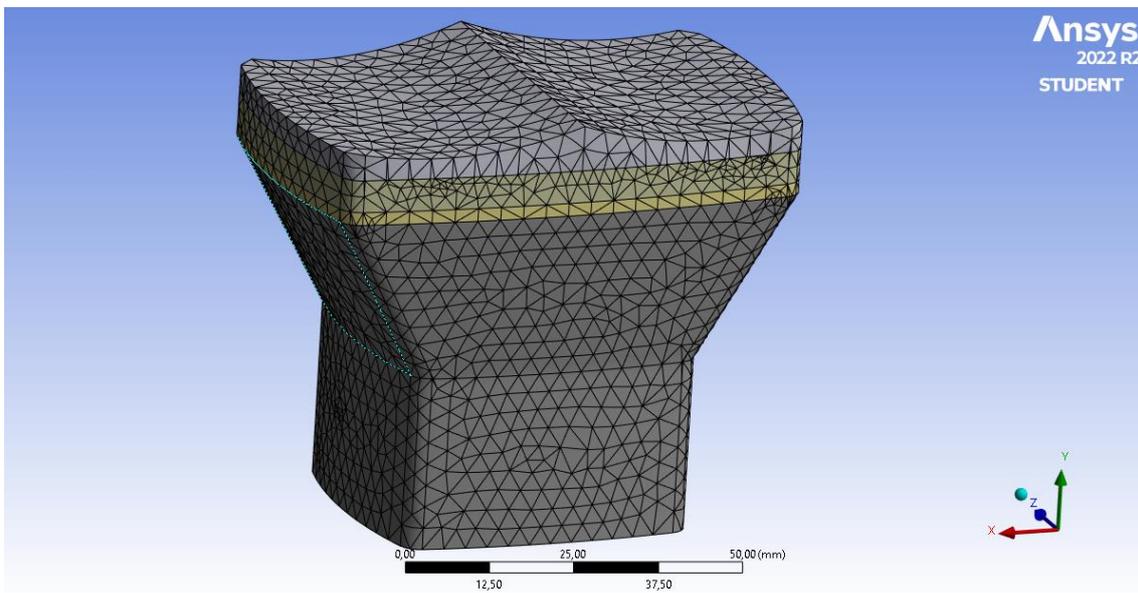
Figura 17: Parte fixa do modelo.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

O programa usa malhas e nós para efetuar os cálculos, como mostrado na figura 18.

Figura 18: Malhas do modelo.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Cada interseção das linhas pretas é um nó, formando elementos (que são as geometrias formadas pelas linhas), os mesmos são utilizados nos cálculos feitos pelo programa, cada resultado é dado encima da área de cada elemento desses. Cada modelo tem a sua quantidade de nós e elementos diferentes.

4 RESULTADOS

Após toda a modelagem que inclui o desenho da parte da tíbia junto as próteses, as propriedades dos materiais, as forças aplicadas nos devidos locais de forma assimétrica, o local fixo escolhido, por se tratar de uma simulação estática, as malhas definidas para cada modelo e geometria de prótese (cada uma com uma determinada malha diferente), foram feitas as devidas simulações, três para cada geometria, dentre elas, uma para cada tipo de material, dando no total 9 e mais uma para a prótese mesclada, sendo 10 simulações.

A propriedade analisada foi o valor da Tensão de Von Misses (MPa), logo após feitas as simulações, e com esses resultados, será possível prever se haverá ou não rompimento de algum componente envolvido no conjunto completo.

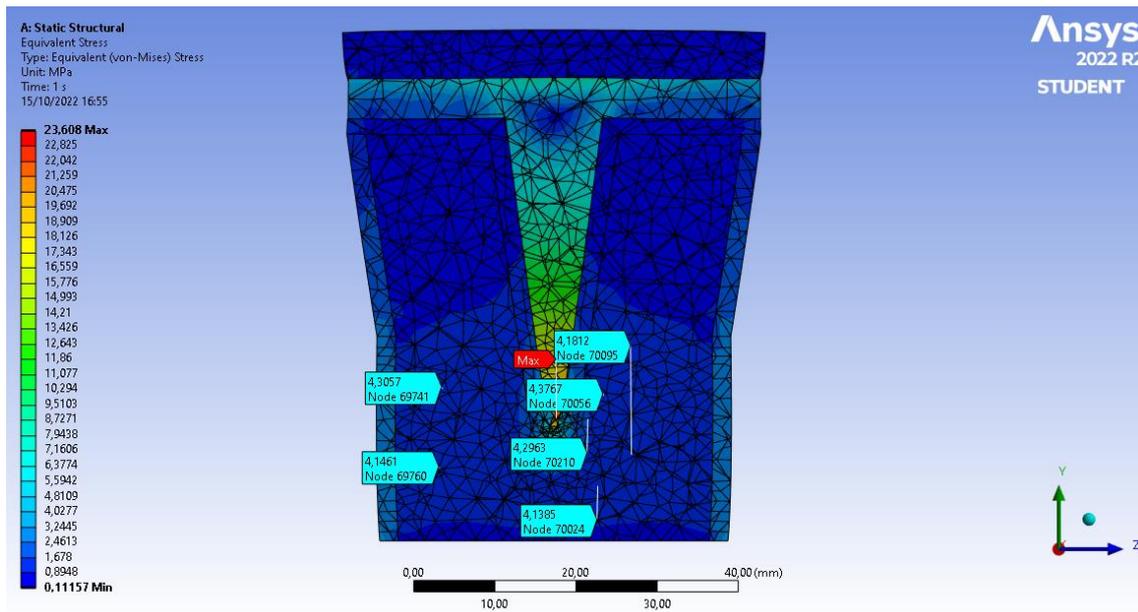
4.1 PRÓTESE NÚMERO 1

Foi utilizado um total de 81.753 nós e 50.350 elementos para a prótese número 1.

Para todos os materiais das próteses, os valores de tensão de Von Misses ficaram próximos da cedência no osso trabecular que é aproximadamente 4,4MPa. A figura 19 ilustra a prótese de Ti-13Nb-13Zr, com a vista lateral em corte, chegando a valores próximos, como por exemplo o de 4,3767MPa. O valor máximo de Tensão de Von Misses é 38,069MPa para Co-Cr, 29,965MPa para Ti-6Al-4V e 23,608MPa para Ti-13Nb-13Zr. Os outros componentes não chegaram próximos ao valor de cedência.

As simulações encontram-se no ANEXO – A.

Figura 19: Tensões de Von Mises para um paciente de 80Kg e a prótese de Ti-13Nb-13Zr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

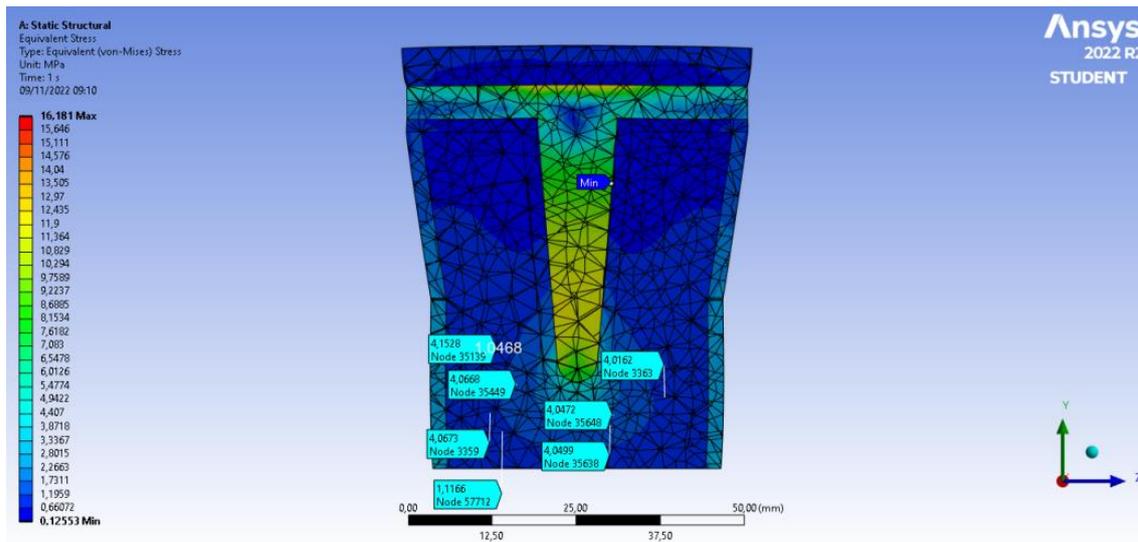
4.2 PRÓTESE NÚMERO 2

Foi utilizado um total de 64.338 nós e 44.437 elementos para a prótese número 2.

Não há cedência de material, porém, chega-se próximo (4,1528 MPa) ao valor de 4,4MPa, que é valor de cedência do osso trabecular, ilustrado na figura 20 com uma vista lateral em corte. Isso para todos os materiais das próteses. O valor máximo para Tensão de Von Mises foi de 20,497 MPa com a prótese de Co-Cr, seguido de 16,181 MPa com a prótese de Ti-6Al-4V e 13,15MPa com a prótese de Ti-13Nb-13Zr.

As simulações encontram-se no ANEXO – B.

Figura 20: Prótese número 2 de Ti-6Al-4V para um paciente de 80Kg.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

4.3 PRÓTESE NÚMERO 3

Foi utilizado um total de 70660 nós e 49059 elementos para a prótese número 3.

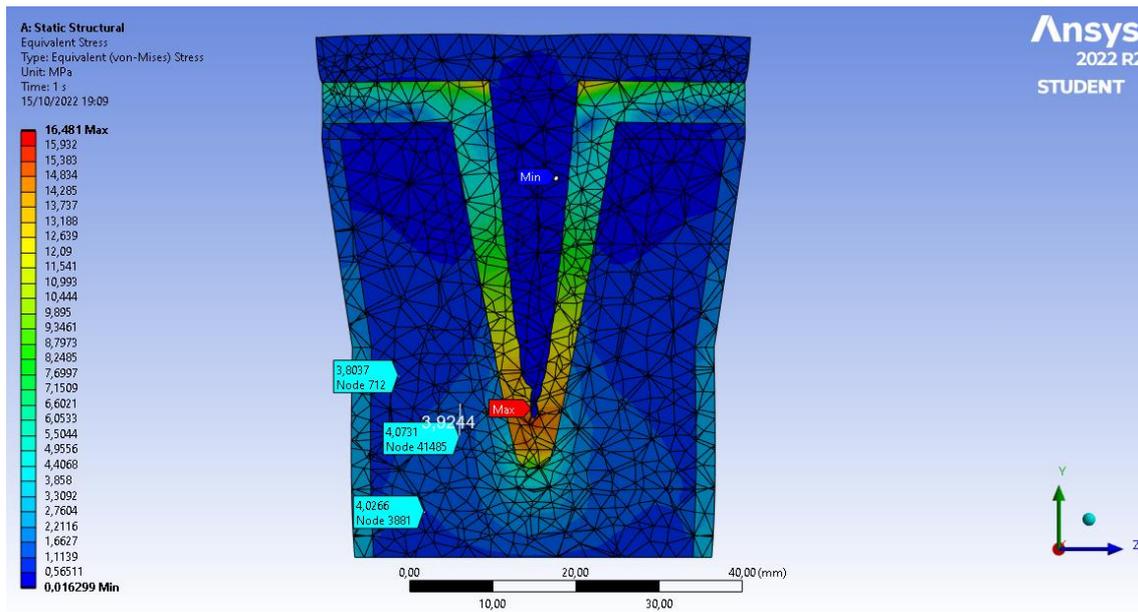
Nesse tipo de prótese, há polietileno no meio da parte de metal, do prato tibial, dessa forma varia a geometria e o modelo das outras.

Nesse modelo, com a prótese de Co-Cr, não se chega ao valor de 4MPa na parte do osso trabecular, isso a deixa como uma boa alternativa para o caso de escolha, pois não está tão próxima ao valor de cedência do osso.

A prótese de Ti-6Al-4V, chega no máximo a 4,0731 MPa, mostrado na figura 21 com vista lateral em corte, o que é próximo da cedência do osso trabecular. O máximo que chega é 4,0513MPa na parte Trabecular com a prótese feita de Ti-13Nb-13Zr. O maior valor máximo é o do Co-Cr sendo 20,353 MPa para Tensão de Von Misses, o segundo Ti-6Al-4V é 16,481MPa e o terceiro é 13,699MPa para a prótese de Ti-13Nb-13Zr.

As simulações encontram-se no ANEXO – C.

Figura 21: Prótese número 3 de Ti-6Al-4V com paciente de 80Kg.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

4.4 PRÓTESE COM MATERIAIS MESCLADOS

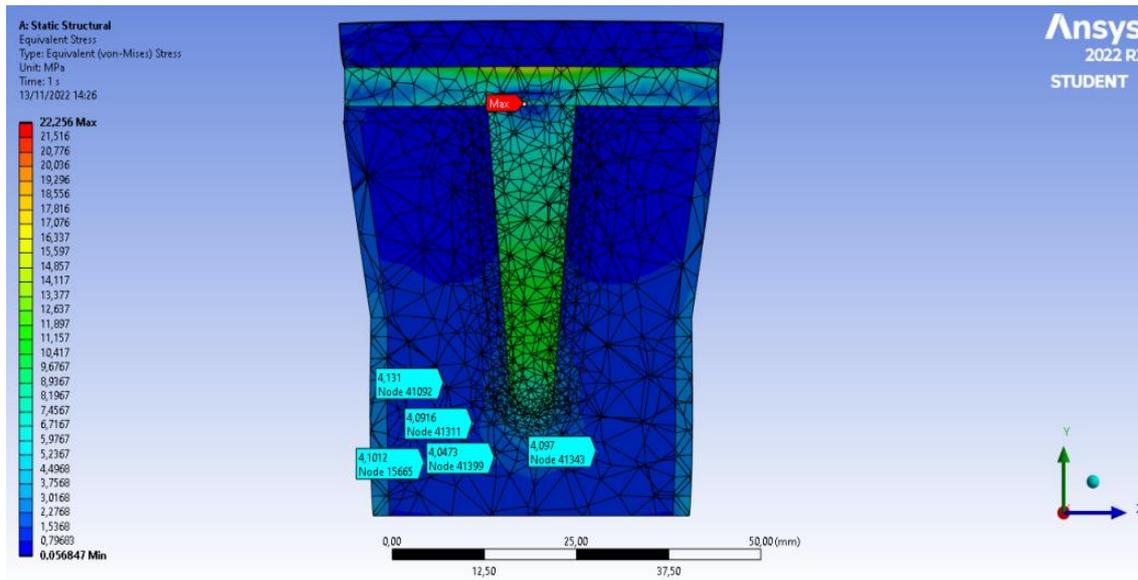
O modelo dessa prótese foi o modelo dois, pois é o modelo mais próximo do real. Sua malha foi feita com 56099 nós e 38621 elementos.

Nesse modelo, o prato da prótese tibial foi do material de liga Co-Cr, pois possui o maior valor de módulo de elasticidade e o espigão feito de Ti-13Nb-13Zr, sendo o menor valor de módulo de elasticidade e mais próximo do osso.

Os valores de Tensão de Von Misses foram próximos aos de cedência do osso trabecular que é de 4,4MPa, chegando a um máximo de 4,131, ilustrado na figura 22 com uma vista lateral em corte. O valor máximo foi de 22,256 MPa.

As simulações encontram-se no ANEXO – D.

Figura 22: Prótese com prato tibial feito com material de Co-Cr e espigão feito com Ti-13Nb-13Zr.



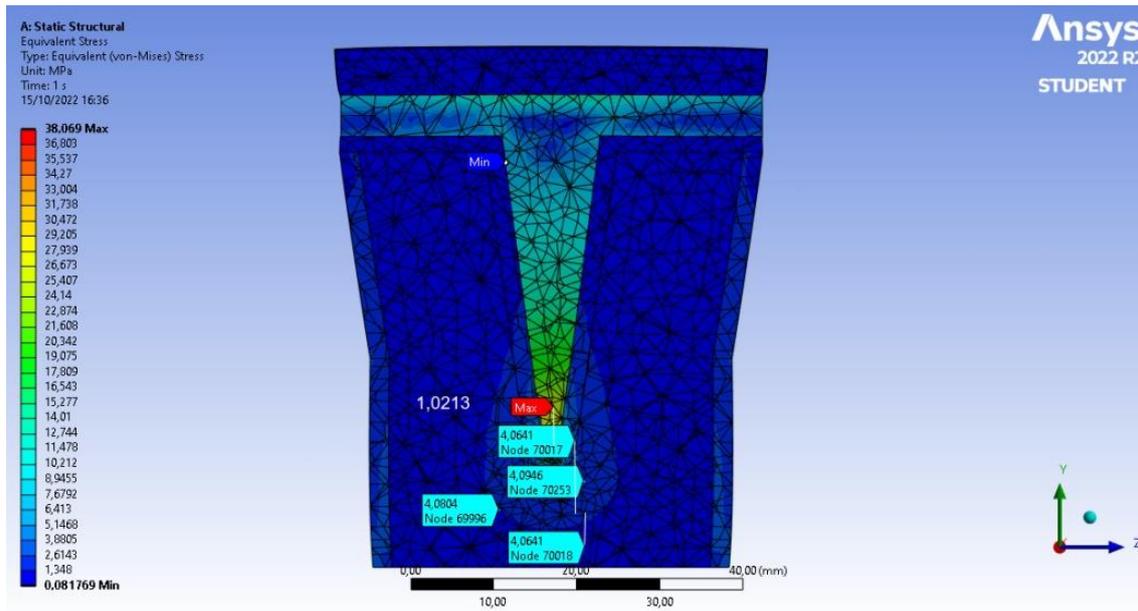
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

4.5 VALORES MÁXIMOS E VALORES MÍNIMOS

Devido às formas geométricas e materiais das próteses, os valores de tensões são diferentes para cada tipo e modelo. A localização das tensões máximas e mínimas também variam com esses dois parâmetros.

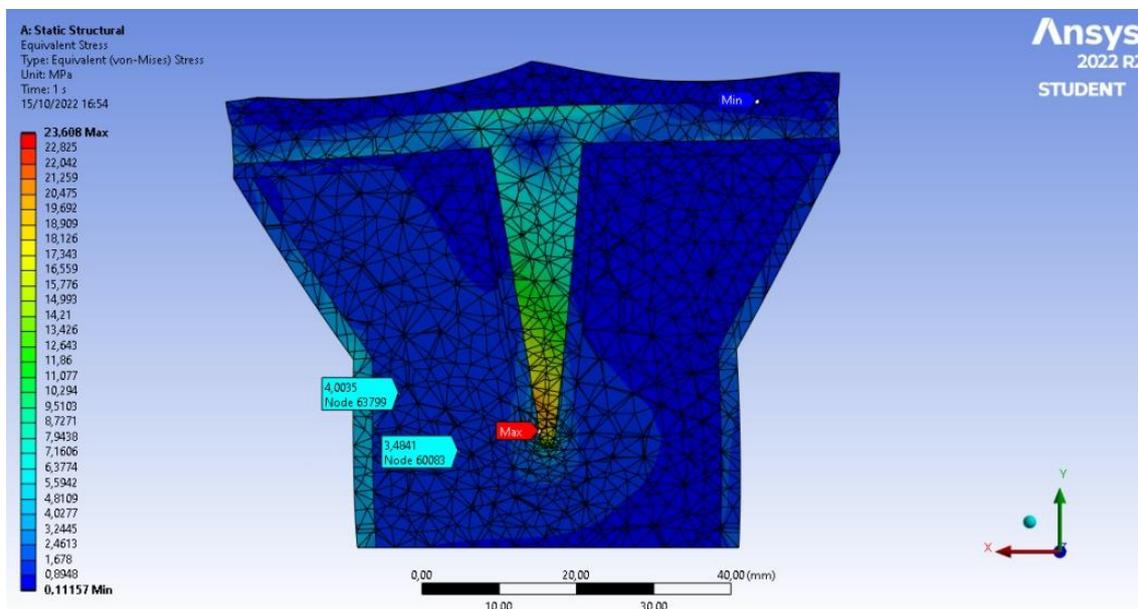
A localização do valor máximo de Tensão de Von Misses, para a prótese de número 1, fica praticamente no final do espigão da prótese tibial e o valor mínimo fica um pouco abaixo do prato tibial entre a prótese e o material de aderência, o PMMA (figura 23, com uma vista lateral em corte). Exceto com a prótese de Ti-13Nb-13Zr que seu valor mínimo fica acima, do lado que é aplicado a menor quantidade de carga (40%), entre o polietileno e o material da prótese (figura 24, com uma vista frontal em corte).

Figura 23: Localização dos valores máximos e mínimos, na prótese 1, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 24: Localização dos valores máximos e mínimos, na prótese 1, da Tensão de Von Mises, prótese de Ti-13Nb-13Zr.

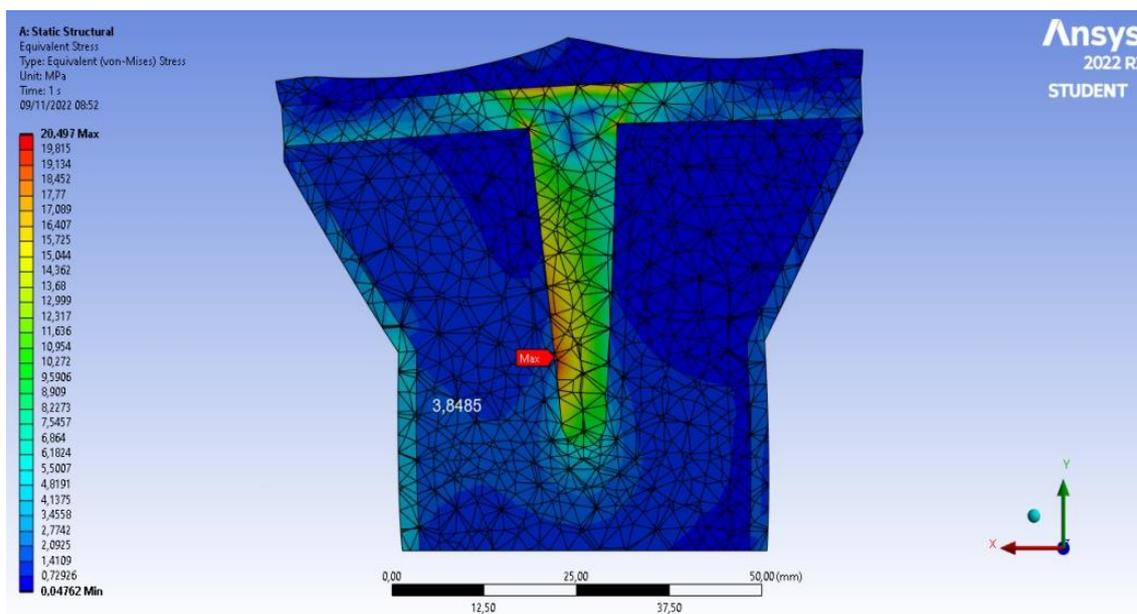


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Na prótese de número 2, a localização do valor máximo de Tensão de Von Mises fica um pouco abaixo da metade do espigão da prótese da tíbia, do lado com a aplicação da maior parte da carga (60%), isso é mostrado na figura 25,

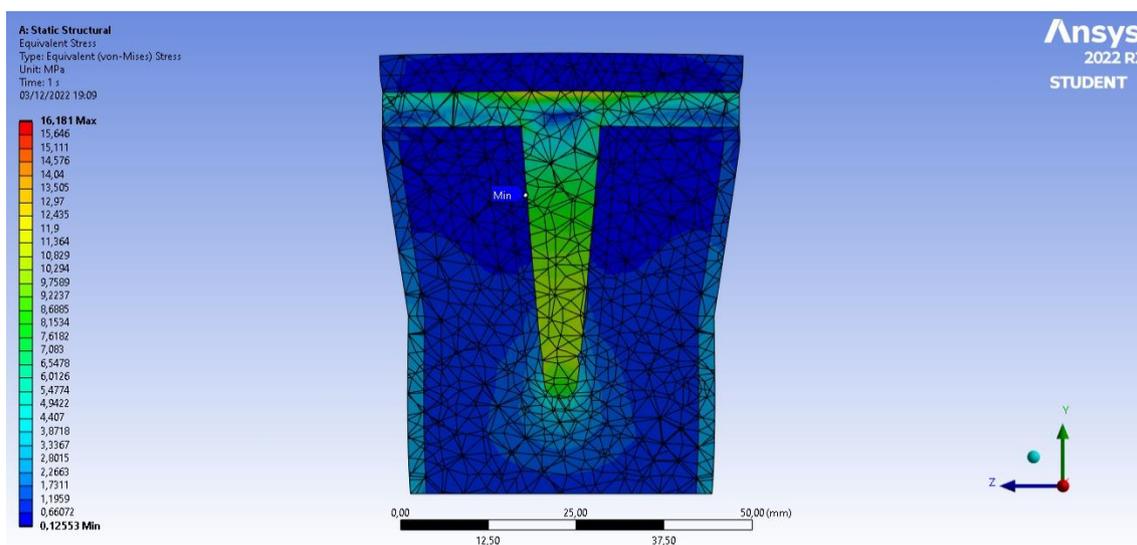
com uma vista frontal em corte. O menor valor de Tensão de Von Mises fica localizado um pouco abaixo do prato tibial, no espigão, do lado com menor aplicação de carga (40%), isso é ilustrado na figura 26, com uma vista lateral em corte. Assim como na prótese 1, a localização do valor mínimo (figura 27, com uma vista frontal em corte), na prótese 2, fica no lado da menor aplicação de carga, entre o material de polietileno a prótese.

Figura 25: Localização do valor máximo, na prótese 2, da Tensão de Von Mises.



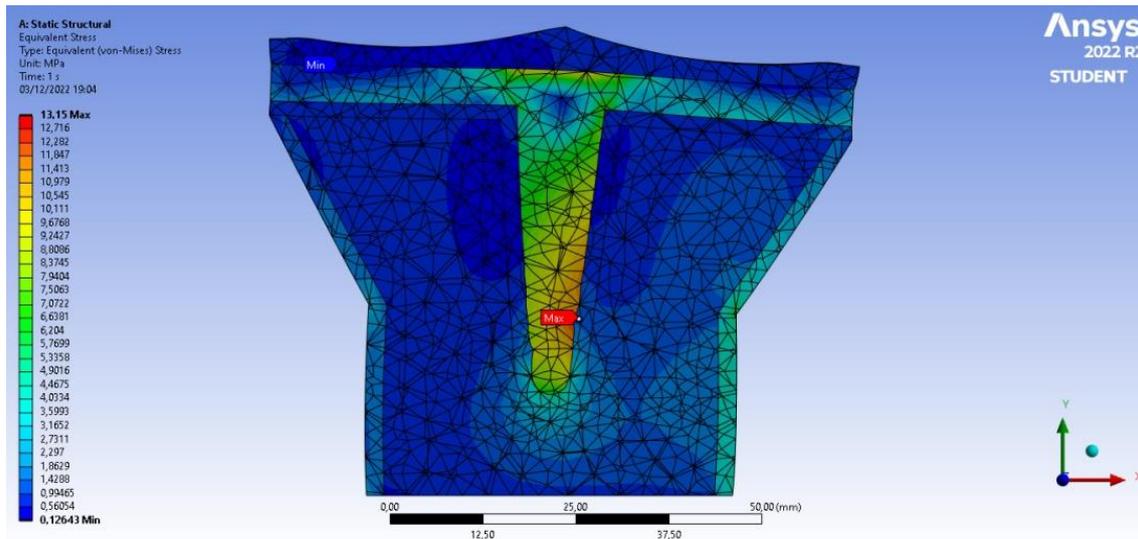
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 26: Localização do valor mínimo, na prótese 2, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

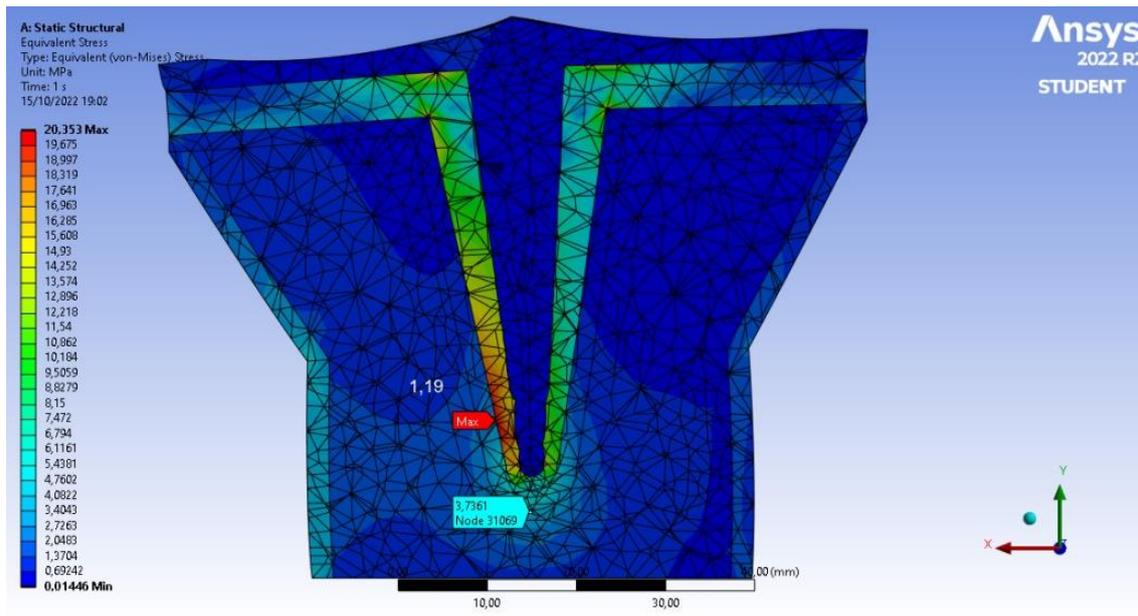
Figura 27: Localização do valor mínimo, na prótese 2, com o material de Ti-13Nb-13Zr, da Tensão de Von Misses.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

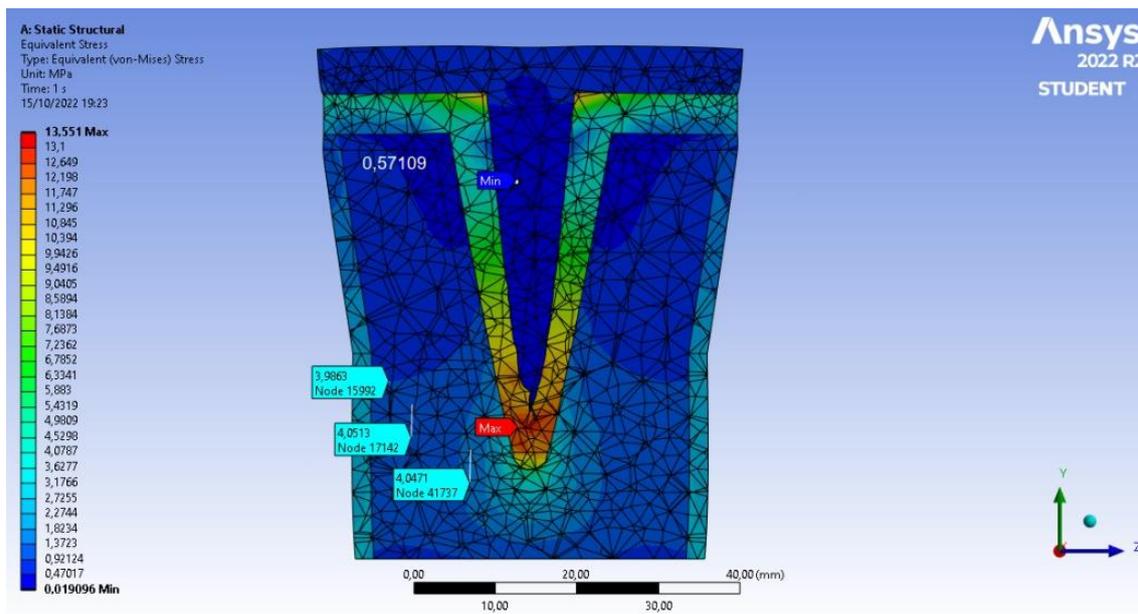
O local, na prótese de número 3, do valor máximo de Tensão de Von Misses, fica um pouco acima do final do espigão da prótese da tíbia, do lado da maior aplicação de carga (60%), ilustrado na figura 28, com uma vista frontal em corte. O menor valor de Tensão de Von Misses fica na parte de polietileno localizado um pouco abaixo do espigão, já que este modelo existe polietileno por dentro da parte metálica da prótese. A figura 29 nos mostra a localização, com uma vista lateral em corte.

Figura 28: Localização do valor máximo, na prótese 3, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

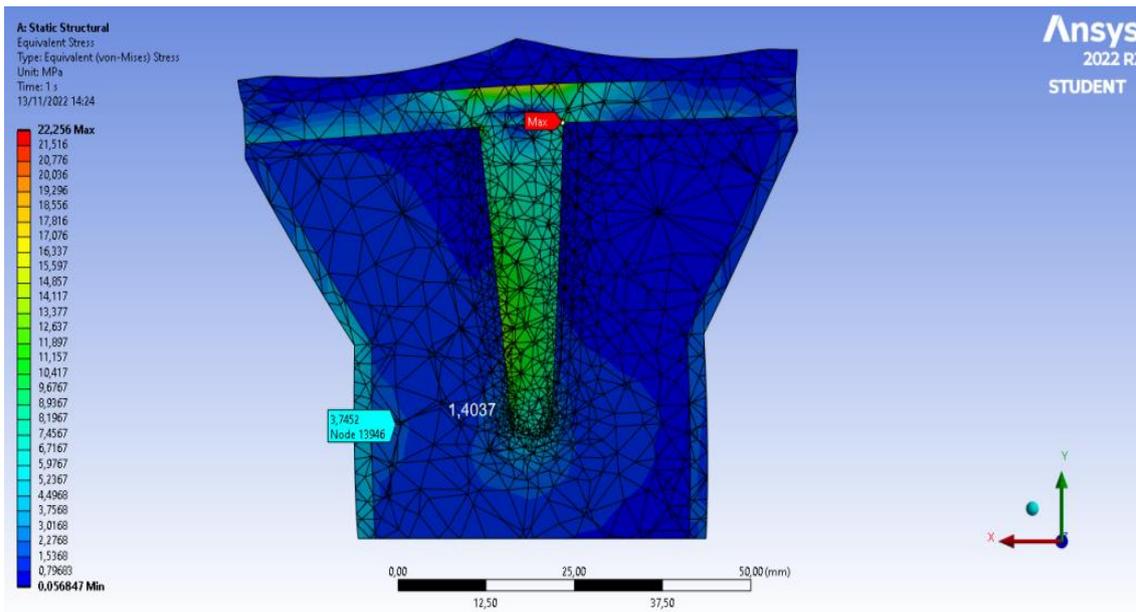
Figura 29: Localização do valor mínimo, na prótese 3, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

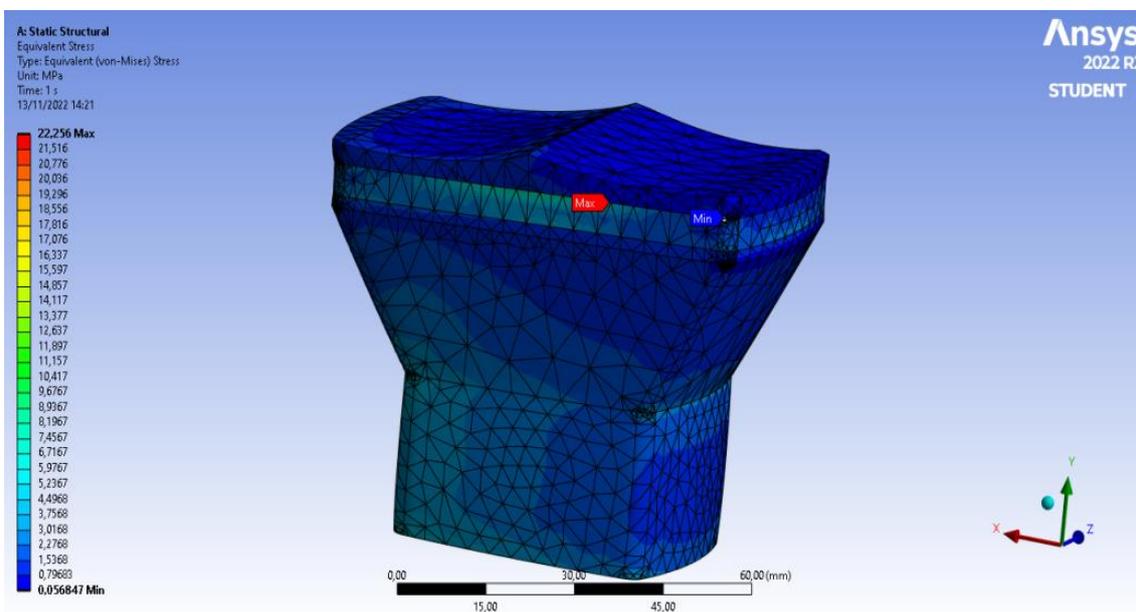
A prótese com os materiais mesclados trouxe as localizações diferenciadas das demais. O valor máximo de Tensão de Von Mises fica em uma aresta do prato tibial com o espigão, do lado da menor aplicação de carga (40%), mostrado na figura 30, com uma vista frontal em corte. Já a menor Tensão de Von Mises fica quase na parte externa, localizado entre o componente de polietileno e a o prato tibial (figura 31, com uma vista externa).

Figura 30: Localização do valor máximo, na prótese mesclada, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 31: Localização do valor mínimo, na prótese mesclada, da Tensão de Von Mises.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Como se pode observar, os valores máximos de Tensão de Von Mises, ficam localizados na parte metálica da prótese, devido ao efeito de Stress Shielding, na qual a tensão é maior no material com maior valor de módulo de elasticidade, que nos casos das próteses são os materiais metálicos.

A tabela 4 mostra os resultados de uma forma mais resumida, incluindo valores máximos e valores mínimos de todas as simulações feitas.

Tabela 4: Valores máximos e mínimos de Tensão de Von Misses para as simulações de todas as próteses.

PRÓTESE – MATERIAL	VALOR MÁXIMO (MPA)	VALOR MÍNIMO (MPA)
PRÓTESE 1	--	--
Co-Cr	38,069	0,081769
Ti-6Al-4V	29,965	0,083414
Ti-13Nb-13Zr	23,608	0,11157
PRÓTESE 2	--	--
Co-Cr	20,497	0,04762
Ti-6Al-4V	16,181	0,12553
Ti-13Nb-13Zr	13,15	0,12643
PRÓTESE 3	--	--
Co-Cr	20,353	0,01446
Ti-6Al-4V	16,481	0,016299
Ti-13Nb-13Zr	13,551	0,019096
Prótese Mesclada	22,256	0,056847

Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Observando a tabela, tiramos a conclusão que o maior valor de Tensão de Von Misses foi da Prótese 1 com o material Co-Cr igual a 38,069 MPa e o menor valor de Tensão de Von Misses foi da prótese 3 com o material de Co-Cr igual a 0,01446 MPa.

4.6 VALORES DE TENSÃO DE VON MISSES NO OSSO TRABECULAR

De todos os componentes que fazem parte da simulação, joelho (parte da tíbia) e prótese (parte tibial), a que tem uma maior probabilidade de ceder ou romper é o osso trabecular, parte interna do osso, pois, como mostrado na tabela 3, seu valor é de 4,4 MPa.

Nenhum outro componente chegou próximo à sua tensão de cedência, por isso foi elaborado uma tabela, apenas para as maiores tensões registradas no osso trabecular, e com base nelas, podem ser tirados resultados e conclusões.

Segue a tabela 5 com os valores das tensões máximas de Von Misses no osso trabecular.

Tabela 5: Valores Máximos de Tensão de Von Misses para cada modelo de prótese utilizado nas simulações.

PRÓTESE/MATERIAL	MÁXIMA TENSÃO DE VON MISSES NO OSSO TRABECULAR (MPa)
PRÓTESE 1	--
Co-Cr	4,0946
Ti-6Al-4V	4,3185
Ti-13Nb-13Zr	4,3767
PRÓTESE 2	--
Co-Cr	4,1124
Ti-6Al-4V	4,1528
Ti-13Nb-13Zr	4,2377
PRÓTESE 3	--
Co-Cr	3,9701
Ti-6Al-4V	4,0731
Ti-13Nb-13Zr	4,0513
Prótese Mesclada	4,131

Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Com base nos resultados da tabela, o maior valor registrado de Tensão de Von Misses foi de 4,3767 MPa para a prótese 1 com o material de Ti-13Nb-13Zr e o menor valor registrado de Tensão de Von Misses foi de 3,9701 MPa com a prótese 3 de Co-Cr.

Nenhum dos valores chegaram ao de cedência do osso trabecular, que é de 4,4 MPa, porém, foram bem próximos.

4.7 DISCUSSÕES

Após a análise das simulações e resultados, chega-se a conclusão de que, com base apenas na análise estática e na Tensão de Von Misses, não haverá cedência de nenhum material, levando em conta o material com menor valor de cedência que é o osso trabecular (4,4 MPa). Os que chegam mais próximos

desse valor são 4,3185 MPa (prótese 1 – Ti-4Al-4V), 4,3767 MPa (prótese 1 – Ti-13Nb-13Zr) e 4,2377 MPa (prótese 2 – Ti-13Nb-13Zr). Os outros valores ficaram de 4,1 MPa para baixo, ainda próximo ao valor de cedência do osso trabecular (ver tabela 5).

Nota-se que os materiais que causaram uma maior tensão no osso trabecular são os de liga de titânio e os que causaram um menor valor foram os de liga cromo, comparando a mesma geometria. A prótese mesclada ficou como intermediária entre as ligas de titânio e a de cromo.

Em relação ao maior valor máximo de tensão de Von Mises é a prótese 1 com o material de Co-Cr com um valor de 38,069 MPa. O menor valor máximo foi o da prótese 2 de Ti-13Nb-13Zr com 13,15 MPa, bem próximo do valor da prótese 3 de Ti-13Nb-13Zr com 13,551 (ver tabela 4).

Os esforços passam a ser suportado pelo conjunto do osso e prótese e nesse caso, o implante sendo mais rígido que o osso, ao aplicar uma força, este irá absorver maior parte da tensão. Se o material do implante for mais flexível, a tensão absorvida será partilhada no osso (DUKE ORTHOPAEDICS, 2016, apud FERNANDES, 2016). Dessa forma, quanto maior o coeficiente de elasticidade do material da prótese, maior o valor da tensão máxima de Von Mises, o que está de acordo com os resultados das simulações.

As próteses 1 já poderiam ser descartadas, pois a prótese de Co-Cr apresenta um valor de tensão máxima de Von Mises muito alta, gerando um alto valor de bloqueio de tensão, causando desconforto no paciente e possível perda de massa óssea. As de liga de titânio apresentam uma tensão no osso trabecular bem próximas da tensão de rompimento desse osso.

De acordo com Duke Orthopaedics (2016, apud FERNANDES, 2016), próteses com o valor maior de tensão de Von Mises causam maior efeito de bloqueio de tensões, stress shielding, isso causa desconforto ao paciente, devido a grande diferença de tensão entre o osso e a prótese metálica. Quando maior a diferença do coeficiente de elasticidade entre o osso e o material da prótese, maior a diferença de tensão e como consequência, maior o bloqueio de tensão, fazendo haja perda de massa óssea, pois o osso vai ficando mais fraco.

As próteses com ligas de titânio tiveram os menores valores máximos de Tensão de Von Misses, sendo menor as de Ti-13Nb-13Zr, porém os valores da tensão que teve no osso cortical foram maiores para as ligas de titânio, também devido ao bloqueio de tensões, por serem menos rígidas que o Co-Cr e acumular menos tensão, a tensão que não foi acumulada é distribuída nos outros componentes da prótese e do joelho. Mas a liga de titânio (Ti-13Nb-13Zr) da prótese 2 pode ser descartada devido a aproximação da tensão de rompimento do osso trabecular.

A prótese mesclada não se mostrou uma boa opção em relação a avaliação numérica, pois ficou em valores intermediários, comparada com os demais modelos.

Em relação apenas aos valores numéricos, a melhor opção de todos os modelos é a prótese 3 com o material Co-Cr, pois, a tensão de cedência do osso trabecular sendo de 4,4 MPa, o maior valor de tensão no osso trabecular, para esse modelo foi de 3,9701 MPa, sendo o menor valor de todas as próteses, então tem uma menor probabilidade de rompimento do osso trabecular.

As próteses de liga Co-Cr são mais utilizadas na componente femoral, pois são resistentes ao desgaste, já que elas ficam muito tempo em movimento com o componente de polietileno, em atrito (MOREIRA, 2014; FOUUDA, 2014, apud FERNANDES, 2016). Porém nos testes, como era de esperar, as tensões máximas em todos os modelos foram as de liga de Co-Cr, devido seu maior coeficiente de elasticidade e o efeito de bloqueio de tensões, pois sendo mais rígido, ele acaba absorvendo a maior parte da tensão (DUKE ORTHOPAEDICS, 2016, apud FERNANDES, 2016), e por esse mesmo motivo que os valores das tensões no osso trabecular foram menores com o material Co-Cr, em comparação aos outros.

Levando outros fatores em consideração, como tensão de bloqueio, sendo que um material com o modulo de elasticidade mais próximo do osso causa menos desconforto e quanto menor a diferença de tensão entre o osso e o material da prótese, o osso mantém sua rigidez e massa óssea, dessa forma aumentando a vida útil da prótese, o resultado é outro.

A prótese 3 com as ligas de titânio foram as melhores, dentre elas, a de Ti-13Nb-13Zr é a escolhida por ter o menor valor máximo de Tensão de Von Misses com um valor de 13,551 MPa e um menor valor de tensão no osso trabecular sendo esse de 4,0513 MPa.

A escolha da geometria da prótese 3, tendo em vista também o efeito de bloqueio de tensões, tem relação com o trabalho realizado pelo autor Fernandes, em duas dimensões, que usou duas geometrias que utilizam o polietileno na parte metálica da prótese. Segundo Fernandes (2016), em uma análise bidimensional, das geometrias 2 e 3, não houve diferenças muito significativas (geometrias em que tinha o polietileno na parte metálica), as duas tiveram um efeito de bloqueio de tensões inferior, aumentando a vida útil da prótese. Também, quanto menor a rigidez do material, menores são as tensões máximas atingidas, ou seja, a liga Ti-13Nb-13Zr implicou em menores tensões, isso na componente tibial.

O resultado está também de acordo com o trabalho de Tecchio (2019), as menores tensões foram registradas quando os componentes foram de Ti-13Nb-13Zr, tanto o femoral quanto o tibial, porém o titânio não é indicado para prótese femoral, pois pode soltar partículas, por ser difícil de ser polido, ele foi indicado para a componente tibial.

Duas referências estão de acordo com o trabalho presente, em relação à escolha do material Ti-13Nb-13Zr como componente tibial para compor a prótese do joelho. Porém os trabalhos dos dois autores simularam próteses completas, com componentes femorais e tibiais.

Levando os números e o efeito de bloqueio de tensões, a prótese escolhida é do modelo 3 e de Ti-13Nb-13Zr, de acordo com referencial teórico, informando que este tipo de liga mais utilizada em implantes cirúrgicos e também, ligas de titânio são mais indicadas para a parte tibial, em próteses de joelho (MOREIRA, 2014; FOUDA, 2014, apud FERNANDES, 2016).

Esse modelo de prótese é o ideal apenas para o trabalho proposto, pois muitos outros fatores são levados em conta, além de uma simulação, como os tipos de

atividades que a pessoa executa, peso que ela pode carregar, além mesmo que ela própria pode aumentar sua massa engordando.

Outra coisa que não foi levado em consideração foi a parte femoral da prótese, o que poderia diminuir consideravelmente o valor da Tensão de Von Misses absorvida na parte do osso trabecular na parte tibial, já que outros componentes irão absorver também as tensões geradas pelas forças aplicadas. Isso foi relatado com Fernandes (2016), em uma simulação 3D, com componente tibial e femoral, chegando tensões de Von Misses até 2,87 MPa no osso e até 3MPa na maior parte da área da prótese.

Outro trabalho feito do autor Elsayer (2016), com simulação numérica 3D da tíbia, com componente tibial da prótese do joelho em Co-Cr e carga assimétrica total de 2000N, (para um indivíduo de 70 Kg), registrou valores de tensão de Von Misses de 1,5 MPa no tecido ósseo e 1,3 MPa na prótese. Alguns pontos no trabalho presente, em relação às tensões de Von Misses no osso trabecular, são menores e até 1,5 MPa, assim como também tem tensões que são maiores que esse valor e na parte metálica da prótese, pode haver alguns lugares que as tensões ficam até 1,3 MPa, sendo que ultrapassaram bastante esse valor (ver ANEXOS).

O ideal seria cargas de impacto na simulação, para ficar mais próximo da realidade, pois em uma caminhada, a articulação do joelho encontra-se em movimento e isso envolve mais variável, como velocidade e aceleração, podendo gerar mais ou menos força na articulação. Foram utilizadas cargas estáticas com quatro vezes o valor do peso do indivíduo (baseado na literatura), para tornar o trabalho mais simples de ser realizado.

Esse tipo de simulação fica para trabalhos futuros, por exemplo, de uma simulação dinâmica, que envolve cargas de impacto e também, um ensaio de fadiga para saber o tempo de duração da prótese.

5 CONCLUSÃO

O estudo teve como objetivo modelar de forma computacional tridimensional, uma prótese tibial com três tipos diferentes de materiais e três tipos diferentes de geometrias, para realização de simulações estáticas com aplicação de cargas assimétricas. O intuito foi saber a tensão absorvida por cada componente da prótese e se algum deles chegou ao rompimento e qual o melhor modelo de prótese. Foram um total de 10 simulações, sendo 3 para cada tipo de prótese (geometria) com material diferente, totalizando 9 e uma simulação com uma prótese com materiais metálicos mesclados.

Após modelar, escolher as propriedades, realizar as simulações propostas, analisar e discutir os resultados, não houve cedência de nenhum componente. Foi possível também observar que quanto maior o módulo de elasticidade, maior é o valor máximo de tensão de Von Misses atingido pela prótese. Outro fator que se notou, para aumentar o valor máximo de tensão de Von Misses, foi o formato da geometria. Comparando a geometria 1 e a 2, como a 1 afunilou o espigão de cima para baixo, teve um maior valor de tensão de Von Misses. Outro detalhe a ser observado foi que as próteses com maior valor de módulo de elasticidade, resultaram em menores tensões de Von Misses no osso trabecular, ou seja, próteses de Co-Cr geraram menores valores de tensão do que as de Ti-13Nb-13Zr, comparando a mesma geometria. Isso se deve ao efeito de bloqueio de tensões.

Levando em consideração o menor valor máximo atingido de tensão de Von Misses e um menor valor de tensão de Von Misses no osso trabecular, a prótese escolhida foi a número 3 com o material Ti-13Nb-13Zr, indicando que ela teria uma maior vida útil em comparação com as outras.

Para sugestões de trabalhos futuros:

- Uma simulação estática com a componente femoral e tibial, porém com todos os componentes que foram levados em conta neste trabalho: parte metálica, PMMA, polietileno, osso cortical e osso trabecular e um ensaio de simulação de fadiga para saber o tempo que a prótese vai durar.

- Uma simulação dinâmica com os mesmos componentes para ver desgaste no componente de polietileno no contato com a componente femoral.

REFERENCIAS

ANSYS. **Ansys**. 2022. Disponível em < <https://www.ansys.com/>> Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

BAPTISTA, C, et al. **Fatigue behavior of arc melted Ti–13Nb–13Zr alloy**. International Journal of Fatigue, 2004, Vol. 26, pp. 967-973.

BARCELOS, Flávia dos S. **Caracterização e Estudo de Desgaste em Próteses Totais de Joelho**. Dissertação de mestrado em integridade de materiais da Engenharia. Universidade de Brasília. Distrito Federal, 2016.

BRASIL, Rafael. **Para Leigos: entenda o Método dos Elementos Finitos**. 2020. Disponível em < <https://kotengenharia.com.br/para-leigos-entenda-o-metodo-dos-elementos-finitos/> > Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

CALLISTER, W. D. Jr. **Ciência e engenharia de materiais: Uma introdução**. 7ª edição. LTC, 2007. 705 páginas.

COMPLETO, António; FONSECA, Fernando. **Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica**. 2011, Publindústria, Edições Técnicas.

COMPLETO, A, Fonseca, F; SIMÕES, J A. **Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho**. Revista da APAET-Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões, 2006, ISSN 1646-7078.

COMPLETO, António M. G. **Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho**. Tese apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Doutor em Engenharia Mecânica. Universidade de Aveiro. 2006.

COUTINHO, F. M. B.; MELLO, I. L.; SANTA MARIA, L. C. DE, **Polietileno: Principais tipos, propriedades e aplicações**, Polímeros: Ciência e Tecnologia, vol. 13, num. 1, 2003. 1-13.

COUTINHO, Mauro A. N. **Biomecânica da Artroplastia do joelho e a sua relação com o alinhamento protésico**. Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica. Universidade de Aveiro, 2013.

DEPUY SYNTHES. **Knee Reconstruction**. Disponível em <<https://emea.depuysynthes.com/hcp/knee/products/qs/attune-knee-system>> Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

DIRECT INDUSTRY. **Software de análise de estrutura Ansys Mechanical**. 2022. Disponível em < <https://www.directindustry.com/pt/prod/ansys/product-9123-1758209.html> > Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

DUKE ORTHOPAEDICS. **Stress Shielding from Femoral Components**. Disponível em

<http://www.wheelsonline.com/ortho/stress_shielding_from_femoral_components> Acesso em: 15 de Novembro de 2022.

DUNHAM, Cheryl, et al. **Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus**. *Clinical Biomechanics*, 2005, Vol. 20 nº8, pp. 834–838.

ENSUS. **Elementos Finitos – O que é? Quando utilizar? Quais são seus benefícios?**. 2022. Disponível em < <https://ensus.com.br/elementos-finitos-quais-os-beneficios/> > Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

ELSAYER, Basma. **The effect of changing the shape and material of tibial component on the performance of total knee replacement**. Tese de Mestrado em Engenharia de Produção - Mansoura University, 2016.

FARIAS, J. X. N. de, et al. **Polietileno de ultra alto peso molecular (PEUAPM): Propriedades, processamentos e aplicações**. In: 9º Congresso Brasileiro de Polímeros. Campina Grande. 2007.

FERNANDES, Inês da S. **Avaliação Biomecânica de Prótese do Joelho sob Influência de Distribuição de Carga Assimétrica**. Dissertação apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica. Bragança, 2016.

FOUDA, N. **The Effect of Shape Optimization and Bimaterial Stem on Increasing the Performance of a Cemented Tibia**. *International Journal of Mechanical & Mechatronics Engineering*. 2014, Vol. 14 nº5, pp. 97-110.

GEETHAA, M, et al. **Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - a review**. *Progress in Materials Science*, 2009, Vol. 54 nº3, pp. 397–425.

GOMES, L. **O Quadril. Biomateriais em Artroplastia de Quadril: Propriedades, Estrutura e Composição**. 2010, Atheneu, Capítulo 13.

GRANDINI, C.R.; ALMEIDA, L.H.; PINTÃO, C.A.F. **Módulo de elasticidade dinâmico de ligas de Ti usadas como biomaterial**. In: Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, 2016, Fox do Iguaçu.

HACKER, M.; KRIEGHOFF, J.; MIKOS, A. *Synthetic Polymers*. In: ATALA, A. et al. (Eds.). **Principles of Regenerative Medicine**. 3rd. ed. London, UK: Academic Press, 2019. p. 559-590.

HE, W.; BENSON, R. **Polymeric biomaterials**. IN: KUTZ, M. (Ed.). *Applied plastics engineering handbook: Processing, materials, and applications*. 2nd. ed. Delmar, N.Y.: William Andrew, 2017. p. 145-164.

HUSTON, R. L., **Principals of Biomechanics**, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009. Páginas 156-163.

JACOB, Stanley; FRANCONI, Clarice; LOSSOW, Walter. **Anatomia e Fisiologia Humana**. Guanabara Koogan, 1990, ISBN 978-8527714112.

- JR. A. M. **Cobalto – Papel no organismo Humano**. 2007. Disponível em <<http://www.medicinageriatrica.com.br/2007/12/31/ion-cobalto-papel-no-organismo-humano>> Acesso em: 16 de Novembro de 2022.
- JUDAS, Fernando; FIGUEIREDO, Helena; DIAS, Rui. **Biomateriais em cirurgia ortopédica reconstrutiva**. 2009.
- JUNQUEIRA, L; CARNEIRO, J. **Histologia Básica**. Guanabara Koogan, Edição 4, 2008, ISBN: 968-7535-69-5.
- KUMAR, A.; MISRA, R. **3D-printed titanium alloys for orthopedic applicatios**. In: FROES, F. H.; QIAN, Ma (Eds.). Titanium in medical and dental applicaations. Texas: Elsevier, 2018. p. 251-275.
- KURODA, D, et al. **Design and mechanical properties of new b type titanium alloys for implant materials**. Materials Science and Engineering, 1998, Vol. 243 nº 1 e 2, pp. 244-249.
- LANGER, Ana L. **Osteoporose. Conceito geral e importância nos quadros de miopatias**. Disponível em <<http://www.distrofiamuscular.net/osteoporose.htm>> Acesso em: 15 de Novembro de 2022.
- MAGALHÃES. Kelly. **Avaliação biomecânica do desempenho de prótese femoral com rigidez variável**. Trabalho de Projeto apresentada à Escola Superior de Tecnologia e Gestão Instituto Politécnico de Bragança para obtenção do grau de Mestre em Tecnologia Biomédica. 2014.
- MOREIRA, Benjamim da Silva. **Artroplastia total de joelho e a reabilitação física**. Corpus et Scientia, 2014, ISSN 1981-6855, pp. 64-77.
- MORRISON, J. B. **The mechanics of the knee joint in relation to normal walking**. J Biomech, 1970, 3, pp: 51–61.
- HANAHA, T. **Materials for metallic stents**. Journal of Artificial Organs, v. 12, n. 2, 2009, p. 73-79.
- NETTER, F. **Atlas de Anatomia Humana**. Elsevier Editora 4ªedição, 2008, pp. 489,506-514.
- NIINOMI, M. **Mechanical properties of biomedical titanium alloys**. Materials Science and Engineering, 1998, Vol. 243 nº 1 e 2, pp. 231–236.
- OESTREICH, D. H. et al. **Revisão da literatura sobre a usinabilidade do titânio e suas ligas**. In: 6º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE FABRICAÇÃO, 2011, Caxias do Sul.
- PÉCORA, J. R.; HERNANDEZ, A. J.; CAMANHO, G. L., **Artrose do joelho: Gênese e Soluções**. Atheneu, 2012. 371 páginas.

PÉCORA, José, et al. **Comparative analysis of changes in knee strain transfer flow in total and unicompartmental cemented prostheses: A trial in ten human cadavers**. Acta Ortopédica Brasileira, 2003, Vol. 11 nº3.

PIRES, Ana Luiza R. et al. **Biomateriais: tipos, aplicações e mercado**. Revista Química Nova, vol.38. n.7, 2015.

RACK, H; OAZI, J. **Titanium alloys for biomedical applications**. School of Materials Science and Engineering, 2006, Vol. 26 nº8, pp. 1269 – 1277.

ROBALO, T. **Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis**. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica - Universidade Técnica de Lisboa, 2011.

ROSE, J.; GAMBLE, J G. **Marcha: Teoria e prática da locomoção Humana**. 3ª edição, Guanabara KOOGAN, 2007.

SANTOS, Gustavo R. **Mapeamento Estratégico dos Biomateriais Utilizados em Implantes**. Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos (Mestrado Profissional), Área de Biomateriais, Bioprocessos, Bioprodutos da Faculdade de Ciências Farmacêutica, UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Engenharia de Biomateriais e Bioprocessos. Universidade Estadual Paulista. Araraquara, 2019.

SAÚDE DICAS, **Cobalto: Benefícios do Cobalto para a saúde**. Disponível em <<http://www.saudedicas.com.br/dicas/beneficios-do-cobalto-para-a-saude-1510629>> Acesso em: 16 de Novembro de 2022.

SBOT – Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Colégio Brasileiro de Radiologia, **Artrose do joelho: Tratamento cirúrgico**. Projeto Diretrizes. 2007. 7 páginas.

SILVA, P. M. G. O. **Prótese total de joelho – A história da arte: Revisão bibliográfica**. Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade da Beira do Interior, 2010. 68 páginas.

SONG, Eun-Kyoo, et al. **The Evolution of Modern Total Knee Prostheses**. Orthopedics, Physical Medicine and Rehabilitation, 2013, pp. 185-195.

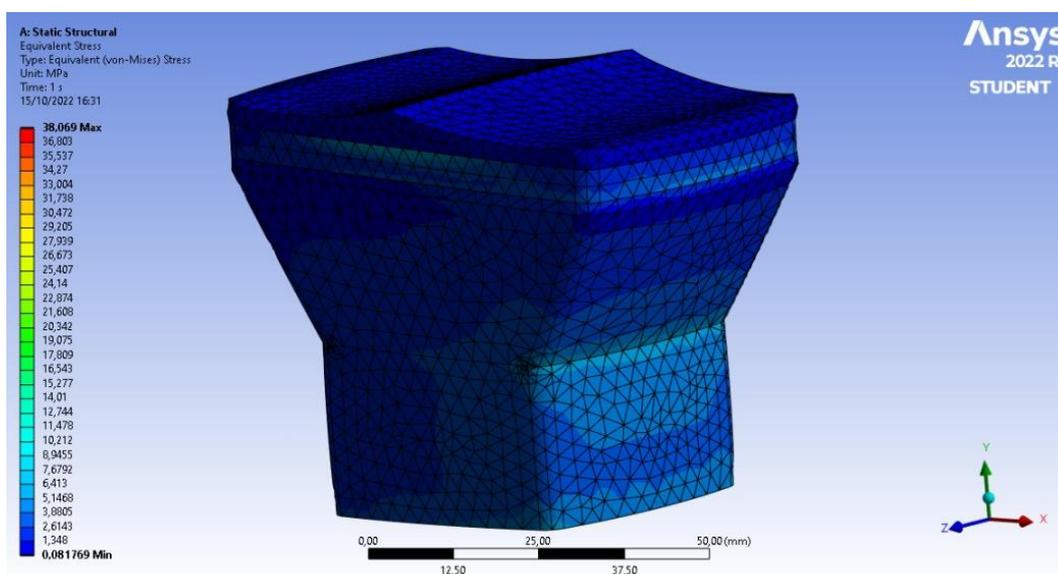
TECCHIO, Denise. **Modelagem e Análise Tridimensional de Prótese de Joelho**. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2019.

ANEXO A - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 1 COM PACIENTE DE 80 KG

Prótese de Co-Cr

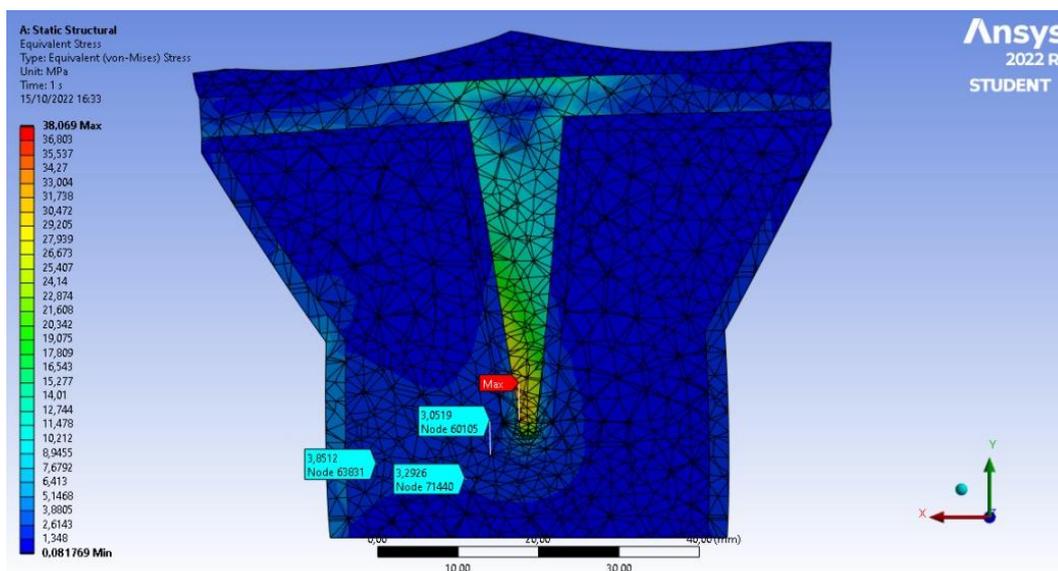
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 33 e 34, umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Misses em nós específicos.

Figura 32: Vista externa da prótese 1 com material Co-Cr.



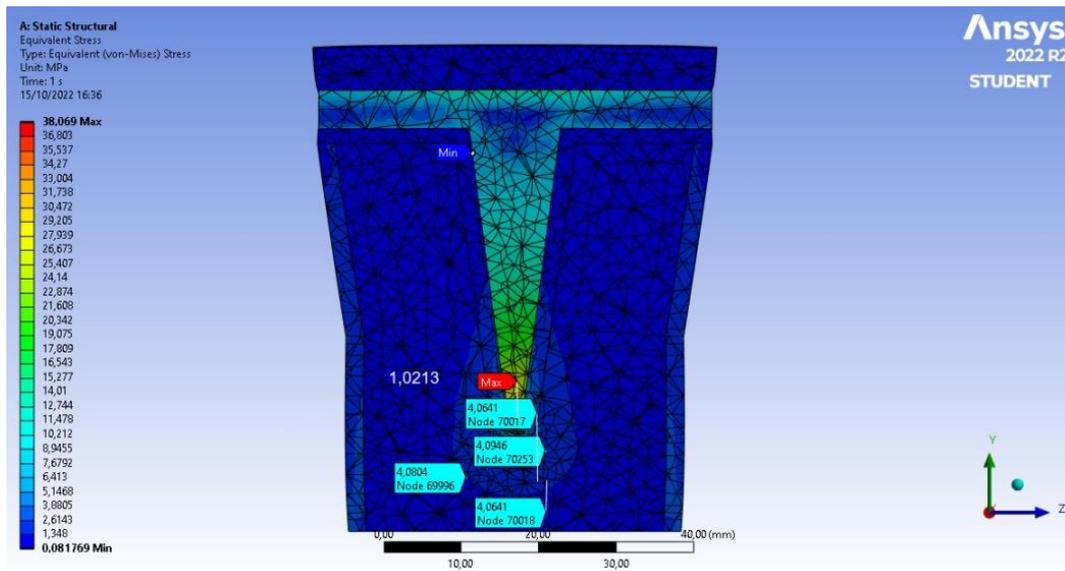
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 33: Vista frontal em corte da prótese 1 com material Co-Cr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 34: Vista lateral em corte da prótese 1 com material Co-Cr.

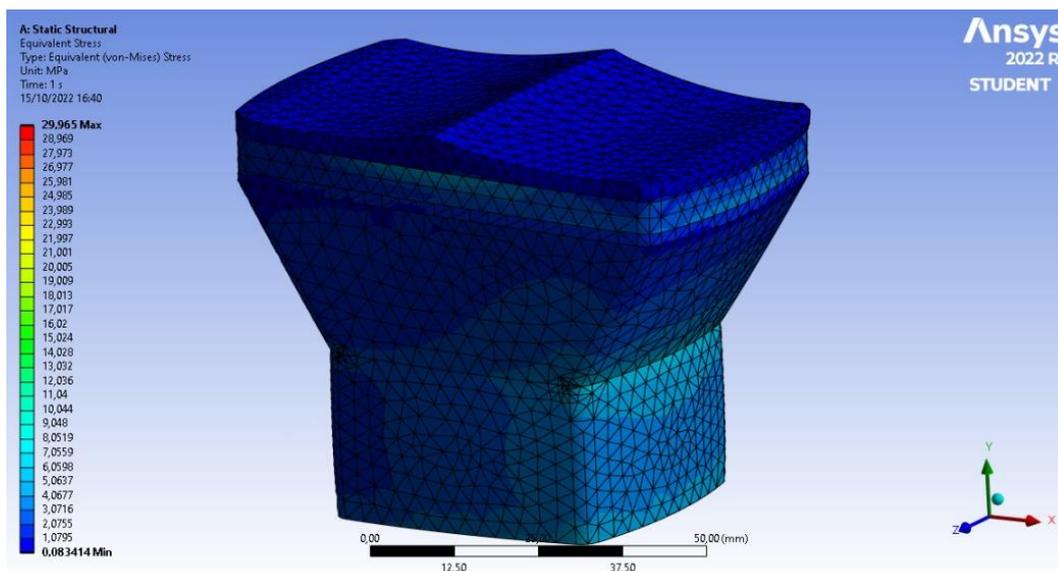


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-6Al-4V

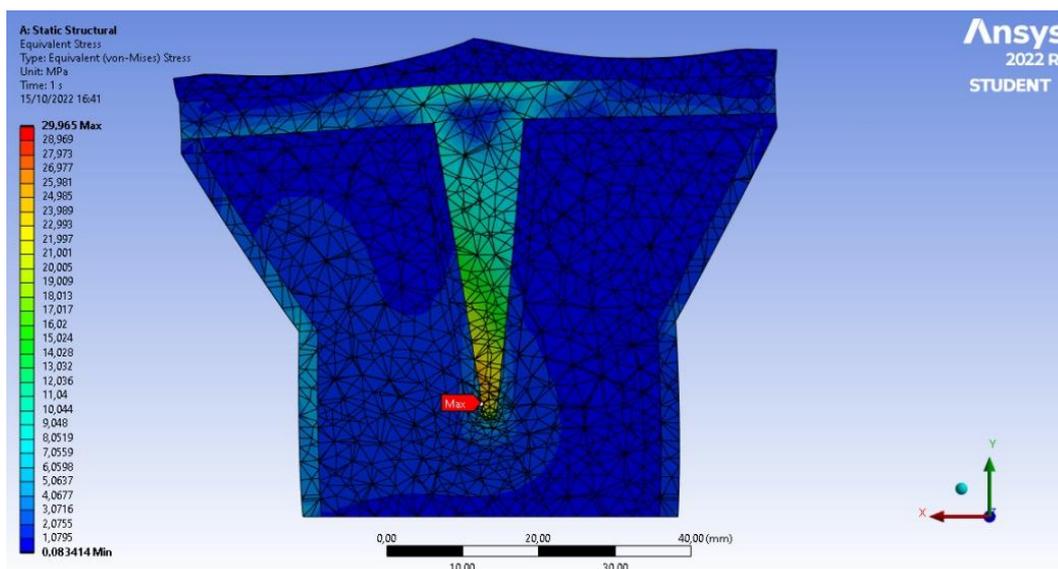
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo na figura 37 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 35: Vista externa da prótese 1 com material Ti-6Al-4V.



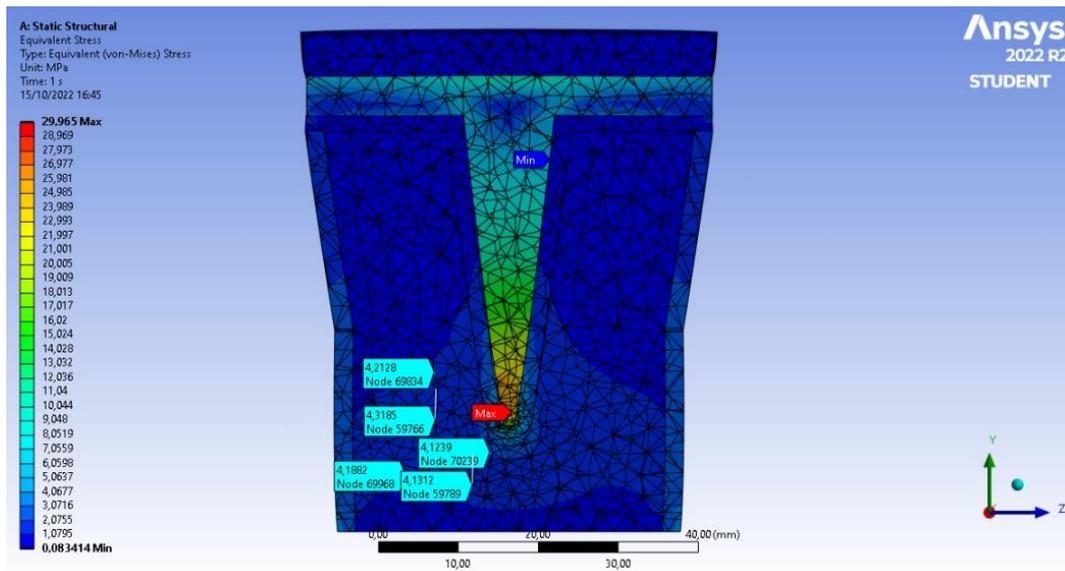
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 36: Vista frontal em corte da prótese 1 com material Ti-6Al-4V



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 37: Vista lateral em corte da prótese 1 com material Ti-6Al-4V.

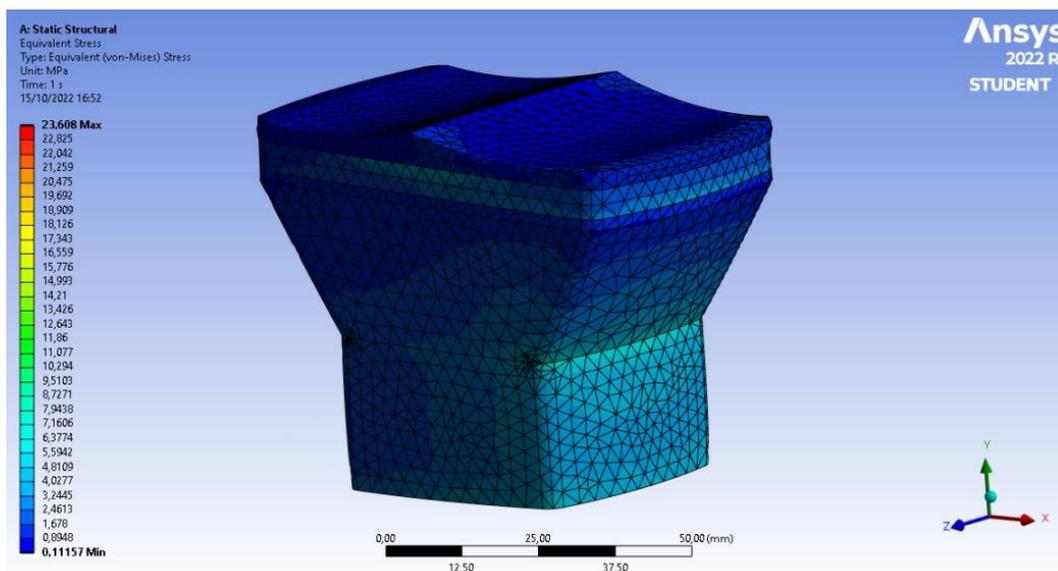


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-13Nb-13Zr

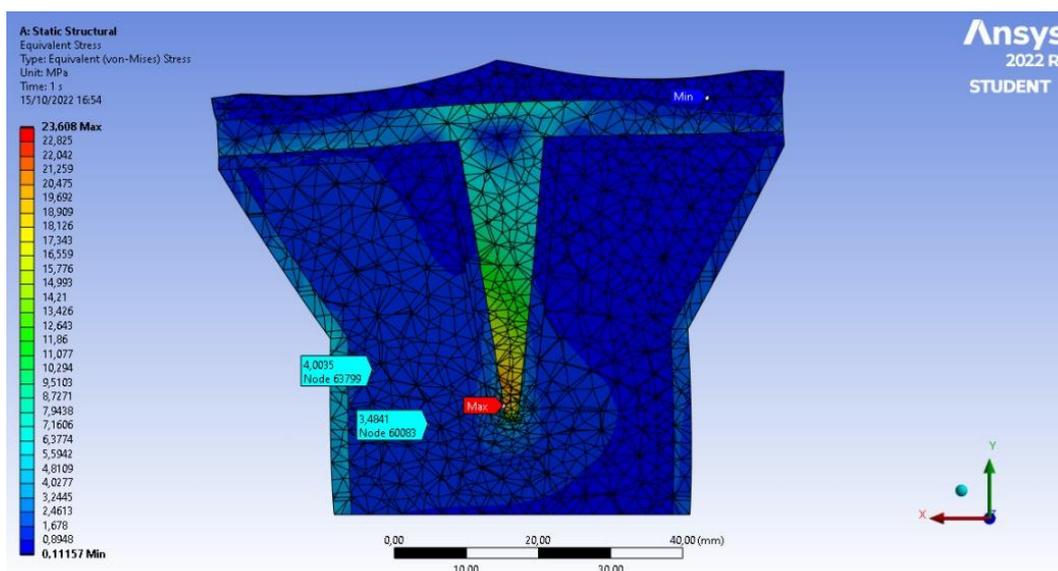
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 39 e 40 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 38: Vista externa da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.



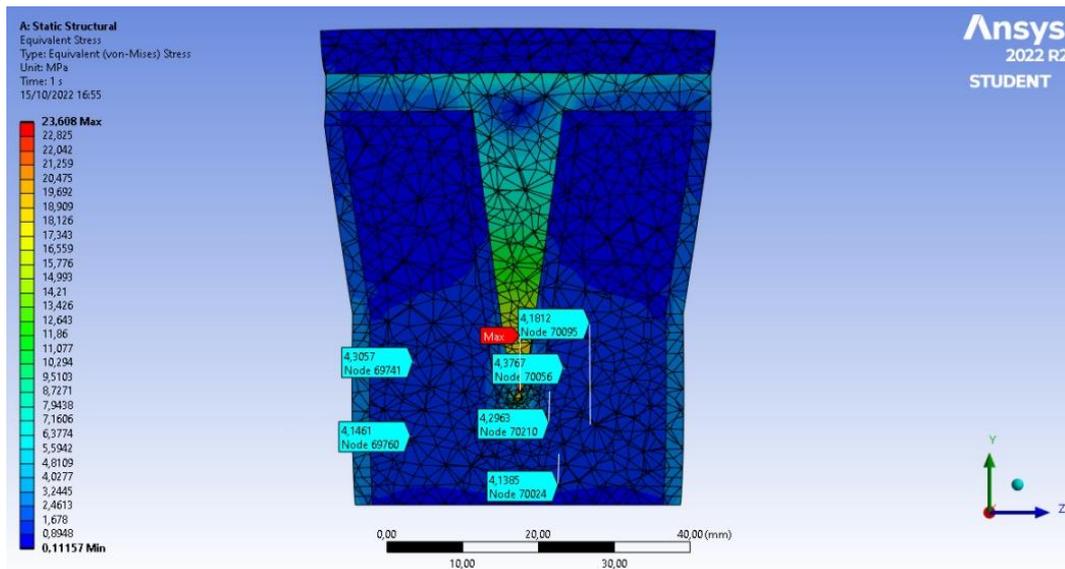
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 39: Vista Frontal em corte da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 40: Vista Lateral em corte da prótese 1 com material Ti-13Nb-13Zr.



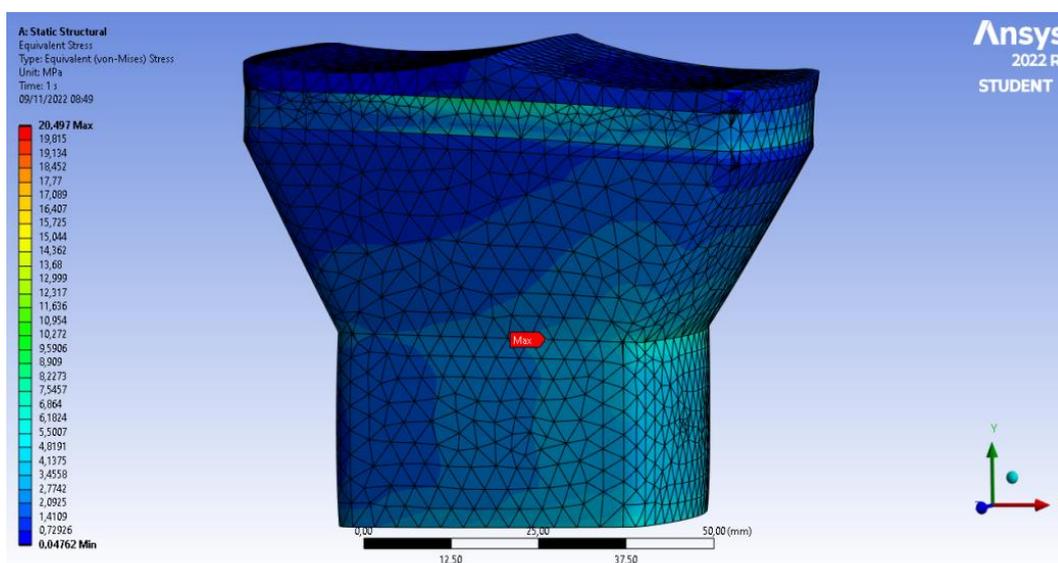
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

ANEXO B - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 2 COM PACIENTE DE 80 KG.

Prótese de Co-Cr

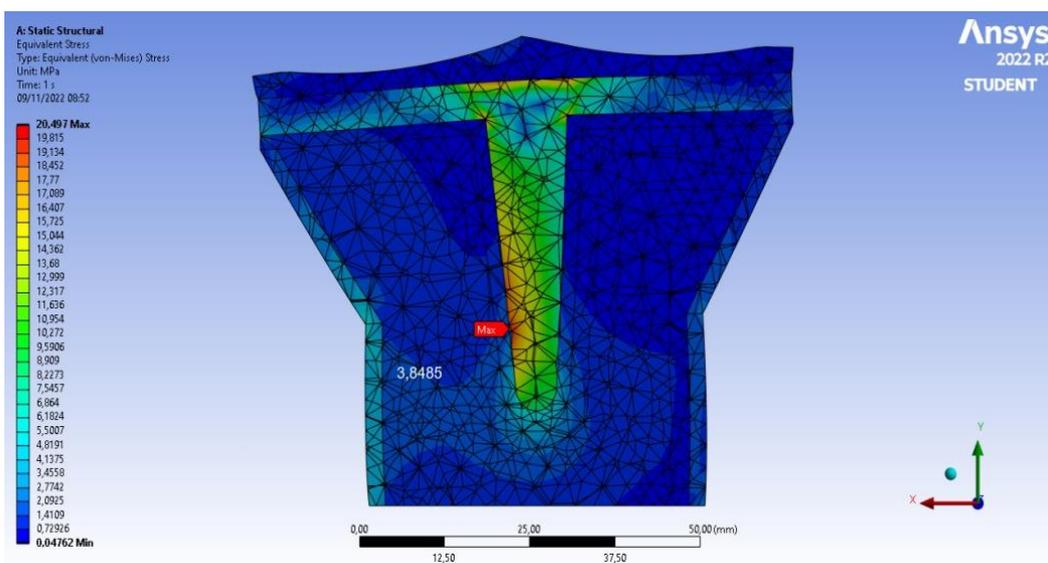
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 42 e 43 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Misses em nós específicos.

Figura 41: Vista Externa da prótese 2 com material Co-Cr.



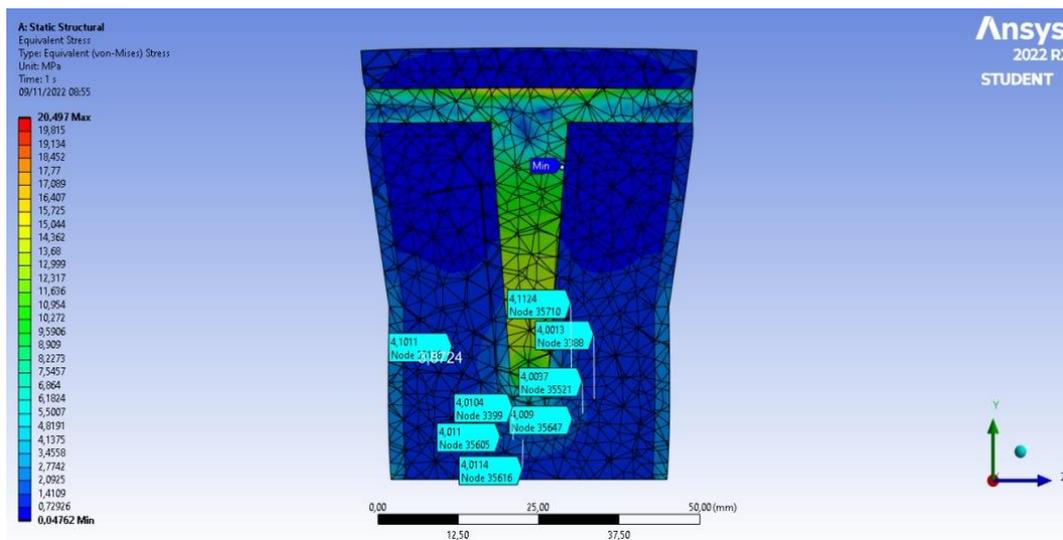
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 42: Vista frontal em corte da prótese 2 com material Co-Cr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 43: Vista lateral em corte da prótese 2 com material Co-Cr.

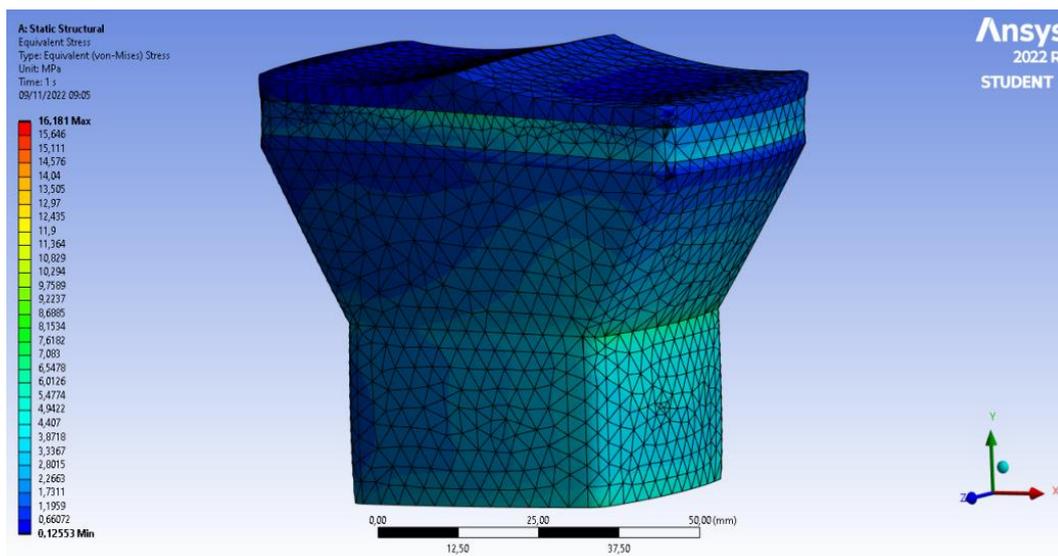


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-6Al-4V

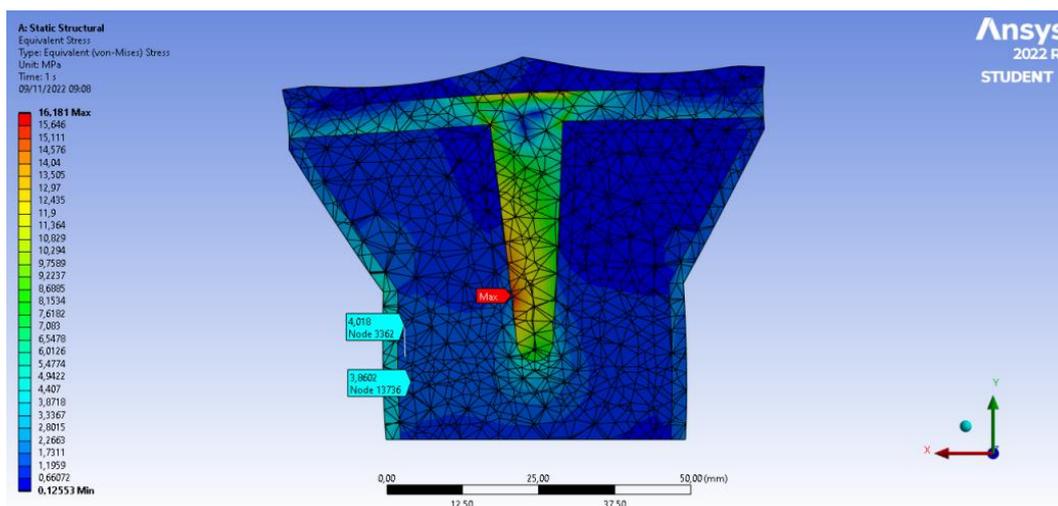
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 45 e 46 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 44: Vista Externa da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.



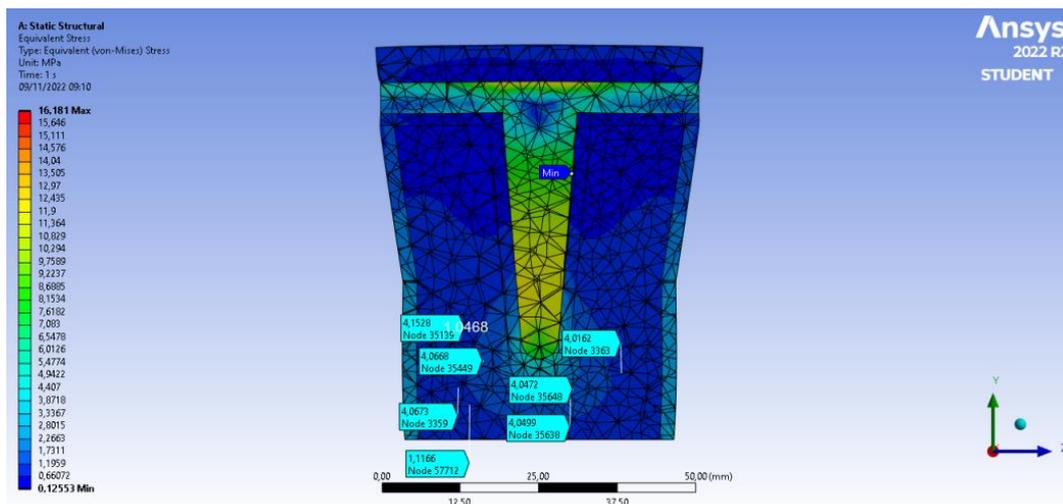
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 45: Vista Frontal em corte da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 46: Vista lateral em corte da prótese 2 com material Ti-6Al-4V.

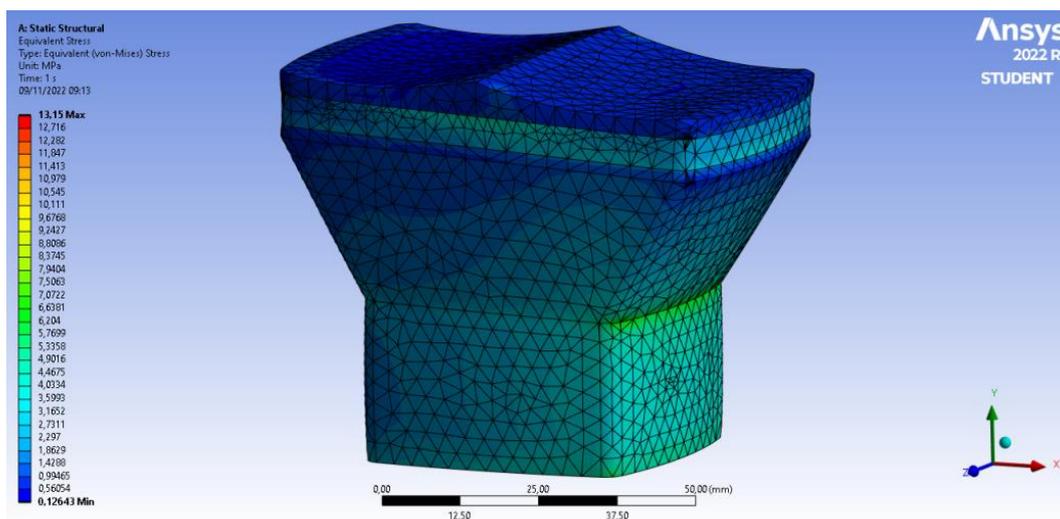


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-13Nb-13Zr

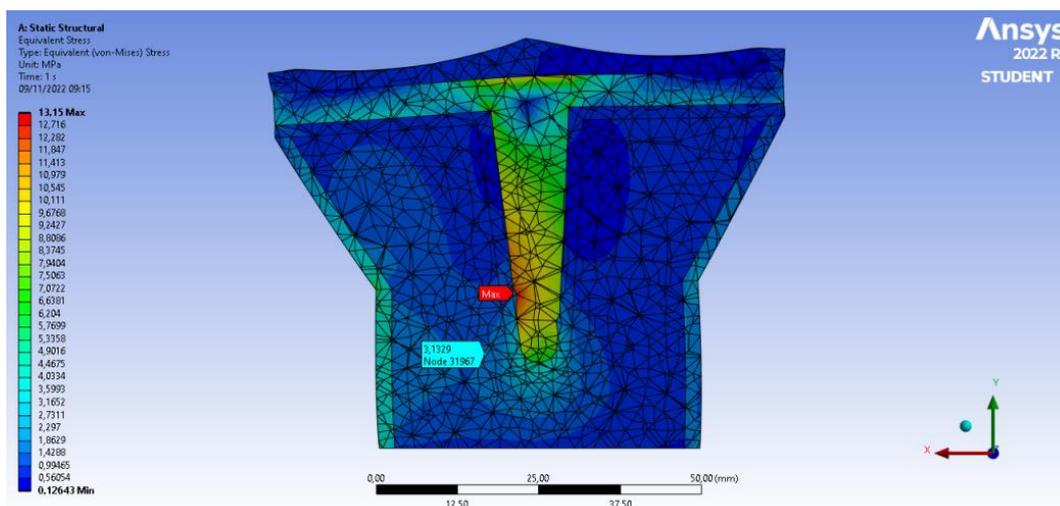
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 48 e 49 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 47: Vista externa da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.



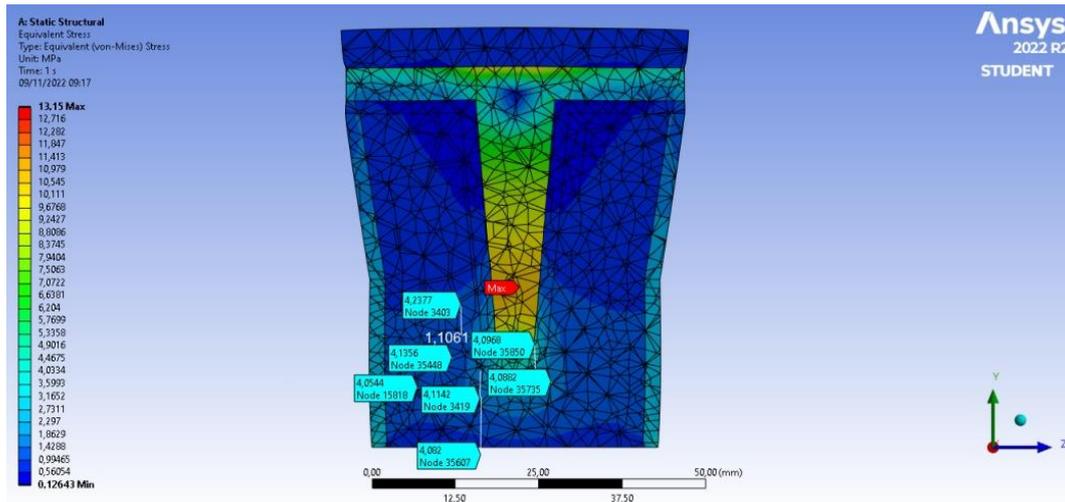
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 48: Vista frontal em corte da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 49: Vista Lateral em corte da prótese 2 com material Ti-13Nb-13Zr.



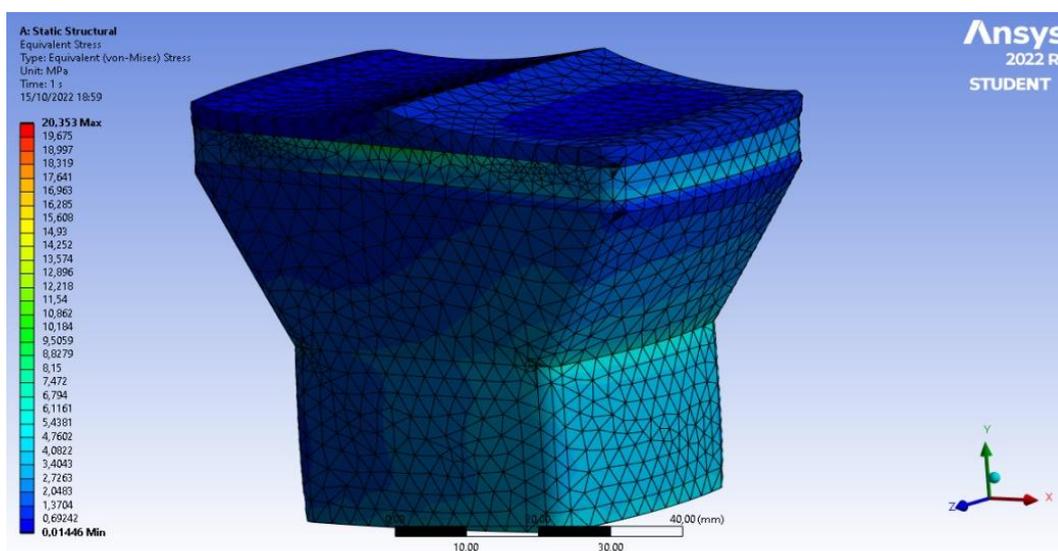
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

ANEXO C - SIMULAÇÕES DA PRÓTESE NÚMERO 3 COM PACIENTE DE 80 KG.

Prótese de Co-Cr

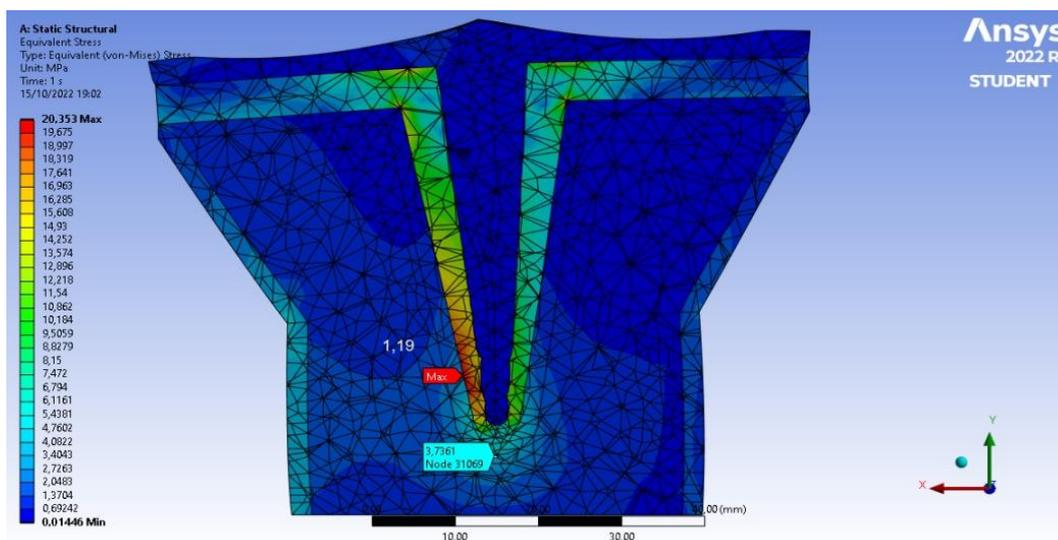
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 53 e 52 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Misses em nós específicos.

Figura 50: Vista Externa da prótese 3 com material Co-Cr.



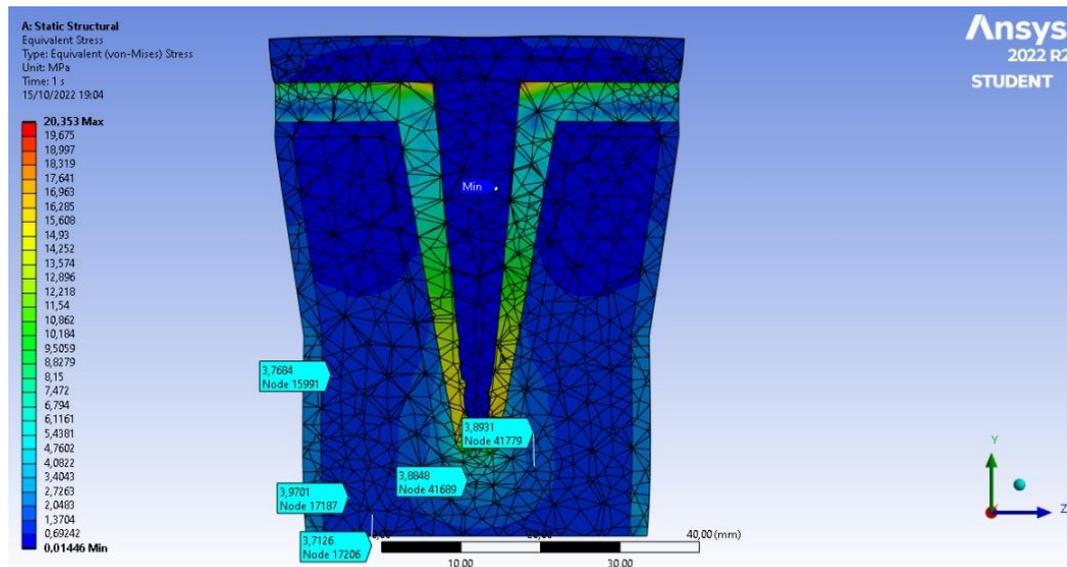
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 51: Vista Frontal em corte da prótese 3 com material Co-Cr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 52: Vista lateral em corte da prótese 3 com material Co-Cr.

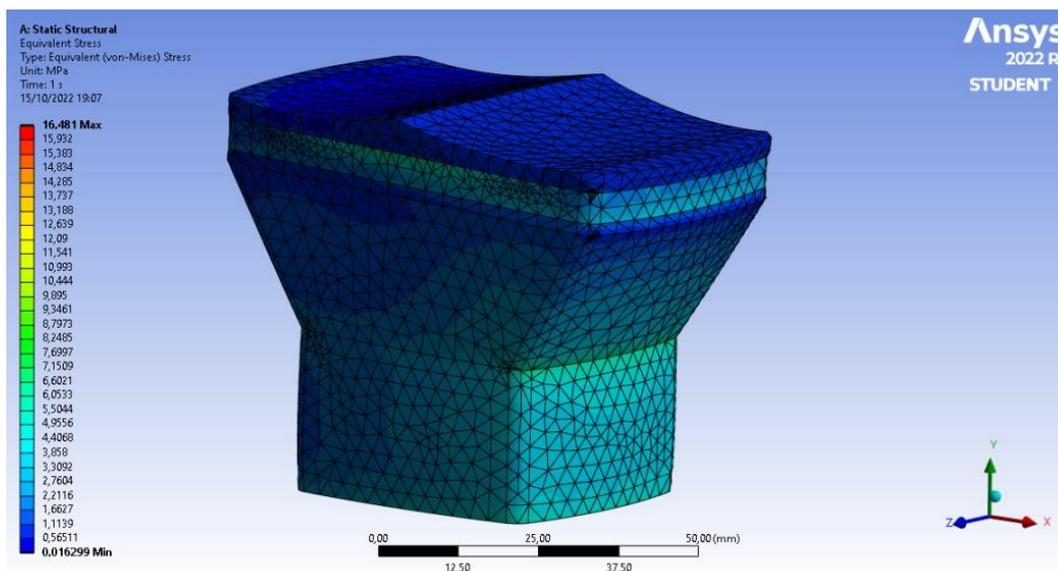


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-6Al-4V

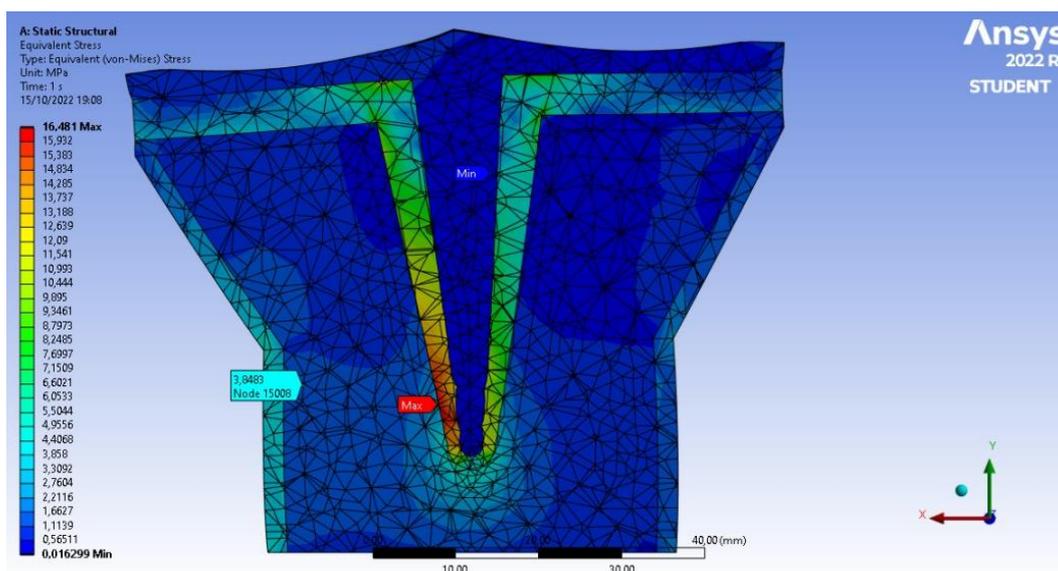
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 54 e 55 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 53: Vista Externa da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.



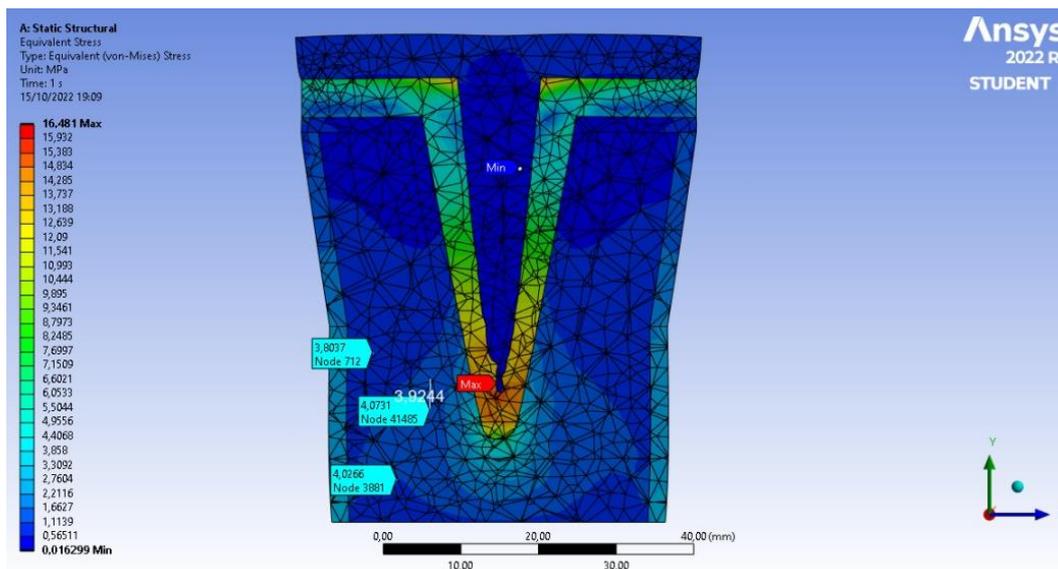
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 54: Vista frontal em corte da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 55: Vista Lateral em corte da prótese 3 com material Ti-6Al-4V.

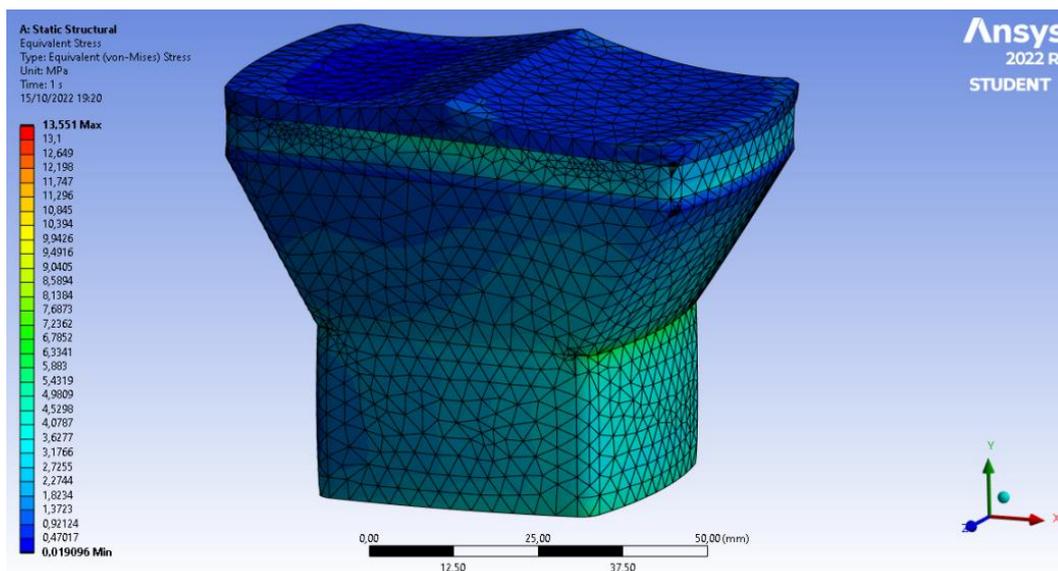


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Prótese de Ti-13Nb-13Zr

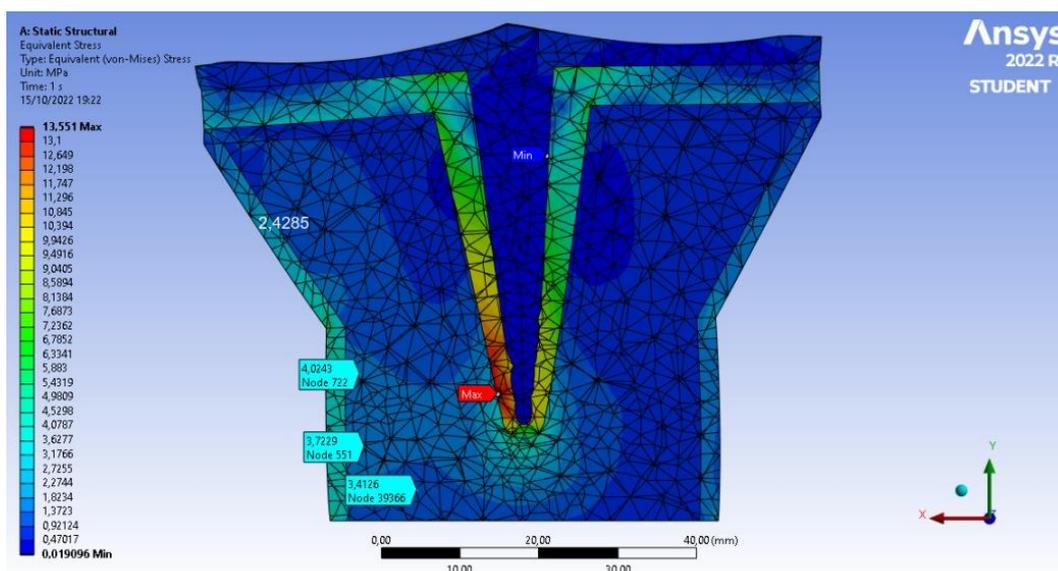
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 57 e 58 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 56: Vista externa da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.



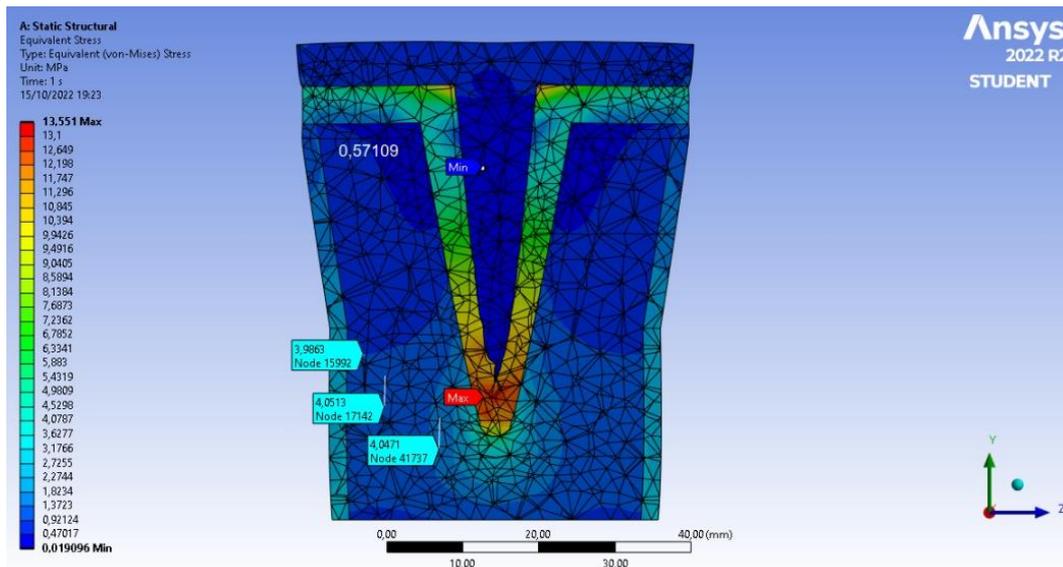
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 57: Vista frontal em corte da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 58: Vista Lateral em corte da prótese 3 com material Ti-13Nb-13Zr.

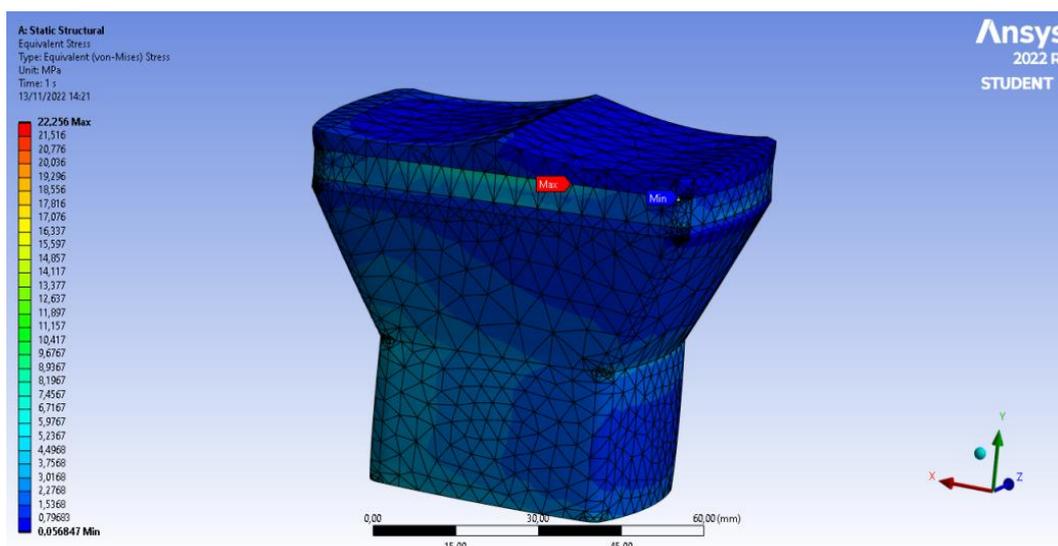


Fonte: elaborado pelo autor (2022).

ANEXO D - SIMULAÇÃO DA PRÓTESE NÚMERO 2 COM PACIENTE DE 80 KG (PRATO TIBIAL DE CO-CR E ESPIGÃO DE TI-13NB-13ZR)

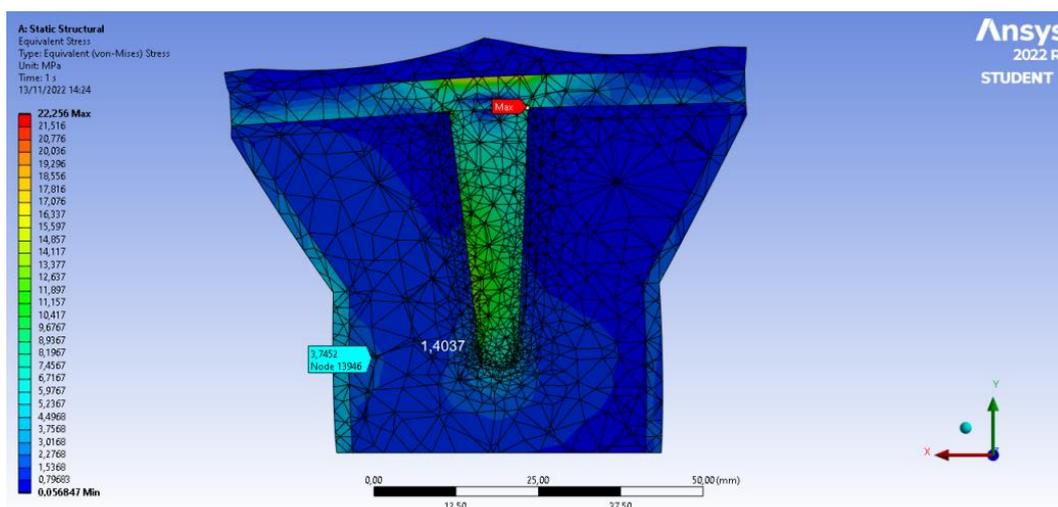
As imagens ilustram as simulações separadas pelo número da prótese e pelo material da liga metálica. Existem, em algumas imagens, por exemplo nas figuras 60 e 61 umas caixinhas que indicam valores de Tensões de Von Mises em nós específicos.

Figura 59: Vista Externa da prótese mesclada.



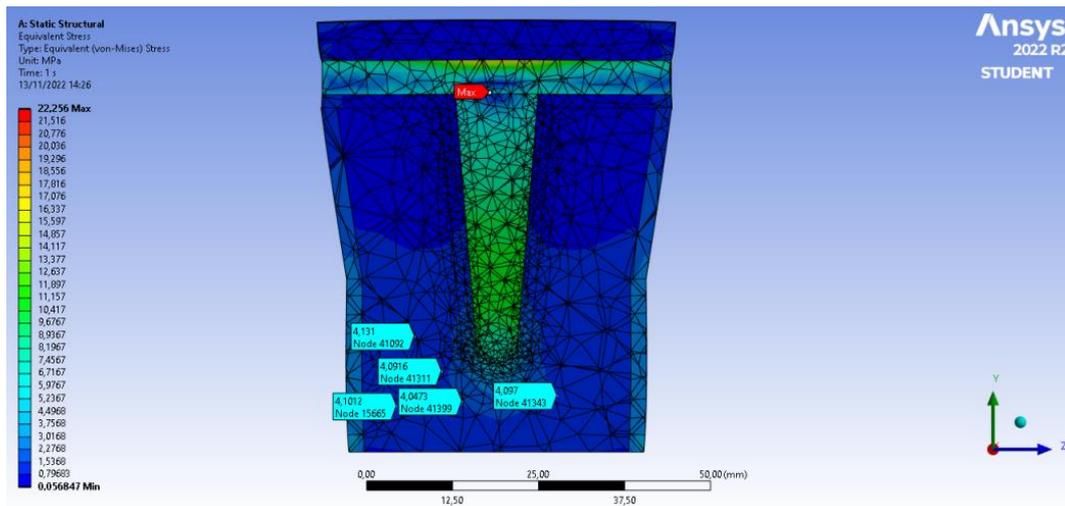
Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 60: Vista frontal em corte da prótese mesclada.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).

Figura 61: Vista lateral em corte da prótese mesclada.



Fonte: elaborado pelo autor (2022).