

Ano letivo 2023/2024

Estudo numérico e biomecânico da prótese do joelho

Sandrine Lamas, N° a39661

Dissertação apresentada à
Escola Superior de Tecnologia e Gestão Instituto Politécnico de Bragança
para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Mecânica
Sob orientação do Prof. Doutor João Ribeiro

Outubro 2024

Estudo numérico e biomecânico da prótese do joelho

Sandrine Lamas, N° a39661

Dissertação de Mestrado apresentado ao Instituto Politécnico de Bragança, para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Prof. Doutor João Ribeiro.

Outubro 2024

Agradecimentos

Agradeço,

Primeiramente a Deus.

Aos meus pais os primeiros que incentivaram os meus estudos, por sempre acreditarem em mim e sempre me apoiarem em todos os momentos da minha vida até mesmo nos momentos mais difíceis.

Aos meus avós por sempre me apoiarem e me ajudaram em tudo.

Aos meus amigos próximos, por todo o apoio e incentivo.

Ao meu orientador João Ribeiro por todo o incentivo, tempo, trabalho, paciência e partilha de conhecimentos que dedicaram na orientação desta tese.

Ao Instituto Politécnico de Bragança pela oportunidade de estudar, fazer amigos e aprender com todos.

Agradeço também aos meus colegas de curso que de uma forma ou outra conseguimos partilhar conhecimentos e culturas diferentes proporcionando os melhores anos da minha vida.

Por último, um agradecimento especial ao meu namorado pelo seu apoio, carinho e compreensão ao longo desta etapa.

Resumo

A artroplastia do joelho é um procedimento essencial para restaurar a funcionalidade em pacientes com desgaste avançado da articulação. Este estudo realiza uma análise numérica e biomecânica de uma prótese de joelho de revisão, projetada especificamente para casos em que substituições anteriores falharam ou apresentam complicações, como desgaste excessivo ou instabilidade. As próteses de revisão são concebidas para oferecer maior estabilidade e durabilidade em comparação com as próteses primárias, sendo especialmente indicadas para pacientes com maior exigência funcional ou desgaste ósseo. O objetivo deste estudo é avaliar o desempenho estrutural da prótese de revisão sob diferentes ângulos de carga, simulando condições que representem o uso cotidiano e atividades de maior exigência biomecânica. Utilizando o método dos elementos finitos no software Ansys, foi analisado o comportamento do conjunto prótese-osso, com o componente femoral em Ti-6Al-4V, o componente de polietileno em UHMWPE e osso cortical para simular a estrutura óssea. As simulações avaliaram o deslocamento total, as tensões equivalentes de von Mises e as tensões de corte na prótese, considerando cargas aplicadas em ângulos de 0°, 10° e 20°. Os resultados indicaram que ângulos e cargas mais elevados provocaram um aumento nas tensões e nos deslocamentos, destacando os pontos de maior esforço na prótese durante o uso.

Conclui-se que a prótese de revisão estudada apresenta um desempenho estrutural adequado e seguro nas condições simuladas, sugerindo a sua aplicabilidade em artroplastias de joelho de revisão, com potencial para suportar cargas e movimentos típicos de um uso prolongado e repetitivo.

Palavras-Chave: Biomecânica do joelho; Artroplastia total do joelho; Prótese de revisão; Método dos elementos finitos.

Abstract

Knee arthroplasty is an essential procedure to restore functionality in patients with advanced joint wear. This study performs a numerical and biomechanical analysis of a revision knee prosthesis designed specifically for cases where previous replacements have failed or have complications such as excessive wear or instability. Revision prostheses are designed to offer greater stability and durability compared to primary prostheses and are especially indicated for patients with greater functional demands or bone wear. The objective of this study is to evaluate the structural performance of the revision prosthesis under different load angles, simulating conditions that represent everyday use and activities with greater biomechanical demand. Using the finite element method in the Ansys software, the behavior of the prosthesis-bone assembly was analyzed, with the femoral component in Ti-6Al-4V, the polyethylene component in UHMWPE and cortical bone to simulate the bone structure. The simulations evaluated the total displacement, von Mises equivalent stresses and shear stresses in the prosthesis, considering loads applied at angles of 0°, 10° and 20°. The results indicated that higher angles and loads caused an increase in tensions and displacements, highlighting the points of greatest stress on the prosthesis during use. It is concluded that the revision prosthesis studied presents adequate and safe structural performance under simulated conditions, suggesting its applicability in revision knee arthroplasties, with the potential to withstand loads and movements typical of prolonged and repetitive use.

Keywords: Knee biomechanics; Total knee arthroplasty; Revision prosthesis; Finite element method.

Índice

Capítulo 1 - Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	1
1.2. Apresentação dos Capítulos	2
Capítulo 2 – Fundamentação teórica	3
2.2. Morfologia do corpo humano	3
2.2. Osso	4
Tecido Ósseo: Matriz Óssea e Células	5
2.3. Articulações do Corpo	9
2.3.1. Articulações Sinoviais	10
2.4. Articulação do Joelho	11
Fémur	13
Tíbia	15
Menisco.....	16
Ligamentos.....	17
2.5. Biomecânica da articulação do joelho	19
Movimento da articulação.....	19
Forças e momentos.....	21
2.6. Artroplastia do joelho	22
2.7. Prótese de Joelho	23
Componente femoral.....	23
Componente tibial	24
Componente patelar (opcional)	24
Próteses totais.....	25
Próteses parciais	26
Prótese de Revisão do Joelho	27
Fixação	28

2.8. Durabilidade.....	30
2.9. Biomateriais	31
Ligas Metálicas	31
Polímeros.....	32
Cerâmicas	32
2.9. Método dos Elementos Finitos (MEF).....	32
Capítulo 3 – Metodologia.....	34
3.1. Descrição do Modelo	34
3.2. Materiais utilizados e suas propriedades	36
3.3. Forças aplicadas	37
3.4. Ângulos de Flexão do Joelho Analisados	38
3.5. Condições de Contato e Atrito	39
3.6. Condições de Fronteira	40
3.7. Estudo de convergência da malha.....	42
3.8. Simulação Numérica.....	44
Capítulo 4 -Resultados	46
4.1. Deslocamento total	46
4.2. Tensão equivalente de Von-Mises	53
4.3. Tensão de corte	63
Capítulo 5 - Discussões dos resultados.....	72
Capítulo 6- Conclusão e trabalhos futuros	77
Referencias. Bibliográficas.....	79
Anexos	82

Índice de tabelas

Tabela 1- Propriedades dos materiais	36
Tabela 2- Propriedades do osso	36
Tabela 3- Comparação das malhas	42
Tabela 4 - Configuração da malha de 3mm.....	44

Índice de figuras

Figura 1-Posição anatômica (Sobotta, 2000).....	4
Figura 2- Osso cortical e Osso esponjoso (Júnior, 2020).....	8
Figura 3-Articulação do joelho (Sobotta, 2000).....	12
Figura 4- Fémur vista anterior a esquerda e vista posterior a direita (Sobotta, 2000)....	14
Figura 5- Tíbia vista anterior (Sobotta, 2000).....	15
Figura 6- Tíbia e Fíbula vista posterior (Sobotta, 2000).....	15
Figura 7-Meniscos após divisão transversal da cápsula articular, vista superior (Sobotta, 2000).....	16
Figura 8-articulação do joelho, após remoção da cápsula articular e dos ligamentos laterais; vista anterior (Sobotta, 2000).....	18
Figura 9-Articulação do joelho, após abertura dos ligamentos cruzados e dos meniscos, vista posterior (Sobotta, 2000).....	18
Figura 10-O movimento da articulação do joelho em três dimensões, descrito usando seis variáveis independentes (6 graus de liberdade) (Strandring, 2016).	20
Figura 11- Prótese de joelho com componentes femoral, tibial e inserto de polietileno, demonstrando a substituição das superfícies articulares do fémur e da tíbia (Iberê Datti, 2019).....	25
Figura 12- Prótese total de joelho, Zimmer Biomet a), radiografia pós-operatória da artroplastia total de joelho b).....	26
Figura 13- Prótese parcial de joelho, Zimmer Biomet a), radiografia pós-operatória da artroplastia parcial de joelho b).	26
Figura 14- Prótese total de revisão da Aesculap® a), pós-operatória de uma paciente que apresentou falha na sua prótese total sendo submetida à prótese de revisão de joelho b).	28
Figura 15-Tipos de elementos finitos	33
Figura 16- Modelo 3D da prótese utilizando o SolidWorks®.....	34
Figura 17- Modelo do conjunto osso-prótese, utilizando o SolidWorks®.....	35
Figura 18-Angulos de flexão 0°,10° e 20° do conjunto prótese-osso utilizando o SolidWorks®.....	39
Figura 19-Condições de contacto	40
Figura 20-Condições de fronteira a) local onde a força é aplicada b).....	41

Figura 21-Uma representação do tipo de elemento usado no modelo de elemento finito (Sólido 187).....	42
Figura 22-Malha de 3mm gerada para simulação	44
Figura 23-Deslocamento com força aplicada de 343N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	46
Figura 24- Deslocamento com força aplicada de 343N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	47
Figura 25-Deslocamento com força aplicada de 343N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	48
Figura 26- Deslocamento com força aplicada de 416N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	49
Figura 27-Deslocamentol com força aplicada de 416N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	49
Figura 28-Deslocamento com força aplicada de 416N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	50
Figura 29- Deslocamento com força aplicada de 490N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	51
Figura 30-Deslocamento com força aplicada de 490N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	52
Figura 31-Deslocamento com força aplicada de 490N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).	53
Figura 32-Tensão equivalente de Von-Mises com a com força aplicada de 343N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).	54
Figura 33-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 343N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).	55
Figura 34-Tensão Equivalente Von-Misses com a com força aplicada de 343N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).	56
Figura 35- Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 416N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).	57
Figura 36- Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 416N no angulo de 10°.	58
Figura 37-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 416N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).	59

Figura 38-Tensão equivalente de Von-Misses de Stress com a com força aplicada de 490N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	60
Figura 39-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 490N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	61
Figura 40-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 490N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	62
Figura 41- Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	63
Figura 42- Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	64
Figura 43-Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	65
Figura 44- Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	66
Figura 45-Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	67
Figura 46-Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	68
Figura 47-Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	69
Figura 48- Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	70
Figura 49- Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).....	71
Figura 50-Gráfico do deslocamento em função do ângulo e da força aplicada	72
Figura 51-Grafico da tensão de von-mises em função do ângulo e da força aplicada. ..	74
Figura 52-Grafico da tensão de corte em função do ângulo e da força aplicada.....	75

Capítulo 1 - Introdução

A biomecânica aplicada à ortopedia envolve uma série de variáveis críticas que influenciam o desempenho funcional das próteses, especialmente em articulações de alta complexidade como o joelho. Este estudo aborda o impacto dessas variáveis por meio de uma análise detalhada, para contribuir com a eficácia clínica e o conforto do paciente após a implantação de uma prótese de joelho. Os fatores que afetam o sucesso da prótese não se restringem apenas à cirurgia e ao processo de recuperação, mas incluem, também, os materiais utilizados e a geometria da prótese. Estes devem interagir harmonicamente com a estrutura óssea, minimizando os riscos de deterioração óssea e promovendo uma adaptação eficiente à prótese. A prótese de joelho deve possibilitar movimentos naturais que o corpo está habituado a realizar, como rotação e deslizamento, além de suportar cargas contínuas e assimétricas.

A perda de mobilidade causada por patologias ou traumas pode comprometer, significativamente, a qualidade de vida e a artroplastia total do joelho visa restaurar a funcionalidade e o conforto. No entanto, o sucesso da artroplastia depende da escolha precisa da prótese, considerando material e geometria apropriados. Assim, o presente trabalho utiliza o método dos elementos finitos para uma análise numérica do comportamento biomecânico de um conjunto prótese-osso, simulando condições de carregamento reais. O estudo foca-se em três materiais específicos: o Ti-6Al-4V, o polietileno UHMWPE, e o osso cortical, realizando simulações numérica com o método dos elementos finitos.

1.1. Objetivos

O objetivo deste estudo é desenvolver um modelo numérico do conjunto joelho-prótese com base em materiais específicos. Esta modelação permite avaliar o desempenho de diferentes materiais e estruturas, considerando as condições reais de carga e a distribuição de tensão. A análise biomecânica utiliza o método dos elementos finitos, com uma abordagem linear estática e incremental, incluindo elementos de contato, que permitem observar as variações e identificar o comportamento mais crítico do conjunto.

1.2. Apresentação dos Capítulos

O **Capítulo 1**, intitulado Introdução, apresenta os objetivos e a motivação que fundamentam o estudo, destacando a relevância do tema dentro da engenharia biomédica e o contexto que justifica a realização desta pesquisa.

No **Capítulo 2**, denominado Fundamentação Teórica, é realizada uma revisão dos principais conceitos necessários para a compreensão do estudo. Este capítulo aborda temas como a anatomia do joelho humano, a artroplastia total do joelho, o desenvolvimento e tipos de próteses, os biomateriais mais utilizados e os aspectos essenciais do método dos elementos finitos, utilizado para simulação e análise numérica de estruturas.

O **Capítulo 3**, Metodologia, detalha os procedimentos adotados para a criação do modelo da prótese do joelho. São descritos os passos para a construção do modelo tridimensional, a seleção dos materiais, a aplicação de forças, o estudo da malha de discretização e as configurações das simulações realizadas.

No **Capítulo 4**, são apresentados os Resultados Numéricos das simulações realizadas para diferentes valores de força e ângulo. Esses resultados mostram como a prótese responde a diversas condições de carga, permitindo uma avaliação preliminar de sua resistência e comportamento mecânico.

O **Capítulo 5** é dedicado à Discussão dos Resultados, onde os dados obtidos são analisados e interpretados à luz da fundamentação teórica e dos objetivos do estudo. São examinadas questões como a resistência estrutural da prótese.

Por fim, o **Capítulo 6**, Conclusão, encerra o relatório com uma síntese das principais descobertas e aprendizagens resultantes do estudo. São discutidas as contribuições da pesquisa para o campo da engenharia mecânica dedicado à biomecânica e apresentadas sugestões para trabalhos futuros que possam complementar ou aprofundar os resultados obtidos.

Capítulo 2 – Fundamentação teórica

Neste capítulo, são apresentadas informações relevantes, bem como, alguns conceitos básicos que podem ser essenciais para a compreensão da estrutura da articulação do joelho humano. Assim, aborda-se a anatomia da articulação com base nas suas funções e nas propriedades dos seus constituintes, comportamento e fisiologia envolvidos, nomeadamente, a composição celular e a interação com o meio a que está exposta. Este conjunto de informações constitui o ponto de partida para uma modelação correta, proporcionando uma melhor compreensão do funcionamento do aparelho locomotor e, conseqüentemente, um estudo mais aprofundado das tensões e deslocamentos que ocorrem no modelo geométrico.

2.2. Morfologia do corpo humano

Para iniciar o estudo da anatomia, é fundamental compreender a posição anatómica, pois é a partir dela que se conseguem descrever as estruturas anatómicas de forma coerente. A posição anatómica é uma posição de referência que confere sentido aos termos direcionais utilizados na descrição das partes e regiões do corpo. As discussões sobre o corpo, a forma como se movimentam, a sua postura ou a relação entre diferentes áreas partem do princípio de que o corpo está numa posição específica. Esta posição padrão é essencial, pois, independentemente do lugar do mundo em que estivermos a estudar anatomia, a posição anatómica será sempre a mesma.

Nesta posição, o corpo encontra-se numa postura ereta, em pé, com todos os membros estendidos. Os membros superiores estão junto ao tronco, com as palmas das mãos voltadas para a frente (dedos estendidos e unidos), os calcanhares juntos, a cabeça voltada para o horizonte e, por fim, os pés direcionados para a frente (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

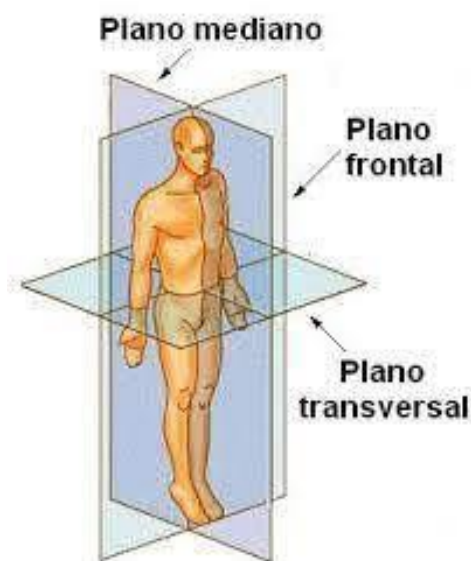


Figura 1-Posição anatômica (Sobotta, 2000)

Na posição anatômica, o corpo humano é dividido em três planos, como ilustrado na Figura 1. O plano frontal ou coronal atravessa o eixo maior (da cabeça aos pés), perpendicularmente ao plano medial, separando a frente do corpo humano da sua parte de trás. Qualquer elemento localizado à frente do plano frontal é denominado anterior; algo posicionado atrás deste plano é chamado posterior (Saúde, 2013).

O plano medial, sagital medial ou sagital atravessa o eixo mais longo que cruza o corpo, isto é, da cabeça aos pés. Este plano separa o corpo em partes direita e esquerda, sendo que o que estiver próximo deste plano é considerado medial e o que estiver afastado é considerado lateral. O plano horizontal, axial ou transversal passa através do eixo menor do corpo, do dorso até ao ventre, dividindo o corpo nas metades superior e inferior. O joelho, a articulação em destaque nesta dissertação, faz parte da metade inferior do corpo humano em relação ao plano axial. A intersecção destes três planos define os três eixos de coordenadas, denominados eixo horizontal, eixo vertical e eixo sagital (Saúde, 2013).

2.2. Osso

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo forte e rígido, constituído por diversos tipos celulares e uma matriz extracelular mineralizada, denominada matriz óssea. A mineralização da matriz confere dureza ao tecido, enquanto a matriz de colagénio lhe concede alguma flexibilidade. Graças a essa flexibilidade, as estruturas ósseas são altamente dinâmicas, crescendo, remodelando-se e mantendo a sua atividade durante toda a vida do organismo (Costa, 2008).

A sua força fornece suporte e proteção ao corpo, enquanto a sua rigidez permite formar peças moldadas com precisão, superfícies articulares que não se deformam sob carga, assegurando que as contrações musculares resultem em movimentos rápidos dos membros, em vez de flexão dos ossos. O osso desempenha funções importantes no corpo, tais como locomoção, suporte e proteção dos tecidos moles, armazenamento de cálcio e fosfato e abrigo da medula óssea (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

Tecido Ósseo: Matriz Óssea e Células

O tecido ósseo é um tipo de tecido conjuntivo composto por uma matriz extracelular mineralizada, rica em colagénio, e por células especializadas: osteoblastos, osteócitos e osteoclastos. Este tecido é complementado por estruturas associadas, como o perióstio, que reveste externamente o osso e fornece suporte e nutrição, e o endóstio, uma camada interna que contribui para o crescimento e reparação óssea. No interior dos ossos encontra-se a medula óssea, responsável pela produção de células sanguíneas e pelo armazenamento de gordura. Juntos, esses elementos garantem uma estrutura robusta que não só proporciona suporte ao corpo, mas também participa no metabolismo mineral, na regulação hormonal e na hematopoiese (Strandring, 2016).

Matriz Óssea ou Matriz Extracelular

A matriz óssea é composta por uma parte orgânica e uma inorgânica, que juntas conferem ao osso as suas propriedades estruturais. A componente orgânica é constituída principalmente por fibras de colagénio tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas, proporcionando uma estrutura de suporte para a adesão dos minerais. A parte inorgânica contém sobretudo iões de cálcio e fosfato, além de outros elementos como potássio, magnésio e bicarbonato, que contribuem para a formação de cristais de hidroxiapatite. Estes cristais, formados pela combinação de fosfato e carbonato de cálcio, integram ainda sais como hidróxido de magnésio, flúor e sulfato. A hidroxiapatite cristaliza-se nas fibras de colagénio, conferindo ao osso a sua rigidez e resistência, enquanto o colagénio permite flexibilidade, tornando o osso mais resiliente e menos suscetível a fraturas (Strandring, 2016).

Células do Tecido Ósseo

As células do tecido ósseo representam menos de 2% da massa óssea total, mas são essenciais para a função dos ossos. Entre elas estão os osteoblastos, osteócitos, e osteoclastos (Strandring, 2016).

Osteoblastos

Os osteoblastos são células metabolicamente ativas, responsáveis pela síntese da matriz óssea e pela formação de novo tecido ósseo. Estes têm formato cúbico ou cilíndrico e localizam-se no perióstio e endóstio, desempenhando um papel importante na regeneração óssea após fraturas. As células maduras possuem um grande número de mitocôndrias e um complexo golgiense bem desenvolvido. À medida que a matriz calcifica em torno do osteoblasto, este fica aprisionado e transforma-se num osteócito (Strandring, 2016).

Osteócitos

Os osteócitos, localizados em lacunas da matriz óssea, são responsáveis pela manutenção da integridade da matriz. Embora possuam um complexo golgiense e retículo endoplasmático menos desenvolvido, comunicam-se com outros osteócitos através de canalículos e junções comunicantes, trocando moléculas e íons. Quando estas células morrem, são reabsorvidas pela matriz óssea (Strandring, 2016).

Osteoclastos

Os osteoclastos são grandes células multinucleadas, móveis, que resultam da fusão de várias células mononucleares derivadas da medula óssea. São responsáveis pela reabsorção e remodelação óssea, libertando ácidos e enzimas que dissolvem a matriz e os cristais de cálcio. Estes processos são regulados por hormonas, como a calcitonina e o paratormônio. Nos osteoclastos jovens, o citoplasma apresenta uma ligeira basofilia, que se torna acidófila com o amadurecimento. A ação enzimática dos osteoclastos forma depressões na matriz óssea, chamadas lacunas de Howship (Strandring, 2016).

Classificação do tecido ósseo

O tecido ósseo pode ser classificado de acordo com características macroscópicas e microscópicas.

Classificação anatômica e macroscópica:

O tecido ósseo pode ser classificado de forma macroscópica e microscópica. Na classificação macroscópica, observa-se o osso compacto, que é denso e resistente, e o osso esponjoso, com uma estrutura em favo de mel composta por trabéculas. Ambos os tipos possuem os mesmos materiais e células, mas diferem na sua organização estrutural. O osso compacto (cortical) está localizado nas regiões externas e oferece resistência a forças de compressão, enquanto o osso esponjoso, presente nas regiões internas, é mais leve e flexível, adaptando-se às necessidades funcionais do esqueleto (Strandring, 2016).

Osso Cortical

O osso cortical é uma estrutura óssea densa e sem cavidades visíveis, localizada nas camadas mais externas dos ossos longos, irregulares e chatos. Esta camada externa, ou córtex, proporciona resistência mecânica e suporte estrutural, sendo fundamental para suportar forças de compressão. O osso cortical protege a medula óssea e outros tecidos internos, sendo essencial na determinação da resistência global do osso (Strandring, 2016).

Osso Esponjoso

O osso esponjoso é caracterizado por uma estrutura porosa, com numerosas cavidades comunicantes, localizado nas extremidades dos ossos longos e nas áreas centrais de ossos irregulares e chatos. Estas cavidades são preenchidas por medula óssea vermelha, onde ocorre a produção de células sanguíneas. Composto por trabéculas, pequenas placas que conferem resistência e flexibilidade, o osso esponjoso ajuda a minimizar o peso do osso e adapta-se a necessidades de remodelação. Além disso, atua como um reservatório de cálcio e fosfato, cuja libertação é regulada por hormonas e citocinas (Strandring, 2016).

Na Figura 2 observa-se a estrutura interna de um osso, onde são visíveis as regiões de osso compacto e osso esponjoso.

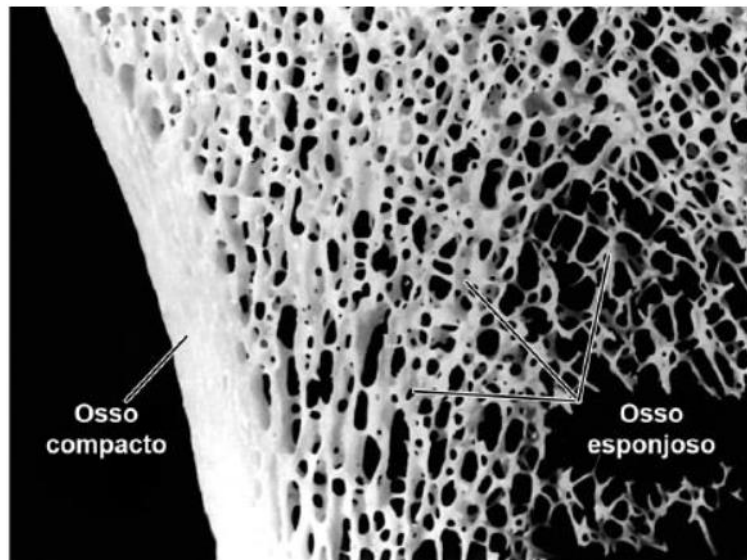


Figura 2- Osso cortical e Osso esponjoso (Júnior, 2020)

Classificação Microscópica ou Histológica do Tecido Ósseo

O tecido ósseo pode ser classificado microscopicamente como primário (imaturo) e secundário (maduro), ambos contendo as mesmas células e componentes da matriz óssea, mas com diferentes graus de organização.

Tecido Ósseo Primário: Surge inicialmente no desenvolvimento embrionário e na reparação de fraturas, sendo temporário e com organização menos densa. As fibras de colagénio estão dispostas de forma irregular, e há uma maior quantidade de osteócitos e menor mineralização em comparação com o tecido secundário. Com o tempo, o tecido primário é substituído pelo tecido secundário, mais estruturado e resistente (Strandring, 2016).

Tecido Ósseo Secundário: Forma-se após a remodelação do tecido primário, caracterizando-se pela disposição organizada das fibras de colagénio em lamelas, que podem estar paralelas ou organizadas em camadas concêntricas em torno dos canais de Havers, que contêm vasos sanguíneos e nervos. O tecido secundário inclui tanto o osso cortical como o osso esponjoso, oferecendo maior resistência e durabilidade à estrutura óssea (Strandring, 2016).

Durante o processo de remodelação, os osteoblastos depositam nova matriz enquanto os osteoclastos reabsorvem áreas danificadas, resultando numa estrutura óssea mais robusta e adaptada às funções mecânicas do esqueleto (Strandring, 2016).

Tipos de Ossos

Os ossos são classificados de acordo com a forma e o tamanho em quatro tipos principais:

1. Ossos Longos: Com comprimento superior à largura, como o fémur e o úmero, possuem uma estrutura tubular com cavidade medular para medula óssea.
2. Ossos Curtos: Com dimensões aproximadamente iguais, como os ossos do carpo e tarso, oferecem estabilidade com mobilidade limitada.
3. Ossos Planos: Finos e compostos por duas camadas de osso compacto com osso esponjoso entre elas, como o crânio e as costelas, protegem órgãos vitais e permitem inserção muscular.
4. Ossos Irregulares: De forma variada, como as vértebras e os ossos faciais, são adaptados para funções específicas de suporte e proteção no corpo (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

2.3. Articulações do Corpo

As articulações são estruturas que conectam dois ou mais ossos do esqueleto, desempenhando um papel essencial no crescimento ósseo e na movimentação do corpo humano. Além de permitirem uma ampla gama de movimentos, as articulações ajudam a moldar a estrutura do esqueleto e proporcionam estabilidade ao sistema esquelético, sendo sustentadas por uma variedade de tecidos moles, como ligamentos, tendões, cartilagem e nervos (Costa, 2008).

A classificação das articulações baseia-se, em geral, na amplitude de movimento permitida ou no tipo de tecido que as conecta, sendo possível dividi-las em três categorias principais:

1. **Articulações Sinoviais:** São as articulações mais móveis do corpo e permitem movimentos amplos e livres. Contêm uma cápsula sinovial cheia de líquido, que lubrifica a articulação e reduz o atrito entre os ossos, permitindo uma vasta gama de movimentos.
2. **Sinartroses:** Caracterizam-se por uma mobilidade restrita ou mesmo ausência de movimento. Este tipo inclui:
 - **Articulações Fibrosas:** Conectadas por tecido fibroso, estas articulações são bastante rígidas, como as suturas do crânio.
 - **Articulações Cartilaginosas:** Unidas por cartilagem, permitem um pequeno grau de movimento, como nas vértebras da coluna.
3. **Anfiartroses:** Estas articulações oferecem mobilidade limitada, sendo intermediárias entre as sinoviais e as sinartroses. Um exemplo é a articulação entre os ossos do quadril (Strandring, 2016).

Cada tipo de articulação tem características únicas que determinam a sua função e a amplitude dos movimentos possíveis. Compreender estas estruturas é fundamental para entender como o corpo realiza desde movimentos simples até os mais complexos, enquanto mantém a estabilidade e integridade do esqueleto.

2.3.1. Articulações Sinoviais

As articulações sinoviais são estruturas essenciais no sistema musculoesquelético, permitindo uma ampla gama de movimentos e conferindo flexibilidade ao corpo humano. Ao contrário de outros tipos de articulações, as sinoviais são altamente móveis e caracterizam-se por uma estrutura complexa. Nas articulações sinoviais, uma extremidade óssea encaixa-se na cavidade de outro osso, com as superfícies de contato revestidas por uma camada de cartilagem hialina. Esta cartilagem lisa e resistente atua como um amortecedor natural, reduzindo o atrito e protegendo as superfícies ósseas durante o movimento (Strandring, 2016).

Um componente essencial destas articulações é o líquido sinovial, uma substância viscosa que preenche o espaço entre os ossos. Produzido pela membrana sinovial que reveste o interior da articulação, este líquido funciona como um lubrificante que facilita o deslizamento entre as superfícies articulares com o mínimo de fricção. Além de reduzir o

atrato, o líquido sinovial também transporta nutrientes para a cartilagem articular, essencial para manter a sua integridade e função (Strandring, 2016).

A estabilidade das articulações sinoviais é garantida pela cápsula fibrosa que as envolve, muitas vezes reforçada por ligamentos que podem estar localizados tanto no interior quanto no exterior da articulação. Esta cápsula, juntamente com os ligamentos, proporciona suporte estrutural e limita movimentos excessivos, prevenindo lesões. A combinação da cartilagem protetora, do líquido sinovial lubrificante e das estruturas de suporte permite que as articulações sinoviais suportem grandes cargas e absorvam impactos, tornando-se fundamentais para os movimentos mais complexos do corpo (Strandring, 2016).

Existem seis tipos principais de articulações sinoviais, cada um adaptado para uma função específica:

1. Dobradiça: Permite movimento numa direção (ex.: joelho, cotovelo).
 2. Esférica: Permite movimento em múltiplas direções (ex.: ombro, quadril).
 3. Elipsoidal: Movimentos limitados em várias direções, mas sem rotação completa (ex.: pulso).
 4. Pivotante: Permite rotação em torno de um eixo fixo (ex.: pescoço).
 5. Plana: Movimentos de deslizamento (ex.: ossos do carpo).
 6. Sela: Movimentos perpendiculares, permitindo grande mobilidade (ex.: polegar)
- (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

Essas articulações suportam cargas, absorvem impactos e facilitam uma vasta gama de movimentos, essenciais para as atividades diárias e a funcionalidade do esqueleto humano.

2.4. Articulação do Joelho

A articulação do joelho é uma estrutura complexa e essencial para a mobilidade e suporte do peso corporal. Trata-se de uma articulação sinovial do tipo dobradiça, formada pela junção de três ossos principais: o fêmur (osso da coxa), a tíbia (osso da perna) e a patela (osso triangular na frente do joelho). A Figura 3 ilustra a anatomia da articulação do

joelho, destacando suas principais estruturas. A estrutura do joelho divide-se em duas articulações principais:

1. Articulação Patelofemoral: Formada pelo encontro da patela com o fêmur, contribui para a mecânica do movimento, especialmente na extensão da perna.
2. Articulação Tibiofemoral: A principal articulação do joelho, conecta a tíbia ao fêmur e permite os movimentos de flexão e extensão, suportando o peso do corpo.

O joelho suporta uma grande carga biomecânica e permite principalmente movimentos de flexão e extensão, com alguma capacidade limitada de rotação. A estabilidade desta articulação é garantida por ligamentos, cartilagem, músculos e nervos, que trabalham em conjunto para facilitar movimentos e absorver impactos.

O funcionamento adequado do joelho é essencial para a qualidade de vida, uma vez que qualquer lesão ou desconforto pode limitar a mobilidade. A complexidade da articulação do joelho, combinando força e flexibilidade, torna-o fundamental para suportar o corpo em atividades que vão desde caminhar a saltar (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

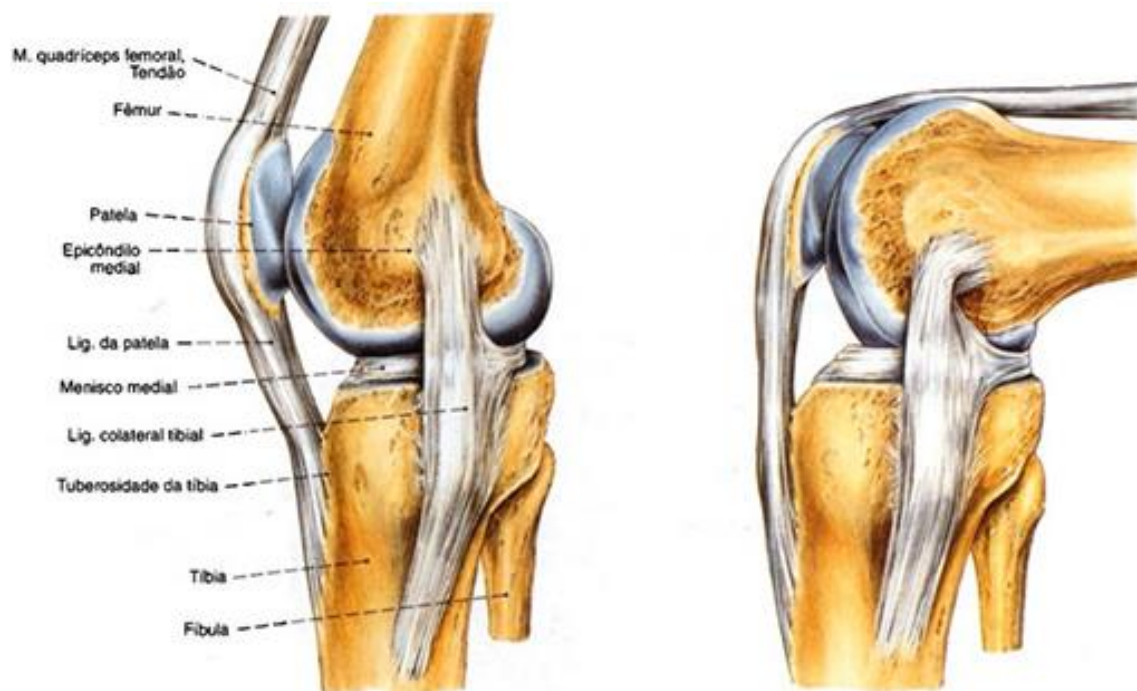


Figura 3-Articulação do joelho (Sobotta, 2000)

Fémur

O fémur é o osso mais longo, pesado e resistente do corpo humano, desempenhando um papel fundamental na locomoção e suporte do peso. Na sua extremidade proximal, a cabeça esférica do fémur articula-se com o acetábulo da pelve, formando a articulação coxofemoral, que permite movimentos como flexão, extensão, abdução, adução e rotação. Ao longo do corpo do fémur, uma curvatura medial alinha o joelho ao plano de gravidade, otimizando a eficiência durante a marcha e a postura ereta.

Na parte posterior do fémur, a linha áspera serve como ponto de inserção para os músculos da coxa. Na extremidade distal, os côndilos medial e lateral, revestidos de cartilagem, articulam-se com a tíbia e formam a articulação do joelho. Entre os côndilos, encontram-se a fossa intercondilar e a superfície patelar, onde a rótula desliza durante os movimentos de flexão e extensão.

O fémur possui trocânteres que servem como pontos de fixação muscular e o colo, uma área estreita entre a cabeça e o corpo, vulnerável a fraturas, especialmente em idosos. O osso contém um forame nutrício para a passagem de vasos sanguíneos, essencial para a nutrição do tecido ósseo.

A anatomia do fémur é otimizada para suportar grandes cargas e distribuir forças de forma eficiente, sendo essencial para atividades como caminhar, correr e saltar. Este osso reflete adaptações evolutivas que sustentam a locomoção bípede e a estabilidade do corpo humano, a figuras 4 ilustra a sua anatomia (Strandring, 2016).

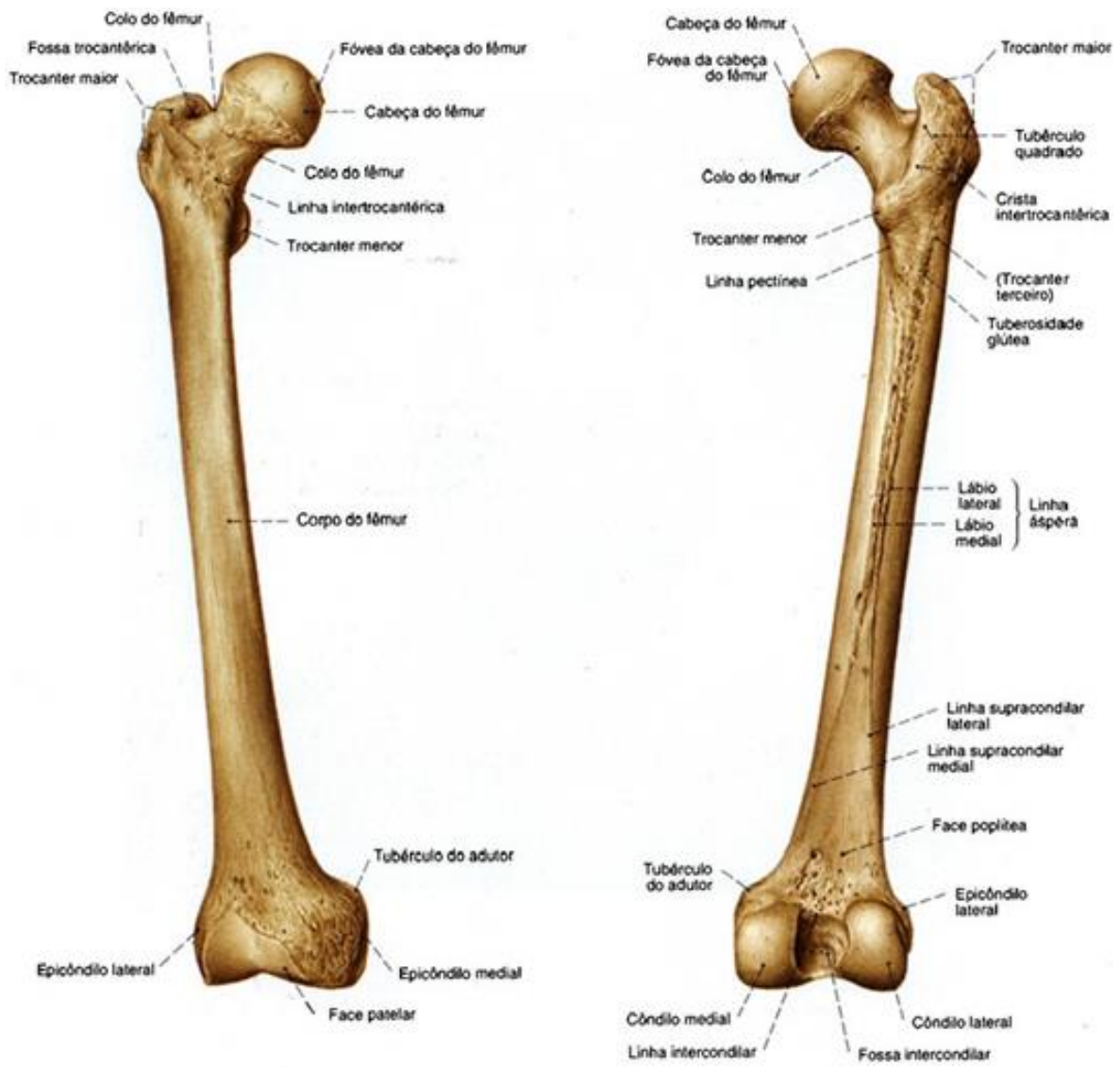


Figura 4- Fêmur vista anterior a esquerda e vista posterior a direita (Sobotta, 2000)

Tíbia

A tíbia é o maior e mais robusto osso da perna, responsável por suportar o peso do corpo. Na extremidade superior, articula-se com o fêmur para formar a articulação do joelho, e na extremidade inferior, liga-se ao tálus, formando a articulação do tornozelo. Também se articula com a fíbula nas duas extremidades, como pode se ver nas Figuras 5 e 6.

Na parte superior, a tíbia apresenta os côndilos lateral e medial, que se articulam com os côndilos correspondentes do fêmur. Entre estes, encontra-se a iminência intercondilar, essencial para a fixação dos ligamentos cruzados do joelho. A face anterior da tíbia possui uma protuberância chamada tuberosidade da tíbia, onde o músculo quadríceps femoral se insere. Na extremidade inferior, o maléolo medial forma a parte interna do tornozelo, enquanto a incisura fíbula permite a articulação com a fíbula. A tíbia desempenha um papel vital na biomecânica da marcha e na absorção de impactos. Além disso, é um local frequentemente utilizado em procedimentos médicos, como a coleta de medula óssea, devido à sua acessibilidade e robustez (Strandring, 2016).



Figura 5- Tíbia vista anterior (Sobotta, 2000)



Figura 6- Tíbia e Fíbula vista posterior (Sobotta, 2000)

Menisco

Entre o fêmur e a tíbia, na articulação do joelho, encontram-se duas estruturas essenciais: o menisco medial e o menisco lateral. Estes meniscos são discos articulares em forma de “C” compostos por fibrocartilagem, com uma estrutura peculiar: mais fina na parte interna e mais espessa na borda externa. Estão conectados aos côndilos da tíbia, mas não possuem ligação direta com o fêmur, permitindo-lhes certa mobilidade durante os movimentos do joelho. No entanto, o menisco medial apresenta menor mobilidade devido à sua fixação à cápsula articular e ao ligamento colateral tibial na sua margem externa (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014)

Os meniscos desempenham um papel fundamental na articulação do joelho, funcionando como amortecedores entre os ossos e ajudando a compensar a diferença de formato entre os côndilos femorais (arredondados) e os côndilos tibiais (mais planos). Os meniscos ajudam a distribuir a carga compressiva e a estabilizar o joelho, orientando o movimento dos ossos durante a flexão, extensão e rotação, além de reduzir o atrito entre o fêmur e a tíbia. No que respeita à absorção de carga, o menisco medial suporta aproximadamente 60% do peso corporal, enquanto o menisco lateral suporta cerca de 40%. É importante notar que algumas zonas dos meniscos têm pouca ou nenhuma irrigação sanguínea arterial, o que dificulta e prolonga o processo de cicatrização em caso de lesão nessas áreas (Strandring, 2016). A Figura 7 representa a anatomia do menisco.

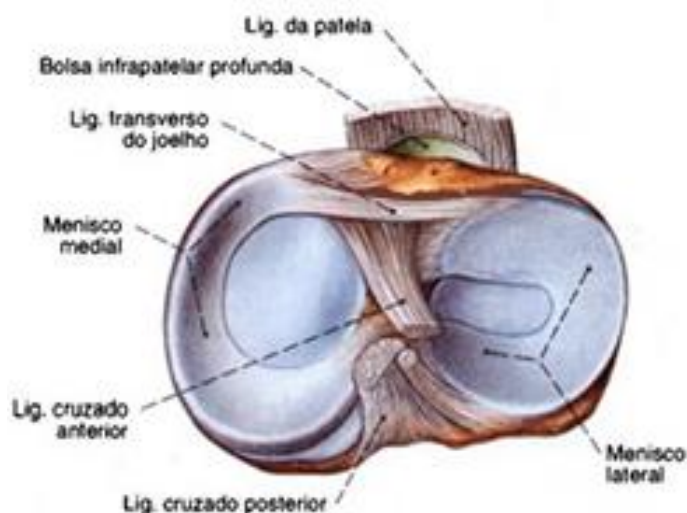


Figura 7-Meniscos após divisão transversal da cápsula articular, vista superior (Sobotta, 2000)

Ligamentos

Os ligamentos são estruturas formadas por tecido conjuntivo fibroso rico em colagénio, permitem movimentos controlados em determinadas direções e limitam movimentos excessivos para proteger as articulações, são pouco elásticos, o que os torna vulneráveis a ruturas quando sujeitos a estiramentos excessivos (Júnior, 2020)

Os ligamentos do joelho dividem-se em extra-capsulares, que fortalecem a cápsula articular, e intra-articulares. Os ligamentos extra-capsulares incluem o ligamento patelar, que é uma extensão do tendão do quadríceps, ligando a patela à tuberosidade da tíbia e formando a ligação anterior do joelho. Além disso, o ligamento colateral fíbula conecta o côndilo lateral do fémur à cabeça da fíbula, enquanto o ligamento colateral tibial conecta o côndilo medial do fémur à tíbia. Estes ligamentos colaterais tornam-se tensos quando o joelho está estendido, proporcionando estabilidade, mas ficam mais frouxos na flexão, permitindo rotação controlada e evitando deslocamentos laterais. Os ligamentos poplíteos oblíquo e poplíteo arqueado também são extra-capsulares e reforçam a parte posterior e poster lateral da cápsula, ajudando na estabilidade da articulação do joelho (Marieb, Wilhelm, & Jon, 2014).

Entre os ligamentos intra-articulares encontram-se os ligamentos cruzados e os meniscos. Os ligamentos cruzados, localizados no centro da articulação do joelho, cruzam-se em forma de “X” e limitam movimentos indesejados. O ligamento cruzado anterior (LCA) impede que o fémur deslize para trás em relação à tíbia, enquanto o ligamento cruzado posterior (LCP) impede o deslocamento da tíbia para trás em relação ao fémur. O LCA origina-se na região intercondilar anterior da tíbia e fixa-se no côndilo lateral do fémur, ajudando a prevenir o deslocamento posterior do fémur e a hiperextensão do joelho. O LCP, mais resistente dos dois, parte da região intercondilar posterior da tíbia e fixa-se no côndilo medial do fémur, impedindo o deslocamento anterior do fémur e a hiperflexão do joelho. Quando o joelho está fletido e a perna suporta peso, o LCP torna-se o principal estabilizador (Strandring, 2016).

Durante a extensão e flexão do joelho, os ligamentos cruzados, colaterais e patelar garantem o alinhamento e a estabilidade óssea. Em posição ereta, a tensão nos ligamentos trava o joelho, estabilizando a articulação até que o músculo poplíteo permita novamente o movimento. A estabilidade adicional proporcionada pelos ligamentos e tendões ao redor do joelho é crucial para evitar lesões e assegurar movimentos seguros e controlados.

As Figuras 8 e 9 oferecem uma representação anatômica detalhada da articulação do joelho, evidenciando os principais componentes estruturais, bem como os ligamentos e o menisco medial.

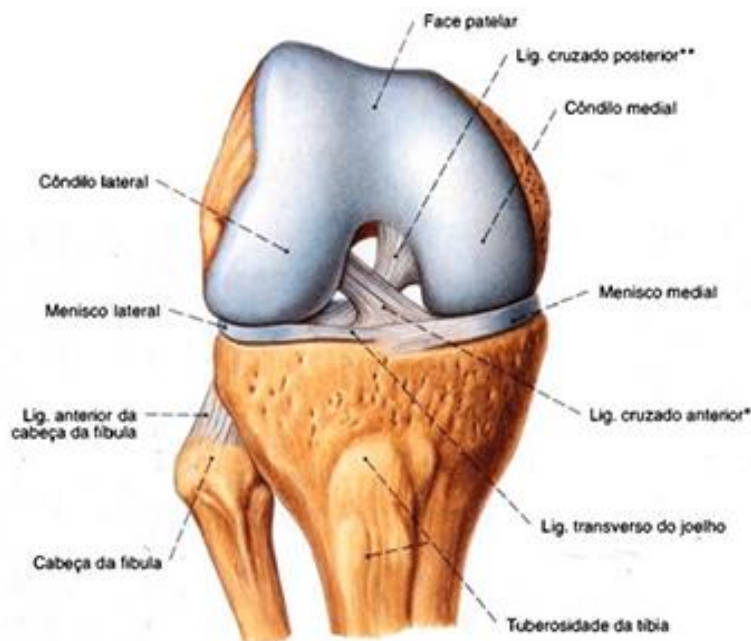


Figura 8-articulação do joelho, após remoção da cápsula articular e dos ligamentos laterais; vista anterior (Sobotta, 2000)

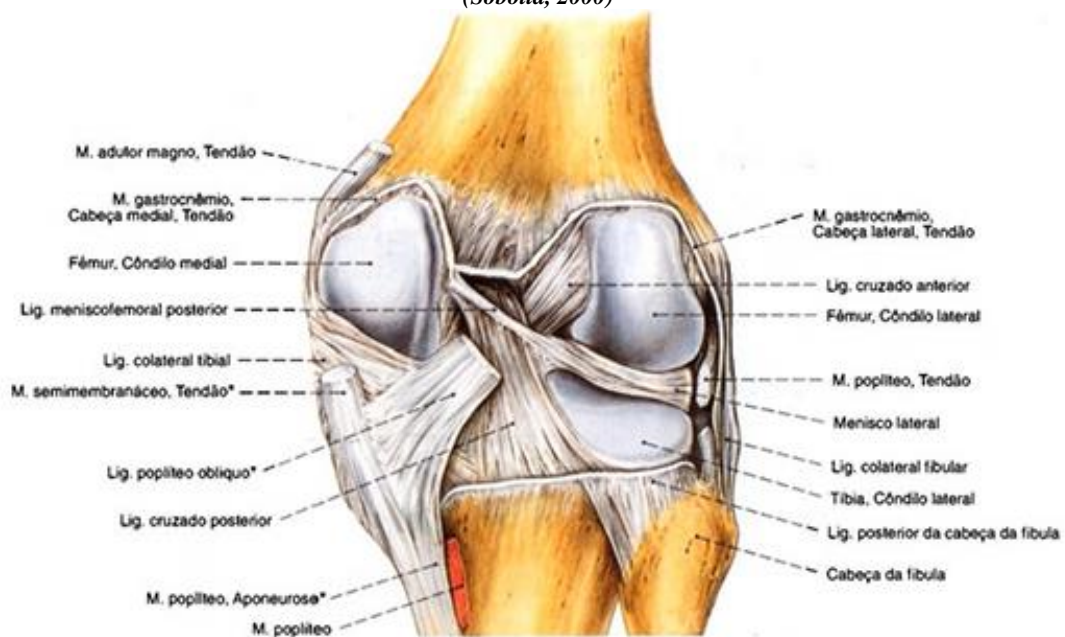


Figura 9-Articulação do joelho, após abertura dos ligamentos cruzados e dos meniscos, vista posterior (Sobotta, 2000)

2.5. Biomecânica da articulação do joelho

A biomecânica do joelho é essencial para entender o funcionamento desta articulação complexa, considerando tanto a cinemática (movimento) quanto a cinética (forças). A articulação do joelho permite movimentos em três planos, sendo a flexão e extensão no plano sagital os mais relevantes. Composta pelas articulações tibiofemoral e patelo femoral, o joelho controla o centro de massa e a postura nas atividades diárias, necessitando de mobilidade em várias dimensões e da capacidade de suportar grandes cargas. A estabilidade e a mobilidade são asseguradas pela interação entre as superfícies articulares, ligamentos, meniscos e músculos. No entanto, como atua como pivô entre ossos longos e suporta elevadas tensões, o joelho é suscetível a lesões caso algum dos elementos estabilizadores seja comprometido. A análise biomecânica do joelho combina conhecimentos de anatomia, fisiologia e engenharia para uma visão abrangente e funcional da articulação (Strandring, 2016).

Movimento da articulação

A cinemática do joelho é um aspecto fundamental da biomecânica desta articulação complexa, envolvendo movimentos tridimensionais que podem ser descritos em termos de seis graus de liberdade: três translações (ântero-posterior, médio-lateral e proximal-distal) e três rotações (flexão-extensão, adução-abdução e rotação interna-externa). O movimento principal do joelho ocorre no plano sagital, com a flexão-extensão sendo o movimento de maior amplitude, variando de aproximadamente 0° (extensão completa) a 140° (flexão máxima). Este movimento é crucial para a maioria das atividades diárias, com estudos indicando que uma amplitude de pelo menos 117° é necessária para funções cotidianas normais (Strandring, 2016). Nos planos frontal e transversal, os movimentos são mais limitados, mas igualmente importantes para a função global do joelho:

1. Rotação interna-externa: Ocorre principalmente no plano transversal e é influenciada pelo grau de flexão do joelho. A amplitude máxima de rotação é alcançada a cerca de 90° de flexão, com aproximadamente 30° de rotação interna e 45° de rotação externa.
2. Adução-abdução (varo-valgo): Acontece no plano frontal e também é afetada pelo grau de flexão. A amplitude deste movimento é pequena, geralmente não ultrapassando alguns graus, e é mais pronunciada quando o joelho está flexionado a cerca de 30° .

Um fenômeno importante na cinemática do joelho é o "rollback" femoral, onde ocorre uma combinação de translação e rotação do fêmur em relação à tíbia durante a flexão. Este movimento altera o ponto de contato entre as superfícies articulares, movendo-o da região anterior para a posterior do platô tibial. É importante notar que os côndilos medial e lateral do fêmur apresentam comportamentos diferentes durante o movimento. O côndilo medial tende a permanecer mais estável, enquanto o lateral se move mais significativamente na direção ântero-posterior para acomodar a rotação. A compreensão detalhada da cinemática do joelho é crucial para o diagnóstico de patologias, o desenvolvimento de tratamentos eficazes e o design de próteses articulares. Métodos como a análise do centro instantâneo de movimento e técnicas avançadas de imagem têm sido fundamentais para aprofundar nosso entendimento desses movimentos complexos (Masouros, Bull, & Amis, 2010). Para compreender os movimentos dessa articulação, a Figura 10 ilustra os seis graus de liberdade.

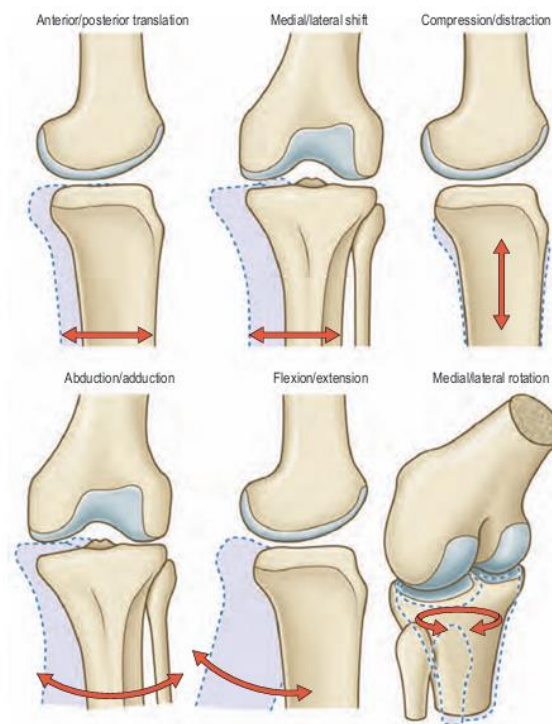


Figura 10-O movimento da articulação do joelho em três dimensões, descrito usando seis variáveis independentes (6 graus de liberdade) (Strandring, 2016).

Forças e momentos

Durante o movimento, o joelho está sujeito a forças compressivas, de corte e de tração, que variam de acordo com a atividade realizada. Em atividades como caminhar, correr ou saltar, as forças de reação do solo geram cargas significativas sobre o joelho, podendo alcançar várias vezes o peso corporal. Isso coloca grande demanda mecânica sobre a articulação, exigindo que todos os seus componentes funcionem de maneira coordenada para prevenir lesões (Strandring, 2016).

A articulação do joelho é uma estrutura biomecânica complexa, sujeita a várias forças e momentos durante atividades diárias e atléticas. A análise destas forças é essencial para entender a sua função e desenvolver intervenções terapêuticas eficazes. Durante a marcha, as forças no platô tibial podem variar de 3 a 3,5 vezes o peso corporal, com maior concentração no compartimento medial na fase de apoio. O momento de flexão-extensão é substancialmente superior aos momentos nos planos frontal e transversal, evidenciando a importância deste movimento na biomecânica do joelho (Seyedhamidreza, 2024)

As forças na articulação patelo femoral variam conforme a atividade, sendo até 0,5 vezes o peso corporal na posição ortostática e até 5,6 vezes em agachamentos profundos. Atividades como agachamentos e saltos aumentam consideravelmente as cargas no joelho, e fatores como peso corporal e flexibilidade muscular influenciam estas forças. Os meniscos são fundamentais na distribuição de cargas, suportando mais de 70% da carga que passa pelo joelho, e a sua ausência pode predispor a lesões degenerativas (Seyedhamidreza, 2024).

Compreender estas forças e momentos é essencial para otimizar tratamentos, desenvolver próteses e criar programas de prevenção de lesões. Exercícios específicos podem melhorar a estabilidade do joelho e reduzir o risco de lesões. Em resumo, o equilíbrio entre mobilidade e estabilidade do joelho depende das forças e momentos a que está sujeito, e o estudo contínuo destes aspetos pode trazer importantes avanços no tratamento de patologias relacionadas ao joelho.

2.6. Artroplastia do joelho

A artroplastia do joelho é uma cirurgia que visa substituir a articulação do joelho por componentes protéticos para aliviar a dor e restaurar a mobilidade em pacientes com articulações danificadas, geralmente devido a doenças degenerativas como a osteoartrite avançada ou artrite reumatoide. Quando os tratamentos conservadores, como medicação, fisioterapia e infiltrações, não são eficazes, a artroplastia surge como uma opção para melhorar a qualidade de vida, permitindo movimentos e atividades que anteriormente eram limitadas pela dor e pela rigidez (Physiopedia, s.d.)

Este procedimento envolve a substituição das superfícies articulares do fêmur, da tíbia e, em alguns casos, da patela, por componentes feitos de metal e polietileno de alta densidade. Existem dois tipos principais de artroplastia do joelho: a artroplastia total, que substitui todas as superfícies articulares, e a artroplastia unicompartimental, que substitui apenas um dos compartimentos do joelho (geralmente o compartimento medial ou lateral). A escolha entre os dois tipos depende do grau de dano e das necessidades do paciente, sendo que a unicompartimental é menos invasiva e preserva mais tecido ósseo (Clevelandclinic, 2023).

A artroplastia do joelho começou a tornar-se comum na década de 1970, e desde então, avanços consideráveis foram feitos nos materiais, no design das próteses e nas técnicas cirúrgicas. A introdução de novos materiais mais duráveis, como ligas metálicas de alta qualidade e polímeros de baixa fricção, aumentou a longevidade das próteses. Em termos de biomecânica, estas próteses são projetadas para suportar cargas e tensões intensas e repetidas, como as que ocorrem durante a marcha, corrida e outras atividades. A operação também evoluiu para incluir técnicas minimamente invasivas que permitem uma recuperação mais rápida e menos dor pós-operatória (Hsu & Siwiec., 2023)

Contudo, como em qualquer intervenção cirúrgica, a artroplastia do joelho envolve alguns riscos. Complicações como infecção, desgaste do polietileno, afrouxamento dos componentes, e problemas de alinhamento podem ocorrer e, em casos graves, podem requerer uma revisão cirúrgica. Além disso, a durabilidade da prótese depende de fatores como o peso, nível de atividade e saúde geral do paciente. Geralmente, uma prótese de joelho moderna pode durar entre 15 e 20 anos, dependendo dos cuidados e do nível de atividade do paciente (Hsu & Siwiec., 2023).

A reabilitação pós-operatória desempenha um papel fundamental no sucesso da artroplastia. Um programa de fisioterapia adequado pode ajudar o paciente a recuperar a força e a amplitude de movimento no joelho, além de reduzir a dor e melhorar a estabilidade. Este processo é crucial para garantir que o paciente alcance os melhores resultados e consiga voltar às atividades diárias com o mínimo de limitações (Clevelandclinic, 2023)

2.7. Prótese de Joelho

A prótese de joelho é um dispositivo médico implantável utilizado para substituir parcial ou totalmente a articulação do joelho em casos de doenças degenerativas, como a osteoartrose, ou em situações de trauma grave que resultam numa perda funcional significativa. A cirurgia de substituição do joelho, conhecida como artroplastia, tem como objetivo restaurar a mobilidade, aliviar a dor e melhorar a qualidade de vida dos pacientes (DDr. Christian Albrecht, s.d.). A prótese de joelho consiste em três componentes principais:

Componente femoral

O componente femoral é uma peça metálica que substitui a extremidade inferior do fêmur. Geralmente é feita de materiais como titânio, cobalto-cromo ou aço inoxidável. O componente femoral é uma peça crucial da prótese total do joelho, projetado para substituir a superfície articular distal do fêmur. Este componente é tipicamente fabricado em ligas metálicas resistentes, como cobalto-cromo ou titânio, escolhidas por sua durabilidade e biocompatibilidade

Sua forma anatômica é cuidadosamente desenhada para replicar os côndilos femorais naturais, proporcionando uma superfície de articulação suave para o componente tibial e, quando presente, o componente patelar. O dimensionamento preciso do componente femoral é essencial para o sucesso da artroplastia. Ele deve cobrir adequadamente a superfície articular preparada do fêmur, sem ultrapassar seus limites naturais. Este dimensionamento é inicialmente estimado através de radiografias pré-operatórias e posteriormente confirmado durante a cirurgia, utilizando guias de medição específicos (Fernandes, 2016)

Componente tibial

Plataforma metálica plana que substitui a superfície superior da tíbia. O componente tibial, por sua vez, é composto por duas partes distintas: o prato tibial metálico e o inserto de polietileno (Operar.me Surgery Specialists, 2024). O prato tibial, geralmente feito de ligas de titânio ou cobalto-cromo, serve como base de fixação na tíbia proximal preparada. Sobre este prato, assenta-se o inserto de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE), que atua como uma superfície de deslizamento e amortecimento, substituindo efetivamente a função dos meniscos naturais. A seleção do tamanho apropriado do componente tibial é igualmente crítica. O prato tibial deve proporcionar uma cobertura ótima da superfície tibial ressecada, idealmente alcançando, mas não ultrapassando, as bordas corticais. A espessura do inserto de polietileno é escolhida para restaurar a linha articular apropriada e garantir uma amplitude de movimento adequada sem tensão excessiva nos tecidos moles circundantes. O inserto de polietileno é um componente essencial nas próteses totais de joelho, atuando como uma superfície de deslizamento entre os componentes femoral e tibial (Fernandes, 2016).

Componente patelar (opcional)

Peça em forma de cúpula, geralmente de polietileno, que substitui a superfície posterior da patela, e nem sempre é necessário. O componente patelar, quando utilizado, é tipicamente feito de polietileno e substitui a superfície articular posterior da patela (Operar.me Surgery Specialists, 2024). A decisão de realizar ou não a substituição patelar é baseada em diversos fatores, incluindo o grau de degeneração articular patelo femoral, sintomas do paciente e preferência do cirurgião. Alguns argumentam que a substituição patelar pode reduzir a dor anterior do joelho pós-operatória, enquanto outros preferem preservar o osso patelar nativo quando possível (Fernandes, 2016).

Estes componentes trabalham em conjunto para replicar a função da articulação natural do joelho, componente femoral articula-se com o inserto de polietileno, que está fixado ao componente tibial e o componente patelar, quando presente, desliza sobre o componente femoral. A combinação de superfícies metálicas articulando-se com o polietileno visa proporcionar um movimento suave e minimizar o desgaste. Os materiais são escolhidos por sua durabilidade, biocompatibilidade e capacidade de suportar as forças mecânicas envolvidas no funcionamento do joelho. Na Figura 11, observam-se as

diferentes partes do joelho e componentes da prótese, incluindo o fêmur, a patela, a tíbia e a fíbula, além dos componentes artificiais, como o componente femoral e a polietileno e componente tibial.

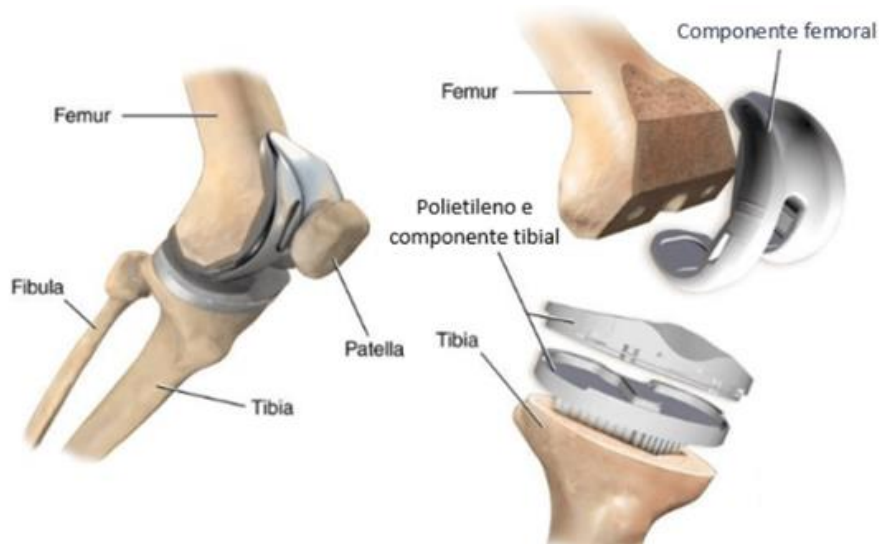


Figura 11- Prótese de joelho com componentes femoral, tibial e inserto de polietileno, demonstrando a substituição das superfícies articulares do fêmur e da tíbia (Iberê Datti, 2019).

As próteses de joelho podem ser classificadas em:

Próteses totais

As próteses totais substituem toda a articulação do joelho, incluindo as superfícies articulares do fêmur, da tíbia e, em alguns casos, da patela. Este tipo de prótese é indicado quando existe um desgaste generalizado da articulação, como ocorre na osteoartrose avançada. As próteses totais proporcionam uma solução mais abrangente para casos de artrose avançada ou danos extensos na articulação (Operarme Surgery Specialists, 2024). A Figura 12 mostra uma visão detalhada de uma prótese total do joelho, e uma radiografia com a prótese implantada.

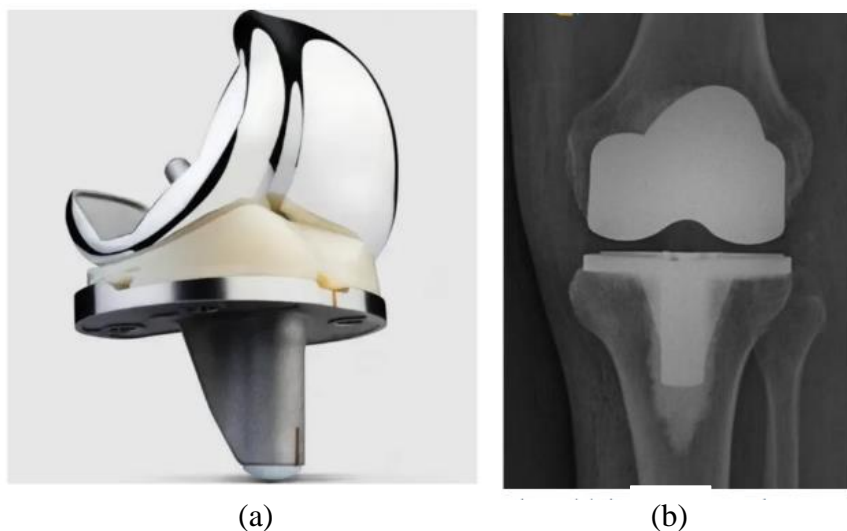


Figura 12- Prótese total de joelho, Zimmer Biomet a), radiografia pós-operatória da artroplastia total de joelho b).

Próteses parciais

Substituem apenas uma parte da articulação do joelho, geralmente um dos compartimentos (medial ou lateral) da articulação tibiofemoral. As próteses parciais são utilizadas quando o dano está localizado numa área específica do joelho, preservando as restantes estruturas saudáveis. As próteses parciais permitem uma recuperação mais rápida e oferecem uma sensação mais natural do movimento do joelho (Operar.me Surgery Specialists, 2024). A Figura 13 mostra uma visão detalhada de uma prótese parcial do joelho, e uma radiografia com a prótese implantada

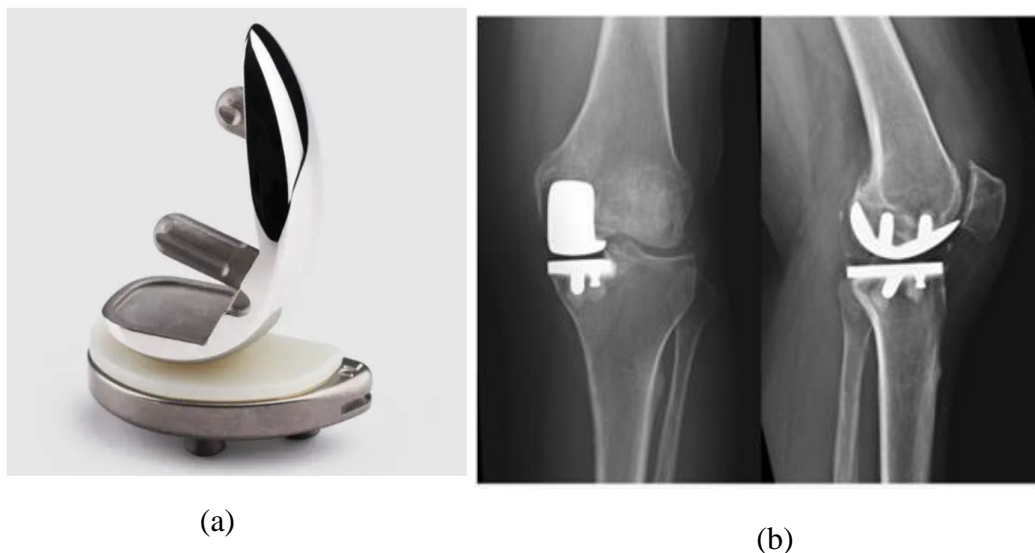


Figura 13- Prótese parcial de joelho, Zimmer Biomet a), radiografia pós-operatória da artroplastia parcial de joelho b).

Prótese de Revisão do Joelho

É um tipo de implante específico desenvolvido para substituir uma prótese anterior que falhou, seja por causas como soltura, infecção ou desgaste. Este tipo de prótese também pode ser usado para corrigir problemas de instabilidade ligamentar ou deformidades ósseas, inclusive em pacientes que não foram submetidos a uma cirurgia prévia. A estrutura da prótese de revisão é desenhada para proporcionar maior estabilidade à articulação e pode incluir hastes e calços que ajudam a preencher defeitos ósseos resultantes da cirurgia anterior ou do desgaste ósseo (Leonardo Dallas Rocha Tomaz - Ortopedia, s.d.)

Este tipo de prótese é especialmente útil em casos complexos, onde é necessário um suporte adicional e um ajuste personalizado para assegurar a estabilidade e o correto alinhamento da articulação. O procedimento de revisão é tecnicamente mais exigente do que a artroplastia inicial e requer uma avaliação cuidadosa do estado ósseo e dos tecidos circundantes para obter o melhor resultado funcional e prolongar a vida útil da nova prótese (Iberê Datti, 2019).

Diferente das próteses primárias, a prótese de revisão inclui hastes adicionais que se prolongam para o interior do canal medular dos ossos femoral e tibial, proporcionando uma fixação mais estável e profunda. Estas hastes ajudam a redistribuir as forças através da estrutura óssea, o que é essencial em casos onde há perda óssea significativa ou fragilidade estrutural devido a uma cirurgia anterior.

As hastes da prótese de revisão podem ser de dois tipos: retas ou curvas. A escolha entre uma haste reta ou curva depende das condições anatômicas e do alinhamento necessário para obter uma fixação ideal. As hastes retas são frequentemente utilizadas quando o canal medular do osso permite um alinhamento linear, enquanto as hastes curvas são indicadas para situações em que é necessário ajustar a prótese à anatomia óssea, contornando irregularidades ou áreas onde a estrutura óssea não está alinhada de forma linear. Essa possibilidade de adaptação permite uma fixação personalizada, aumentando a estabilidade e o conforto da prótese no paciente.

Além das hastes, a prótese de revisão pode incluir calços e espaçadores que preenchem eventuais defeitos ósseos e ajudam a corrigir desalinhamentos, oferecendo um suporte mais robusto à articulação (Orthoinfo, 2021). A Figura 14 mostra uma visão detalhada de uma prótese de revisão do joelho, e uma radiografia com a prótese implantada

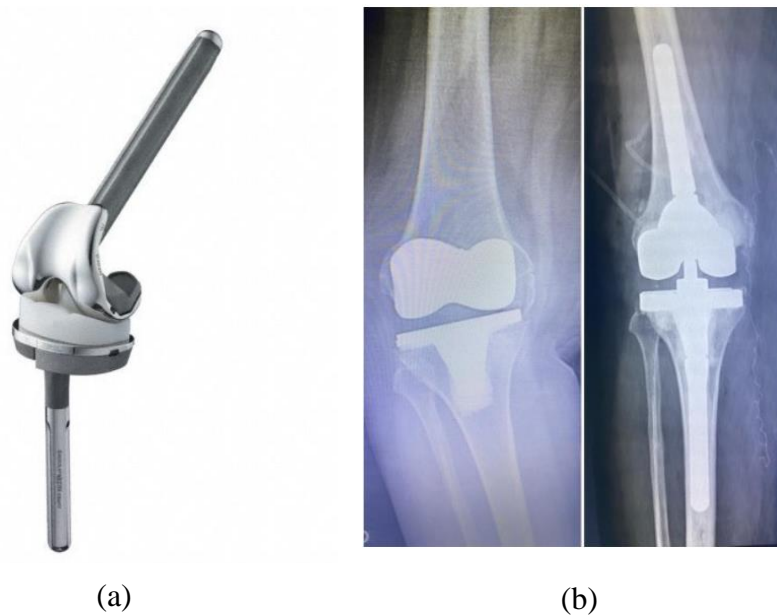


Figura 14- Prótese total de revisão da Aesculap® a), pós-operatória de uma paciente que apresentou falha na sua prótese total sendo submetida à prótese de revisão de joelho b).

Fixação

As próteses de joelho podem ser fixadas ao osso por meio de diferentes técnicas, sendo que a escolha do método de fixação depende de diversos fatores, como a qualidade do osso do paciente, idade, nível de atividade e condições clínicas. Os principais tipos de fixação de próteses de joelho são:

Fixação Cimentada

A fixação cimentada é o método mais utilizado em cirurgias de substituição do joelho, oferece uma fixação imediata e estável, acelerando o processo de recuperação, especialmente em pacientes mais idosos ou com baixa densidade óssea. Nesse método, o cimento ósseo chamado de polimetilmetacrilato – PMMA, é usado para garantir que a prótese permaneça firmemente presa ao osso (Orthoinfo, 2021). O PMMA é um material acrílico que quando aplicado entre a prótese e o osso, endurece rapidamente, criando uma fixação estável e rígida. Pacientes mais velhos, sedentários ou com ossos frágeis, como em casos de osteoporose, se beneficiam dessa técnica, que proporciona fixação imediata. Com o tempo, o cimento pode sofrer degradação, o que pode levar à soltura da prótese. Cirurgias de revisão para remoção de próteses cimentadas podem ser mais complicadas e prejudicar o osso remanescente.

Fixação Sem Cimento (Press-Fit)

A fixação sem cimento, ou press-fit, não utiliza cimento ósseo, dependendo da integração biológica entre o osso e a superfície da prótese. As superfícies da prótese são projetadas para permitir o crescimento ósseo dentro da estrutura da prótese, criando uma fixação biológica ao longo do tempo. A fixação melhora com o tempo à medida que o osso se integra à prótese. A prótese possui revestimentos especiais ou superfícies porosas que promovem o crescimento do osso ao redor do implante. É mais indicado para pacientes mais jovens, com boa qualidade óssea e ativos e o risco de complicações associadas ao cimento ósseo, como soltura ou osteólise é menor. O processo de fixação inicial pode ser mais lento, exigindo maior cuidado no pós-operatório e não é indicado para pacientes com baixa densidade óssea ou problemas que afetam o crescimento ósseo (Orthoinfo, 2021).

Fixação Híbrida

A fixação híbrida combina os dois métodos anteriores: um componente da prótese (geralmente o tibial) é cimentado, enquanto o outro (geralmente o femoral) é fixado sem cimento. Proporciona uma boa estabilidade inicial com o componente cimentado, enquanto permite a osteointegração no componente sem cimento (Orthoinfo, 2021).

Essa técnica é usada para aproveitar as vantagens de ambos os métodos, proporcionando estabilidade imediata e integração óssea a longo prazo, porém pode ser mais complexa tecnicamente e exigir maior planejamento cirúrgico.

A escolha do tipo de fixação da prótese de joelho é uma decisão importante e deve ser baseada em fatores como a qualidade óssea, idade e nível de atividade do paciente. A fixação cimentada é ideal para garantir fixação imediata, especialmente em pacientes mais velhos ou com ossos frágeis, enquanto a fixação sem cimento é mais indicada para pacientes jovens e ativos, com boas condições ósseas. O método híbrido oferece uma solução intermediária, combinando os benefícios de ambas as abordagens.

2.8. Durabilidade

A durabilidade das próteses de joelho é um fator fundamental para o sucesso da artroplastia total. Estudos recentes mostram que cerca de 95% das próteses permanecem funcionais após 10 anos, 90% após 15 anos, e 80% após 25 anos de implantação. A longevidade das próteses é influenciada por diversos fatores, como a idade do paciente no momento da cirurgia, peso corporal, nível de atividade física, qualidade da técnica cirúrgica e adesão à reabilitação pós-operatória. Pacientes mais jovens e ativos tendem a ter taxas de revisão mais elevadas, com estudos a mostrar que, em pacientes operados na faixa dos 50 anos, a taxa de revisão pode chegar a 35% ao longo da vida. Embora algumas próteses possam durar a vida inteira do paciente, é importante considerar que todas podem eventualmente necessitar de revisão. As principais causas para a cirurgia de revisão incluem o desgaste dos materiais, infecção e fratura. Em geral, as próteses de joelho modernas apresentam uma durabilidade impressionante, com uma expectativa de 15 a 25 anos para a maioria dos pacientes, embora a investigação contínua seja fundamental para melhorar estes resultados, especialmente para pacientes mais jovens e ativos (Tecchio, 2019).

A durabilidade das artroplastias de joelho é afetada por fatores biológicos e mecânicos. Entre os fatores biológicos estão as infecções e reações a corpos estranhos aos componentes da prótese. Os fatores mecânicos incluem micro movimentos na interface osso-prótese e alterações das tensões no fêmur e na tíbia. O desgaste da prótese, especialmente do polietileno, é uma das principais causas de falha, pois gera partículas que podem provocar reações inflamatórias e osteólise. A estabilidade da prótese depende da integridade das interfaces entre cimento-prótese e osso-cimento, sendo que problemas nestas interfaces podem resultar em soltura da prótese. O fenômeno de “stress shielding” ocorre quando a prótese, mais rígida que o osso, absorve a maioria das tensões, o que pode levar à perda de massa óssea. A durabilidade da prótese é também influenciada pelo estilo de vida do paciente, excesso de peso, movimentos repetitivos e atividades de alto impacto podem acelerar o desgaste. A artroplastia cimentada, embora geralmente bem-sucedida, pode apresentar problemas como necrose óssea devido à toxicidade do cimento. O acompanhamento pós-operatório é essencial para monitorizar o desgaste e possíveis complicações ao longo do tempo (Fernandes, 2016).

2.9. Biomateriais

Os biomateriais usados nas próteses de joelho são essenciais para garantir a durabilidade, funcionalidade e biocompatibilidade do implante. Estes materiais devem suportar as cargas repetitivas sobre a articulação do joelho, resistir ao desgaste gerado pela fricção constante e integrar-se adequadamente aos tecidos biológicos, minimizando reações adversas. Além disso, precisam manter a integridade estrutural ao longo do tempo, assegurando a eficácia a longo prazo. Seguem-se os principais materiais utilizados na confecção das próteses de joelho, com as suas propriedades e aplicações específicas.

Ligas Metálicas

As ligas metálicas constituem o principal material para os componentes estruturais das próteses de joelho, devido à sua elevada resistência mecânica, durabilidade e capacidade de suportar cargas intensas sem deformação. As ligas mais comuns incluem:

Ligas de Cromio-Cobalto (CoCr): Utilizadas principalmente nos componentes femorais, estas ligas oferecem excelente resistência ao desgaste, à corrosão e são biocompatíveis. A sua dureza reduz o atrito com o polietileno do componente tibial, aumentando a vida útil do implante. Além disso, são altamente resistentes à fadiga, essencial para evitar fraturas em tensões repetidas (Silva, 2017). Um fator que influencia a resistência à fadiga destes materiais é nível e sinal das tensões residuais geradas durante o processo de fabrico, estas deverão ser sempre avaliadas para uma melhor caracterização do material (Richter-Trummer, Moreira, Ribeiro, & Castro, 2011).

Ligas de Titânio (Ti-6Al-4V): São leves e biocompatíveis, ideais para hastes e componentes tibiais. Estas ligas possuem um módulo de elasticidade próximo ao do osso humano, o que reduz o fenómeno de "stress shielding", onde a distribuição desigual de forças pode levar à perda óssea. São preferidas em pacientes jovens, com maior necessidade de preservação óssea (Xavier, 2014).

Aço Inoxidável (316L): Embora menos utilizado nas próteses de joelho modernas, foi dos primeiros materiais aplicados em implantes ortopédicos. Hoje, o seu uso é limitado devido ao desempenho inferior face às ligas de cromo-cobalto e titânio em termos de resistência ao desgaste e corrosão (Silva, 2017).

Polímeros

Polietileno de Ultra-Alta Densidade (UHMWPE): O UHMWPE é o principal polímero usado nas superfícies de deslizamento, especificamente no componente tibial. Este polímero é resistente ao desgaste e oferece uma superfície de baixo atrito, permitindo movimentos suaves entre os componentes metálicos da prótese. No entanto, o desgaste e oxidação do UHMWPE ao longo do tempo pode liberar partículas que desencadeiam uma resposta inflamatória, causando osteólise e afrouxamento do implante. Para mitigar estes problemas, formas melhoradas, como o polietileno altamente reticulado (HXLPE), foram desenvolvidas, com maior resistência ao desgaste e menor liberação de partículas, aumentando a durabilidade do implante (Silva, 2017).

Cerâmicas

Embora as cerâmicas sejam menos comuns em próteses de joelho, elas têm propriedades como elevada resistência ao desgaste, biocompatibilidade e superfícies extremamente lisas, que reduzem o atrito entre componentes. Cerâmicas como a alumina e a zircônia são mais usadas em próteses de anca, pois, nas próteses de joelho, apresentam desafios devido à sua fragilidade e menor resistência a choques repetidos. Pesquisas continuam a explorar o uso de cerâmicas como revestimentos para reduzir o desgaste das articulações (Silva, 2017).

2.9. Método dos Elementos Finitos (MEF)

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica amplamente utilizada para resolver problemas complexos de engenharia, especialmente em análises estruturais, mecânica dos sólidos e simulações biomecânicas. Este método numérico permite a análise de sistemas com geometrias complexas, comportamentos de materiais não triviais e condições de contorno que seriam difíceis de abordar por métodos analíticos tradicionais. É essencial para determinar tensões, deformações e deslocamentos em sólidos sujeitos a forças externas e também permite a identificação de locais suscetíveis a falhas, como fraturas ósseas ou ruturas no dispositivo (Fernandes, 2016).

Os fundamentos do Método dos Elementos Finitos (MEF) baseiam-se na discretização de uma geometria contínua em pequenos elementos finitos de formas simples, como linhas em 1D, triângulos e quadriláteros em 2D, ou tetraedros e hexaedros em 3D, como pode ser visto na Figura 15. A ideia central é dividir o domínio em partes menores, chamadas elementos, que se conectam em pontos denominados nós. A equação diferencial que descreve o comportamento do sistema (como a equação da elasticidade em problemas mecânicos) é resolvida de forma aproximada para cada elemento, considerando as propriedades do material e as condições de contorno. A malha criada facilita o cálculo de variáveis de campo, como deslocamentos, tensões e deformações. A precisão da simulação depende do refinamento da malha: quanto mais fina a malha, mais detalhada é a simulação, embora isso aumente também o tempo de processamento (Sience Direct, 2007).

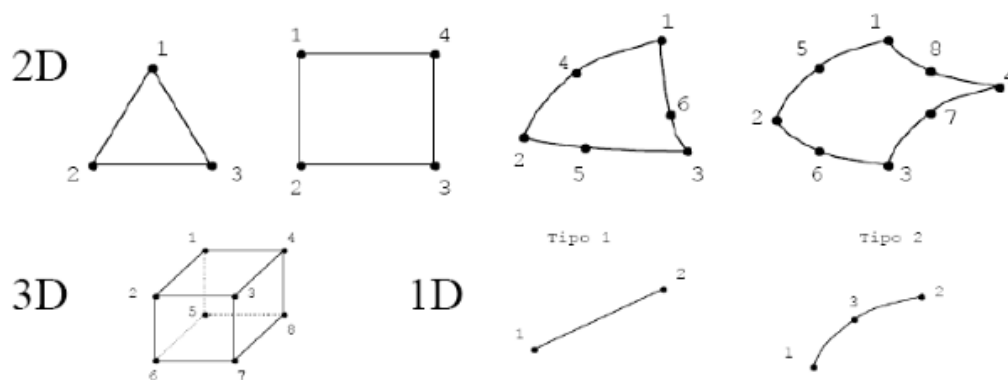


Figura 15-Tipos de elementos finitos

No contexto da biomecânica e do desenvolvimento de próteses articulares, como as próteses de joelho, o MEF permite avaliar o desempenho mecânico e estrutural de dispositivos médicos implantáveis, considerando fatores como a interação entre a prótese e os ossos circundantes (o fêmur e a tíbia), bem como o comportamento dos tecidos biológicos, como os ossos e as cartilagens, que apresentam propriedades anisotrópicas e ortotrópicas. A sua aplicação na análise estrutural de próteses de joelho permite uma melhor compreensão de como esses dispositivos interagem com o corpo humano, contribuindo para avanços no desenvolvimento de implantes mais eficazes e seguros.

Capítulo 3 – Metodologia

3.1. Descrição do Modelo

A modelação da prótese de joelho foi realizada com base na observação de próteses já existentes e na análise comparativa. As dimensões foram determinadas a partir de uma pesquisa de dados de outros estudos académicos e de medidas anatómicas dos ossos. Trata-se de uma prótese de revisão, fabricada pela empresa Aesculap (divisão da B. Braun) e foi utilizada como referência principal para o desenvolvimento do modelo. Este método permitiu criar um design que incorpora características comprovadas de próteses existentes, adaptado às necessidades específicas deste estudo.

O modelo tridimensional foi desenvolvido no software *SolidWorks* e inclui a prótese e os tecidos ósseos diretamente envolvidos, não considerando a patela, o componente patelar nem o cimento ósseo. Algumas simplificações foram realizadas devido à complexidade da modelação de estruturas anatómicas, que apresentam geometrias complexas e assimétricas. A Figura 16 e 17 representam o modelo desenvolvido para este estudo, e os desenhos com as medidas detalhadas encontram-se em anexo.



Figura 16- Modelo 3D da prótese utilizando o SolidWorks®.



Figura 17- Modelo do conjunto osso-prótese, utilizando o SolidWorks®.

3.2. Materiais utilizados e suas propriedades

A prótese de joelho utilizada neste estudo é constituída, essencialmente, por metal e polímero. O material metálico selecionado é a liga de titânio Ti-6Al-4V, conhecida pela sua excelente biocompatibilidade e propriedades mecânicas. O polímero escolhido é o polietileno de ultra-alta densidade (UHMWPE), amplamente utilizado em implantes ortopédicos devido à sua resistência ao desgaste e baixo atrito. Para representar o osso, foi definido um modelo de osso cortical ortotrópico, que considera as diferentes propriedades mecânicas nas várias direções do tecido ósseo. As Tabela 1 e 2 apresenta as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na simulação da prótese, incluindo a liga Ti-6Al-4V, o UHMWPE e o osso cortical ortotrópico.

Tabela 1- Propriedades dos materiais

Material	Densidade (Kg/m ³)	Módulo de Elasticidade (GPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Coefficiente de Poisson	Tensão de corte (MPa)	Referencias. Bibliográficas
Ti-6Al-4V	4430	110	795	0,3	800	(Fernandes, 2016)
UHMWPE	930	0,65	17	0,3	30	(Tecchio, 2019)

Tabela 2- Propriedades do osso

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Módulo de Rigidez (GPa)	Tensão de corte (MPa)	Referencias. Bibliográficas
Osso cortical ortotrópico	E1=12,0 E2=13,4 E3=20,0	v12=0,376 v13=0,222 v23=0,235	G12=4,53 G13=5,61 G23=6,23	70	(Teixeira, Fonseca, & Barreira, 2016)

3.3. Forças aplicadas

O modelo do joelho utilizado neste estudo, representa um indivíduo com massa corporal de 70 kg que é considerado um peso médio representativo para adultos em muitas populações. Considerando que o peso é distribuído, igualmente, entre os dois joelhos, a força aplicada em cada joelho é calculada da seguinte forma:

$$F = \frac{m}{2} \times g$$

Onde:

- F é a força aplicada em cada joelho (N)
- m é a massa corporal total (70 kg)
- g é a aceleração da gravidade (9,8 m/s²)

Assim, temos:

$$F = \frac{70}{2} \times 9,8 = 343N$$

Este valor de 343 N representa o peso suportado por um joelho em condições normais um indivíduo de 70 kg.

Para uma análise abrangente, foram selecionados três níveis de força aplicada ao joelho, baseados na força de referência de 343 N, que representa a carga suportada por um joelho na posição de pé, sem movimento adicional ou carga externa. Os níveis de força são:

1. Força de referência:

$$F = 343N$$

2. Força equivalente a 85 kg, aproximadamente, 22% superior à força de referência de 343 N, proporcionando uma margem adicional de segurança.

$$F = \frac{85}{2} \times 9,8 = 416N$$

3. Para a força equivalente a 100 kg, aproximadamente, 42,86% superior à força de referência de 343 N, proporcionando uma margem adicional de segurança.

$$F = \frac{100}{2} \times 9,8 = 490N$$

Estes níveis de força foram escolhidos para simular diferentes condições de carga no joelho, variando desde a situação normal de estar em pé até condições de maior esforço, como podem ocorrer durante atividades físicas intensas ou movimentos específicos.

3.4. Ângulos de Flexão do Joelho Analisados

Para este estudo, foram selecionados três ângulos específicos de flexão do joelho:

1. 0° (posição estendida) – representa a extensão completa do joelho, essencial para atividades como ficar em pé e para a fase final da marcha.
2. 10° – corresponde ao início do contato entre a parte inferior da rótula e a porção lateral da tróclea femoral.
3. 20° – neste ângulo, o contato patelo femoral aumenta, fornecendo dados sobre a distribuição de forças no início da flexão (Hinckel, et al., 2016).

Estes ângulos foram escolhidos estrategicamente para representar diferentes condições de carga e movimento do joelho, desde a posição totalmente estendida até uma flexão moderada. Esta seleção permite uma análise detalhada do comportamento do joelho. Esta faixa de ângulos (0° a 20°) é, particularmente, importante, pois estudos indicam que o músculo vasto medial oblíquo (VMO), fundamental para a estabilidade patelo femoral, apresenta maior atividade precisamente entre 0° e 20° de flexão do joelho (Hall, 2014). Na Figura 18 observamos os ângulos de flexão.

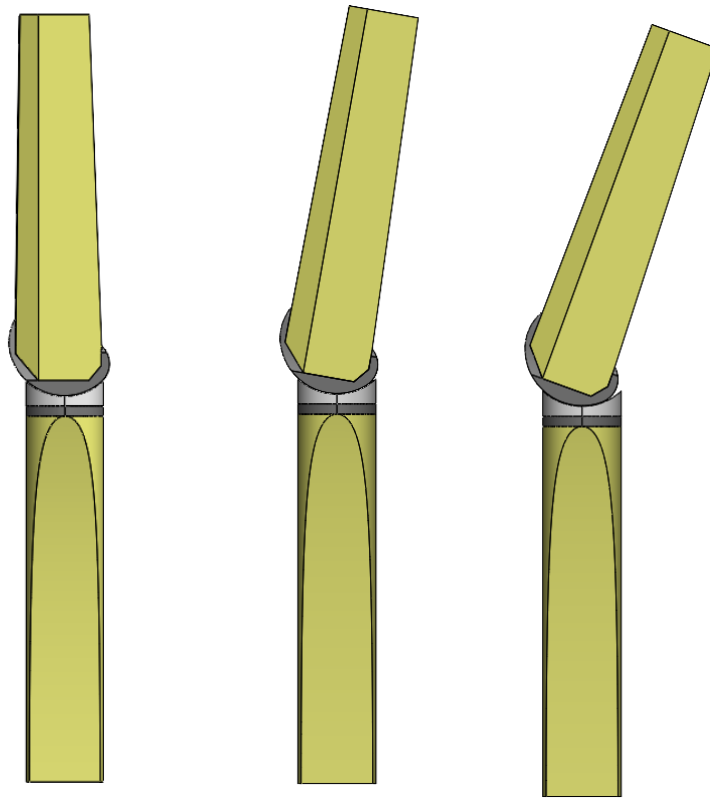


Figura 18-Angulos de flexão 0°,10° e 20° do conjunto prótese-osso utilizando o SolidWorks®.

3.5. Condições de Contato e Atrito

Para modelar as interfaces entre os componentes e entre a prótese e o osso, optou-se pela utilização de contatos lineares do tipo "bonded". Essa abordagem foi escolhida, não apenas, para impedir a separação e o deslizamento entre as superfícies em contato, mas também para representar uma condição de osseointegração completa. Assim, na simulação, pressupõe-se que o osso e a prótese já estão completamente integrados, sem movimento relativo, proporcionando uma representação mais realista do cenário pós-osseointegração.

Na interface entre o componente femoral e o polietileno (UHMWPE), foi aplicado um coeficiente de atrito de 0,1. Esse valor foi escolhido com base em estudos que indicam que o coeficiente de atrito entre componentes metálicos e UHMWPE em próteses de joelho, geralmente, varia entre 0,06 e 0,08 (Mendes, 2017), porém, nas articulações sinoviais naturais, o coeficiente de atrito pode variar amplamente, de 0,005 a 0,25 (Seabra, Moura, & Oliveira, 2016), dependendo das condições de lubrificação e da presença de fluidos sinoviais que ajudam a reduzir o atrito.

A escolha do coeficiente de atrito de 0,1 reflete essa variabilidade, considerando que a lubrificação e o tipo de contato são fatores críticos que afetam o atrito em superfícies articuladas. A lubrificação sinovial o atrito em articulações tende a ser extremamente baixo, porém, em situações de próteses, onde a lubrificação não é tão eficiente quanto nas articulações naturais, um valor intermediário como 0,1 pode definir melhor o comportamento esperado entre o metal e o UHMWPE. Este coeficiente de atrito influencia diretamente o desgaste do polietileno e as tensões nas interfaces dos componentes (Dutra, Naka, Oliveira, & Cruz, 2002). A Figura 19 evidencia as condições de contacto no modelo.

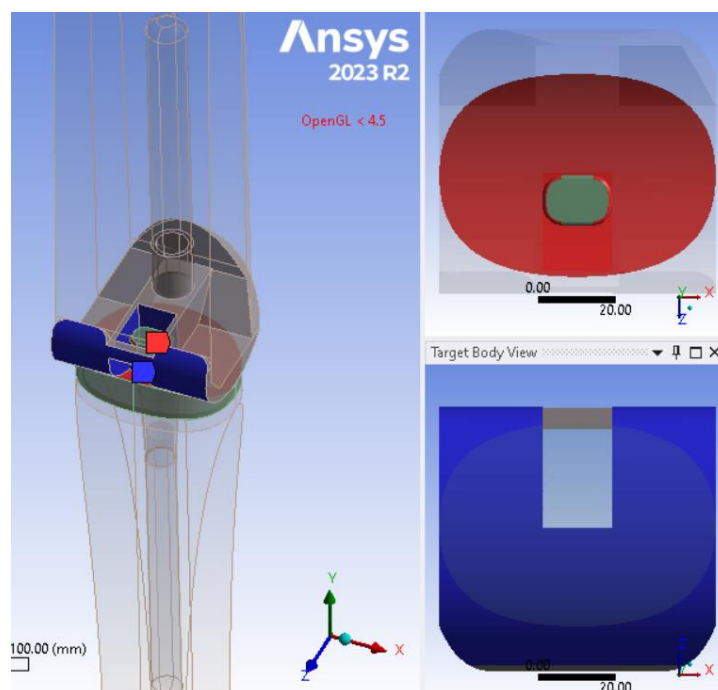


Figura 19-Condições de contacto

3.6. Condições de Fronteira

Em todas as simulações realizadas, as condições de fronteira e de carregamento foram normalizadas da seguinte forma:

1. **Suporte Fixo:** a parte inferior da tíbia foi definida como suporte fixo em todas as simulações. Esta escolha representa a interação do membro inferior com o solo, simulando uma condição de apoio realista (Arab, et al., 2020).
2. **Aplicação da Força:** a força foi aplicada na direção do eixo Y (vertical), atuando sobre a superfície superior do componente femoral da prótese. Esta superfície corresponde à área de interface entre o componente protético e o osso femoral. A aplicação da força nesta região simula, de forma fidedigna, a transmissão de carga através da articulação do joelho, desde o fêmur até à prótese (Arab, et al., 2020).

Esta configuração permite uma representação biomecânica adequada das condições de carga e restrição observadas na articulação do joelho durante diversas atividades, como a posição em pé ou a fase de apoio na marcha. A Figura 20 representa as condições de fronteira do modelo.

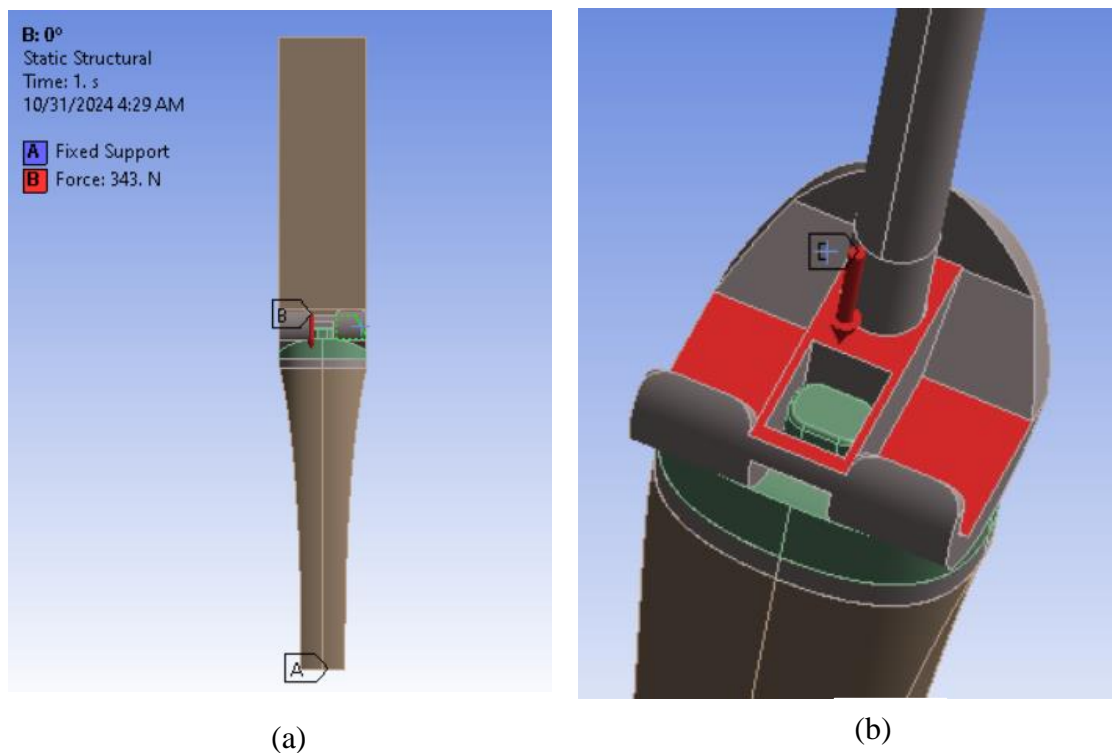


Figura 20-Condições de fronteira a) local onde a força é aplicada b)

3.7. Estudo de convergência da malha

Para assegurar a precisão e eficiência da análise numérica, foi realizado um estudo de convergência da malha. Utilizou-se o elemento Solid 187, conhecido pela sua adequação em análises estruturais tridimensionais complexas. O Solid 187 é um elemento tetraédrico de 10 nós, que permite modelar geometrias irregulares com alta precisão. Na Figura 21, encontra-se a representação esquemática da geometria do elemento Solid 187.

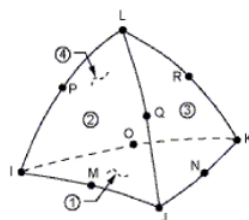


Figura 21-Uma representação do tipo de elemento usado no modelo de elemento finito (Sólido 187)

Foram testados quatro tamanhos de malha, variando de 5 mm a 2 mm, na posição de 10° e com uma força aplicada na direção vertical (Y) de 343 N. A qualidade dos elementos foi avaliada com o critério "Element Quality", que considera parâmetros como distorção e proporção de aspecto. Após análise dos resultados de deslocamento total e tensão equivalente de Von Mises para cada refinamento, optou-se por uma malha com tamanho de elemento de 3 mm, que representa um equilíbrio ótimo entre a precisão dos resultados e a eficiência computacional. A Tabela 3 apresenta os resultados do estudo de convergência de malha.

Tabela 3- Comparação das malhas

Tamanho da malha (mm)	Deslocamento Total (mm)	Tensão Equivalente (MPa)
5	0.48905	4.8124
4	0.80624	4.0221
3	1.1195	4.709
2	1.1212	4.6117

A seguir, discutem-se os motivos para a escolha final da malha de 3 mm.

Convergência do Deslocamento Total: O deslocamento total variou significativamente entre as malhas de 5 mm (0,48905 mm) e 3 mm (1,1195 mm), sugerindo que o refinamento da malha até 3 mm oferece um aumento notável na precisão do cálculo de

deslocamento. Observa-se, no entanto, que o deslocamento total na malha de 2 mm (1,1212 mm) apresenta uma diferença muito pequena em relação à malha de 3 mm (0,15%), indicando uma possível estabilização dos valores de deslocamento. Esse comportamento sugere que os resultados obtidos com a malha de 3 mm já se aproximam da convergência, com um ganho mínimo de precisão ao passar para a malha de 2 mm.

Convergência da Tensão Equivalente: O valor da tensão equivalente apresentou variações significativas entre as malhas de 5 mm (4,8124 MPa) e 4 mm (4,0221 MPa), indicando que as malhas mais grossas podem subestimar a tensão. No entanto, a tensão equivalente nas malhas de 3 mm (4,709 MPa) e 2 mm (4,6117 MPa) apresenta uma diferença de apenas 2,1%, sugerindo que ambas as malhas produzem resultados de tensão praticamente equivalentes. Esse pequeno incremento na precisão ao refinar de 3 mm para 2 mm não é suficiente para justificar o custo computacional extra.

A malha de 2 mm, apesar de oferecer uma leve melhoria nos resultados, exige uma capacidade computacional significativamente maior, o que aumenta o tempo de processamento e a carga de recursos. Portanto, a escolha da malha de 3 mm permite alcançar um bom compromisso entre precisão e eficiência, fornecendo resultados confiáveis e com menor demanda de recursos. A figura 22 pode ser visto a malha de 3mm.

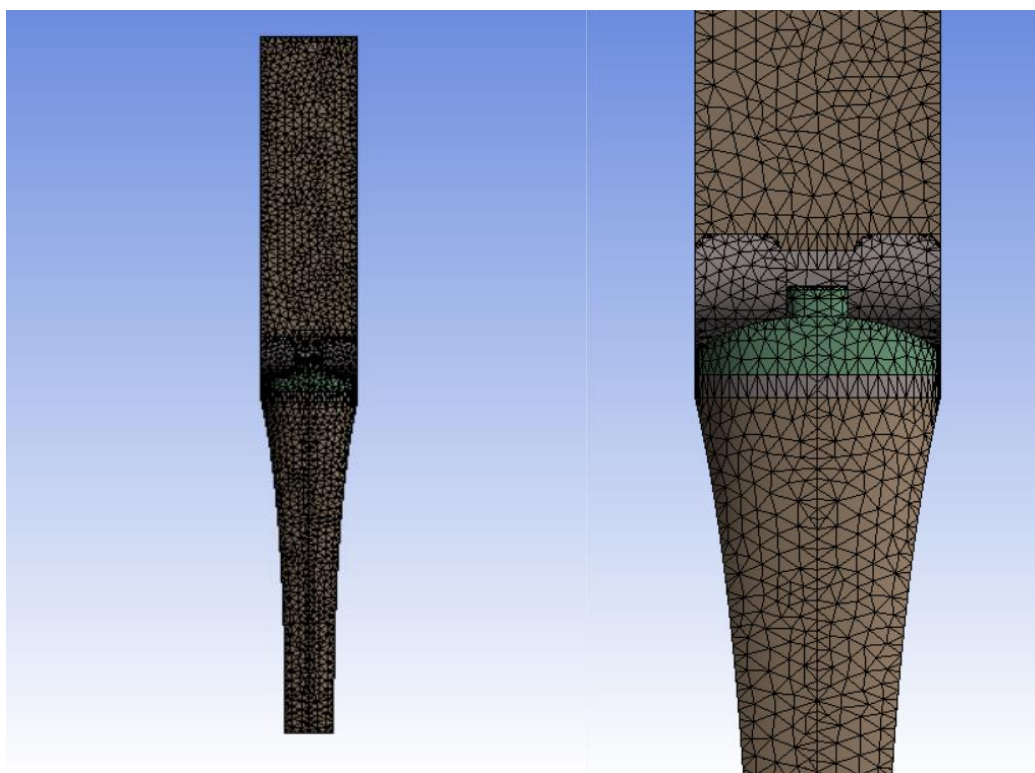


Figura 22-Malha de 3mm gerada para simulação

Tabela 4 - Configuração da malha de 3mm

Malha	
Número de nós	92383
Número de elementos	51747

3.8. Simulação Numérica

A análise numérica do conjunto osso-prótese foi realizada no software *ANSYS Workbench*, focada no módulo de análise estrutural estática. O estudo incluiu as seguintes avaliações:

- Deslocamento Total
- Tensões Equivalentes de von Mises
- Tensões de Corte

Deslocamento Total

O deslocamento total mede a alteração no comprimento ou deslocamento de um objeto sob carga, em relação ao seu comprimento original. Ela resulta da aplicação de forças externas e pode ser expressa como a soma de diferentes tipos de deslocamentos (Argetna, 2012).

Tensões Equivalentes de Von Mises

A tensão equivalente de Von Mises é uma medida utilizada para prever o início da falha de materiais dúcteis. Esta tensão teórica é derivada das componentes de tensão em diferentes direções e é comparada com a tensão de cedência do material. Se a tensão de Von Mises num determinado ponto ultrapassar a tensão de cedência, espera-se que o material inicie uma deformação plástica (Cury). A tensão de Von Mises é, frequentemente, usada para análise de falha em simulações de elementos finitos (FEA) (Argetna, 2012).

Tensões de Corte

As tensões de corte, ou de cisalhamento, ocorrem quando uma força atua paralelamente à área de uma superfície (Souza, Marques, Balsa, & Ribeiro, 2020), tendendo a deslizar uma parte do material sobre outra. São essenciais para compreender a resposta do material a forças tangenciais (Argetna, 2012).

Capítulo 4 - Resultados

Neste capítulo, apresentam-se as simulações realizadas na prótese de joelho, considerando as diferentes cargas aplicadas e ângulos de flexão de 0°, 10° e 20°. A análise foca-se nos efeitos biomecânicos das cargas sobre o conjunto prótese-osso e da prótese isolada, permitindo avaliar o comportamento estrutural da prótese em condições que representam posições funcionais típicas do joelho.

4.1. Deslocamento total

A seguir, estão apresentados os resultados da análise do deslocamento total na prótese de joelho em conjunto com o osso e da prótese isolada, considerando as cargas aplicada de 343 N, 416N e 390N com os ângulos de flexão de 0°, 10° e 20°.

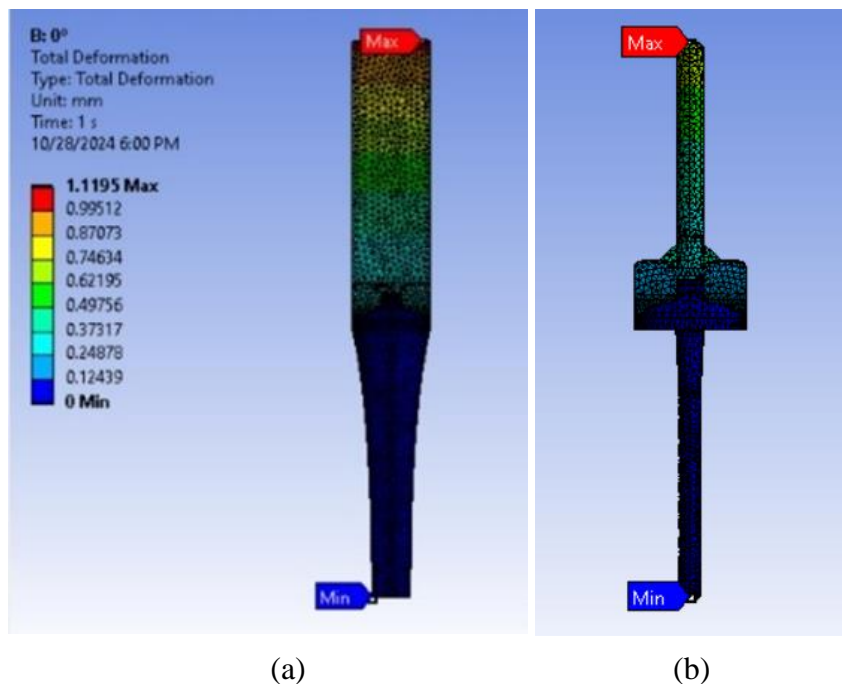


Figura 23-Deslocamento com força aplicada de 343N no ângulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 23 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 343 N num ângulo de 0°. O deslocamento máximo registado é de 1,119 mm e ocorre na extremidade superior do modelo, área a vermelho, indica que a região superior da prótese está a mover-se mais em resposta à carga aplicada. O deslocamento diminui, gradualmente, em direção à base da prótese, onde atinge seu valor mínimo (0 mm), indicado pela cor azul. Observa-se que

a presença do osso contribui para reduzir e distribuir melhor as tensões, sugerindo maior estabilidade estrutural.

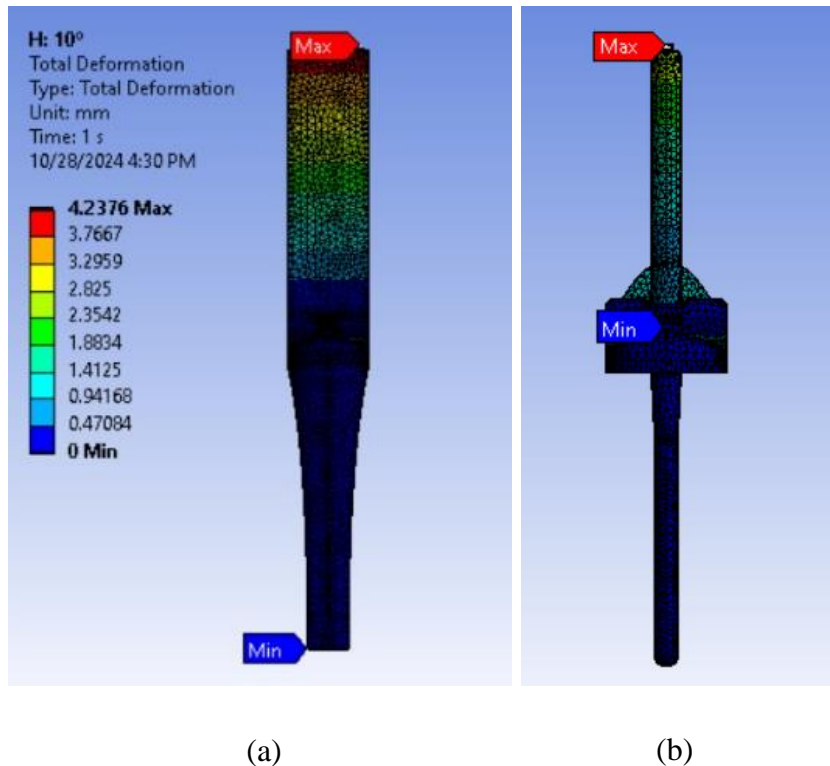


Figura 24- Deslocamento com força aplicada de 343N no ângulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 24 a) representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 343 N num ângulo de 10°. Observa-se que o deslocamento máximo é cerca de 4,238 mm, que mostra um ligeiro aumento no deslocamento devido ao aumento do ângulo. Esse deslocamento ocorre na parte superior do conjunto prótese-osso (em vermelho), enquanto valores menores aparecem na base (em azul). Na Figura 26 b) da prótese isolada, o padrão de deformação é similar, concentrando-se também na porção superior. Esses resultados indicam que a prótese suporta a carga aplicada com o deslocamento concentrado nas áreas esperadas, sem evidências de falha estrutural.

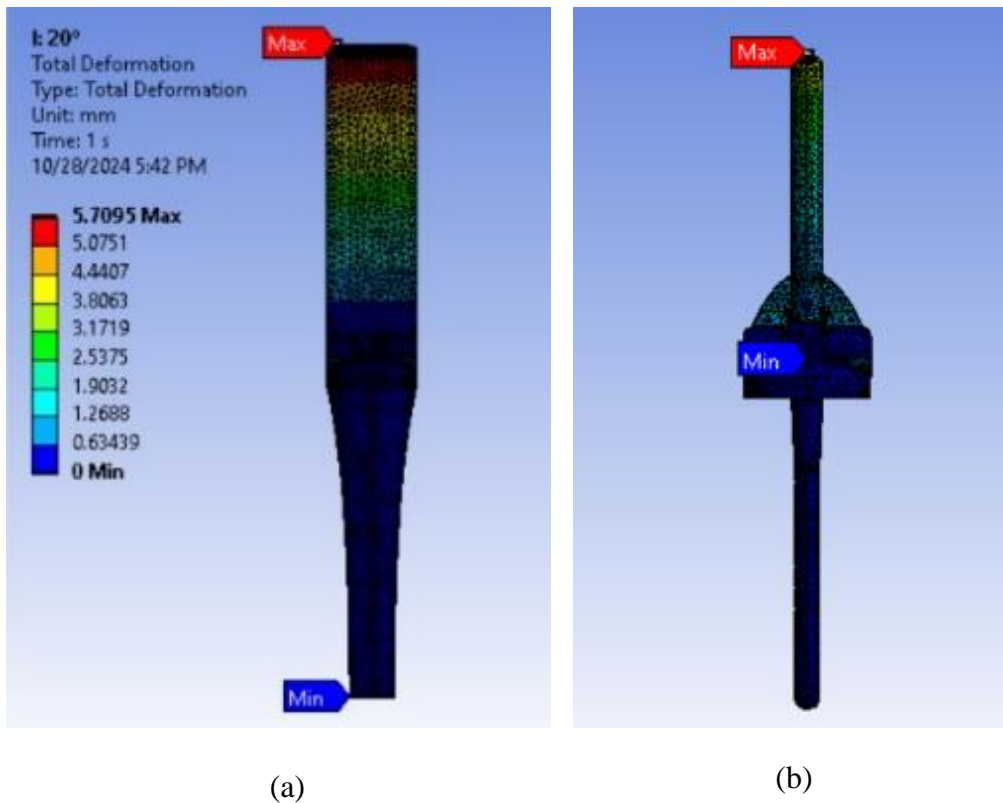
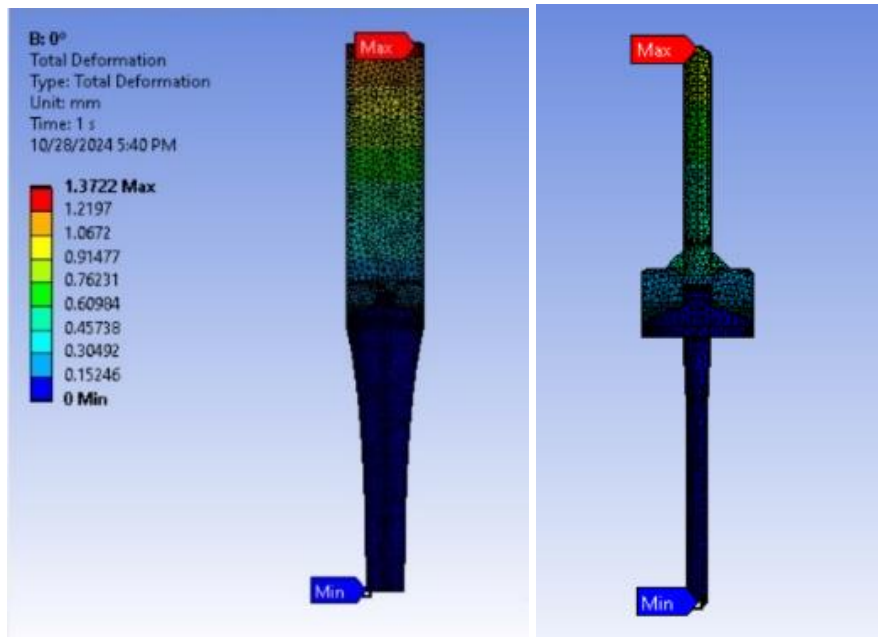


Figura 25-Deslocamento com força aplicada de 343N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 25 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 343 N num ângulo de 20°. O deslocamento máximo registado é de 5,709 mm, concentrando-se na porção superior do modelo (em vermelho), com um menor deslocamento na base (em azul). Este aumento deve-se ao aumento do ângulo de flexão para os 20°, sem sinais de falha na estrutura do modelo.

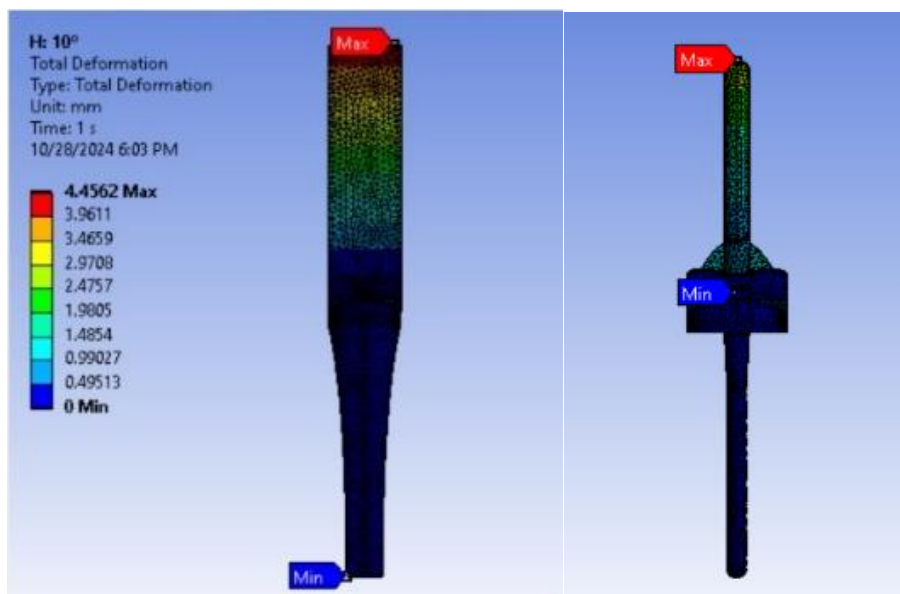
A figura 26 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 416 N num ângulo de 0°. O deslocamento máximo registado foi de 1,372 mm, concentrada na região superior, com menores valores na base para o conjunto prótese-osso e o mesmo se verifica na prótese isolada. Esse resultado mostra que a prótese consegue suportar a carga aplicada sem sinais de falha estrutural, apesar do aumento da força.



(a)

(b)

Figura 26- Deslocamento com força aplicada de 416N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).



(a)

(b)

Figura 27-Deslocamentol com força aplicada de 416N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A Figura 27 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 416 N num angulo de 10°. O deslocamento máximo registado foi de 4,954 mm, que ocorre na parte superior, e diminui em direção à base, observa-se que o padrão de deslocamento semelhante, para o conjunto prótese-osso e para a prótese isolada. Esse

resultado mostra que a prótese consegue suportar a carga aplicada no ângulo de 10° sem sinais de falha estrutural.

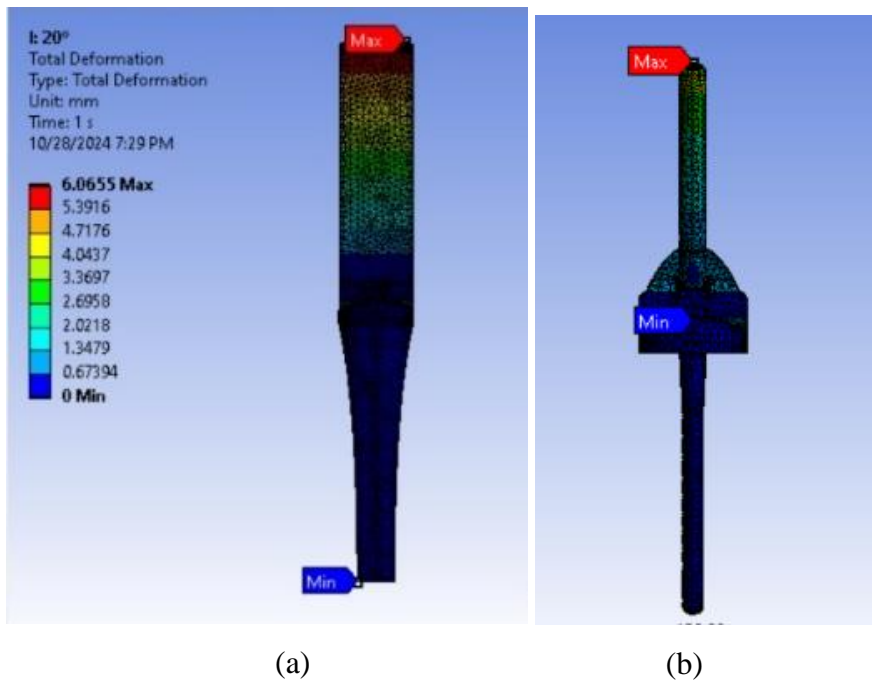


Figura 28-Deslocamento com força aplicada de 416N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 28 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 416 N num ângulo de 20°. Com o aumento do ângulo de flexão para 20° o deslocamento máximo registrada foi de 6,055 mm, e se concentra na região superior, diminuindo ao longo do comprimento do modelo até a base (0mm). Esse comportamento sugere que o aumento da carga no ângulo de 20° intensifica o deslocamento, mantendo-se dentro dos limites estruturais da prótese.

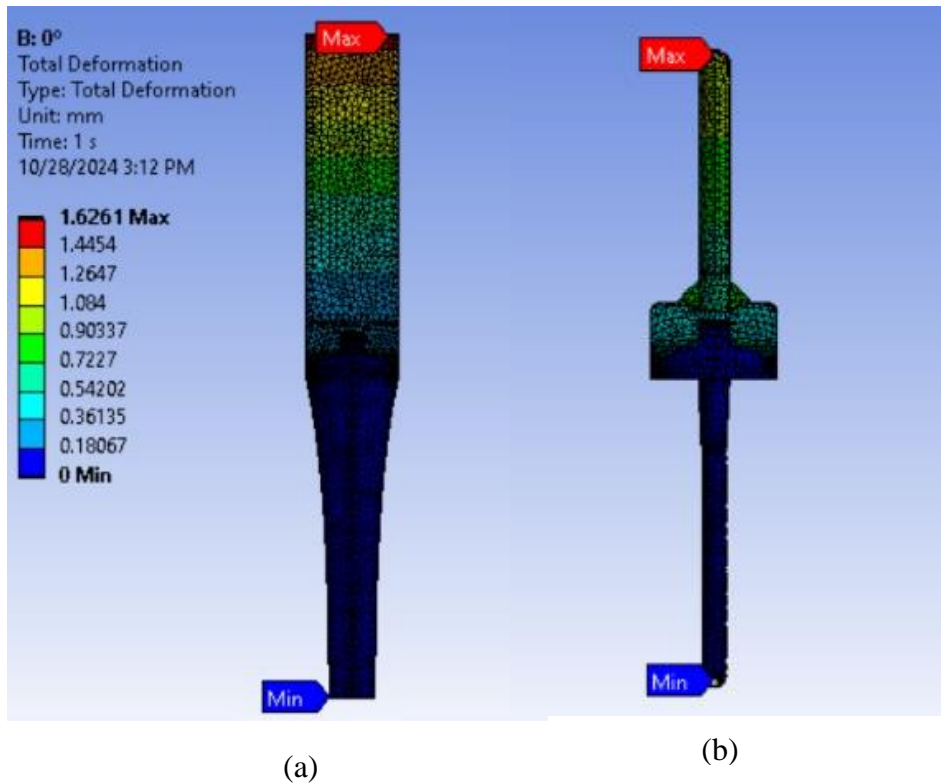


Figura 29- Deslocamento com força aplicada de 490N no ângulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 29 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 490 N num ângulo de 0°. O deslocamento máximo registado foi de 1,626 mm, ocorre na parte superior, com valores decrescentes ao longo do conjunto prótese-osso. Esse resultado demonstra que, embora a força aplicada aumenta o deslocamento, a prótese mantém-se estruturalmente estável.

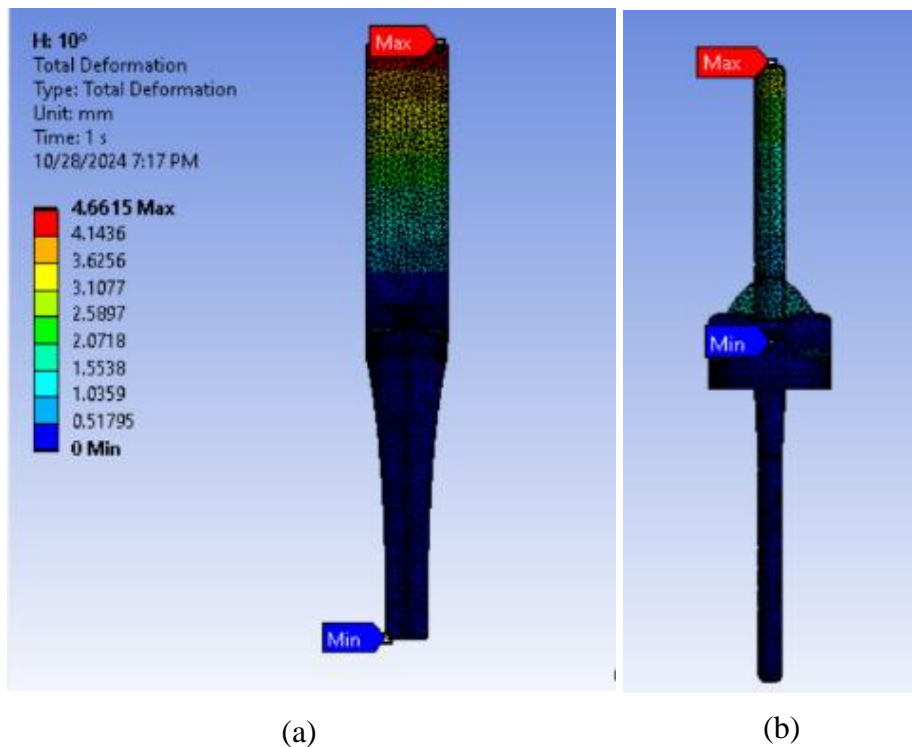
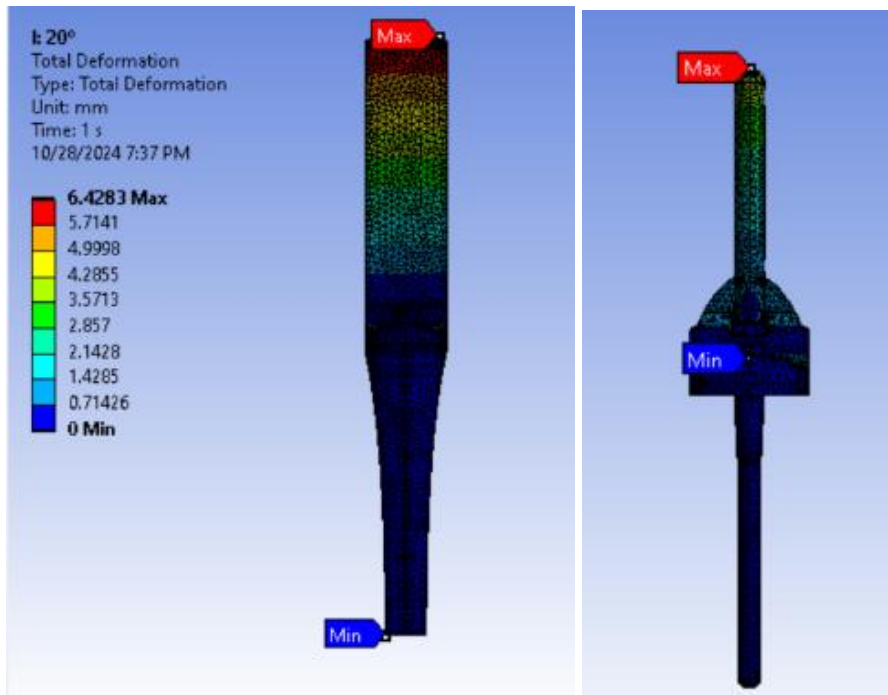


Figura 30-Deslocamento com força aplicada de 490N no ângulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 30 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 490 N num ângulo de 10°. O deslocamento máximo registado foi de 4,662 mm, ocorre na parte superior, com valores menores ao longo do comprimento do conjunto. Esses resultados indicam que o aumento de carga e o ângulo de flexão elevam o deslocamento, embora a estrutura da prótese permaneça estável.



(a)

(b)

Figura 31-Deslocamento com força aplicada de 490N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e prótese isolada b).

A figura 31 representa o deslocamento do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força de 490 N num ângulo de 20°. O deslocamento máximo registado foi de 6,429 mm, observa-se que se concentra na região superior da prótese, com valores gradualmente menores em direção à base. Esse valor deve-se ao aumento da carga aplicada e do ângulo de flexão, mas ainda sem sinais de falha.

4.2. Tensão equivalente de Von-Mises

A seguir, estão apresentados os resultados da análise da tensão equivalente de Von-Mises na prótese de joelho em conjunto com o osso e da prótese isolada, considerando as cargas aplicada de 343 N, 416 N e 390 N com os ângulos de flexão de 0°, 10° e 20°.

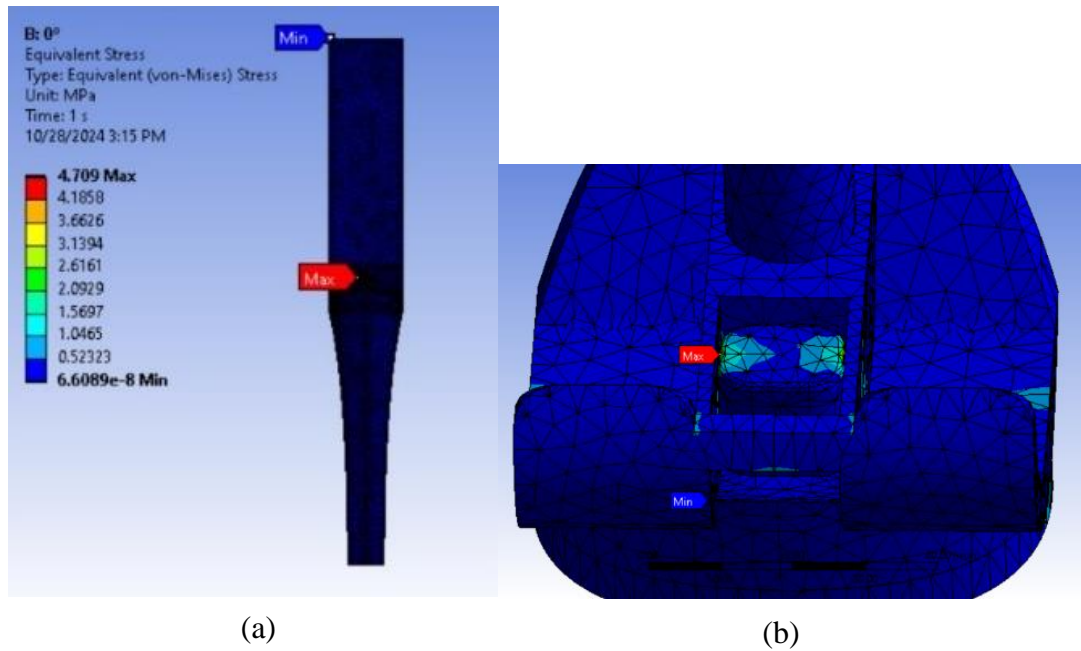


Figura 32-Tensão equivalente de Von-Mises com a com força aplicada de 343N no ângulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 32 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num ângulo de 0°. A análise de tensões mostra uma tensão equivalente máxima de 4,709 MPa, que ocorre na região entre o componente femoral e o inserto de polietileno, enquanto a tensão mínima está na parte superior. Na prótese isolada, (detalhe da interface), observa-se a distribuição precisa das tensões na área de contato, onde se concentra a maior parte do esforço. Estes resultados indicam que a prótese lida eficientemente com a carga aplicada, sem pontos críticos de tensão que comprometam sua integridade.

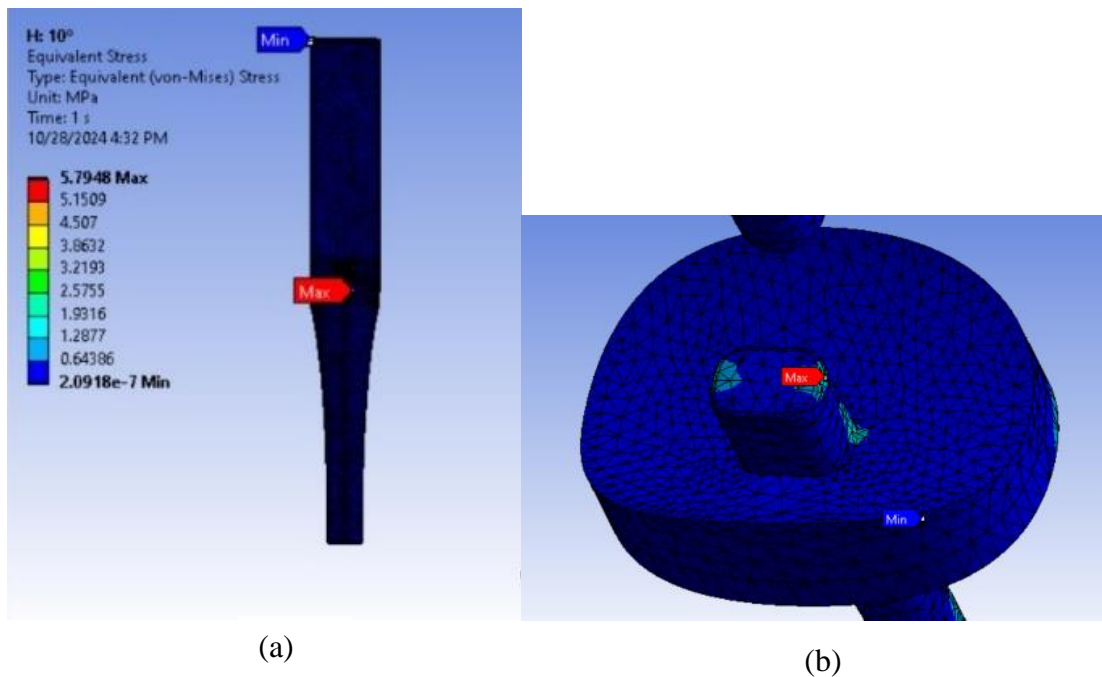


Figura 33-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 343N no ângulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 33 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num ângulo de 10°. A análise de tensões registra uma tensão equivalente máxima de 5,785 MPa, este aumento deve-se ao aumento do ângulo de flexão. A maior concentração de tensão é observada no inserto de polietileno, enquanto a tensão mínima ocorre na parte superior do osso. A distribuição de tensões na área de contato reforça a concentração de esforço nessa região crítica. Esses resultados sugerem que a prótese distribui bem as tensões, mantendo a integridade estrutural sob a carga e o ângulo aplicados.

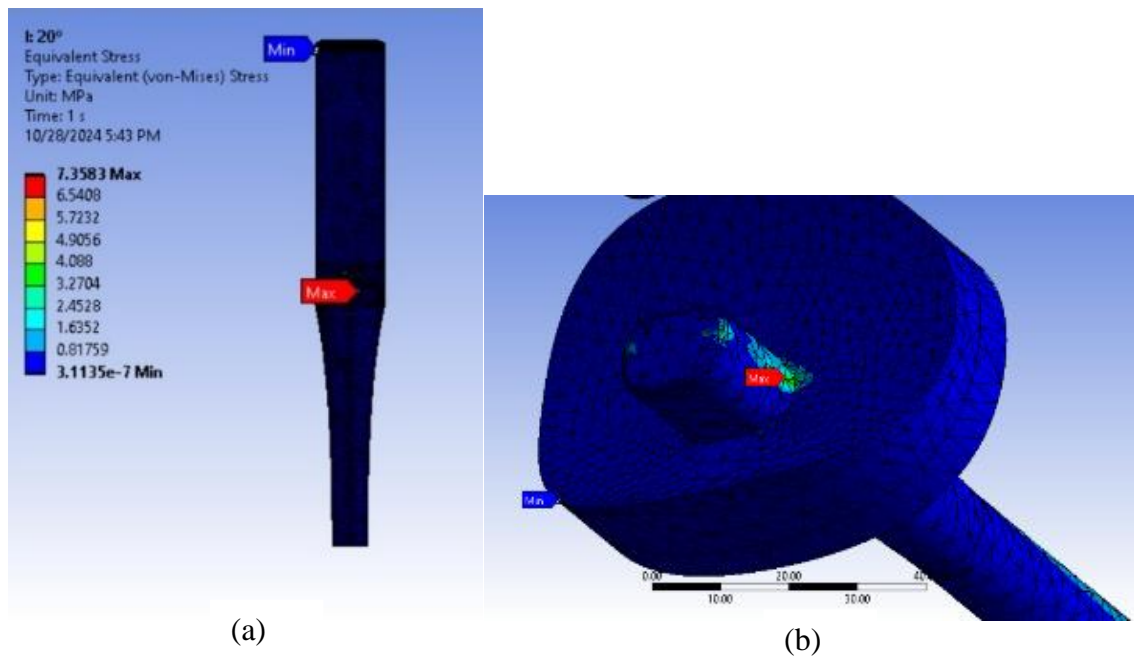


Figura 34-Tensão Equivalente Von-Misses com a com força aplicada de 343N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 34 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num angulo de 20°. Com o aumento do angulo de flexão para 20°, a tensão equivalente máxima registada foi de 7,358 MPa. Observa-se que a maior concentração de tensão ocorre no inserto de polietileno, mostra a distribuição de tensões na região de contato, evidenciando a concentração de esforços na área crítica, enquanto a tensão mínima está na parte superior. Esses resultados indicam uma distribuição eficiente das tensões, sem comprometimento estrutural da prótese sob as condições aplicadas.

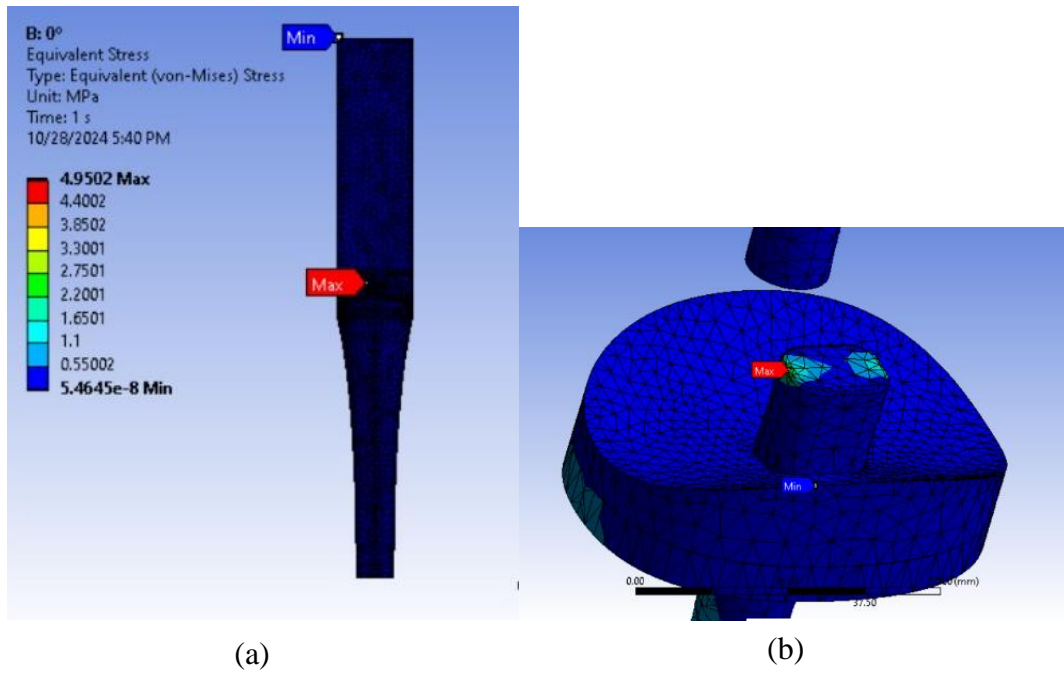


Figura 35- Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 416N no ângulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 35 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num ângulo de 0°. A análise de tensões registou uma tensão equivalente máxima de 4,950 MPa com o aumento da força aplicada. A maior concentração de tensão ocorre no inserto de polietileno, enquanto a tensão mínima é observada na parte superior. A figura 37 b) mostra a área de contato em maior detalhe, evidenciando a concentração de esforços na região crítica. Estes resultados indicam que a prótese lida eficientemente com a carga aplicada, sem evidenciar pontos de sobrecarga que comprometam sua integridade.

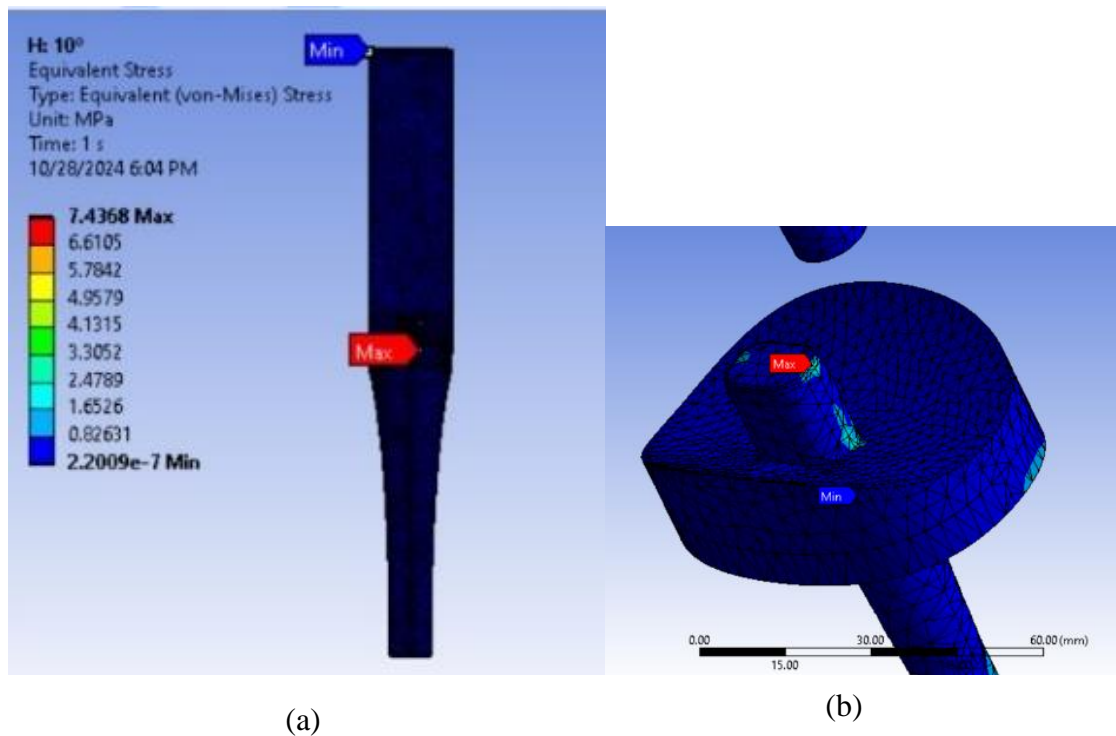


Figura 36- Tensão equivalente de Von-Mises com a com força aplicada de 416N no angulo de 10°.

A figura 36 representa as tensões de Von-Mises do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num angulo de 10°. A tensão equivalente máxima registada foi de 7,437 MPa. A figura 38 b) observa-se que a maior concentração de tensão ocorre no inserto de polietileno, enquanto a tensão mínima está na parte superior da prótese. Estes resultados demonstram que, apesar do aumento de carga e do ângulo, atenção aumenta, porém, a prótese permanece estruturalmente estável.

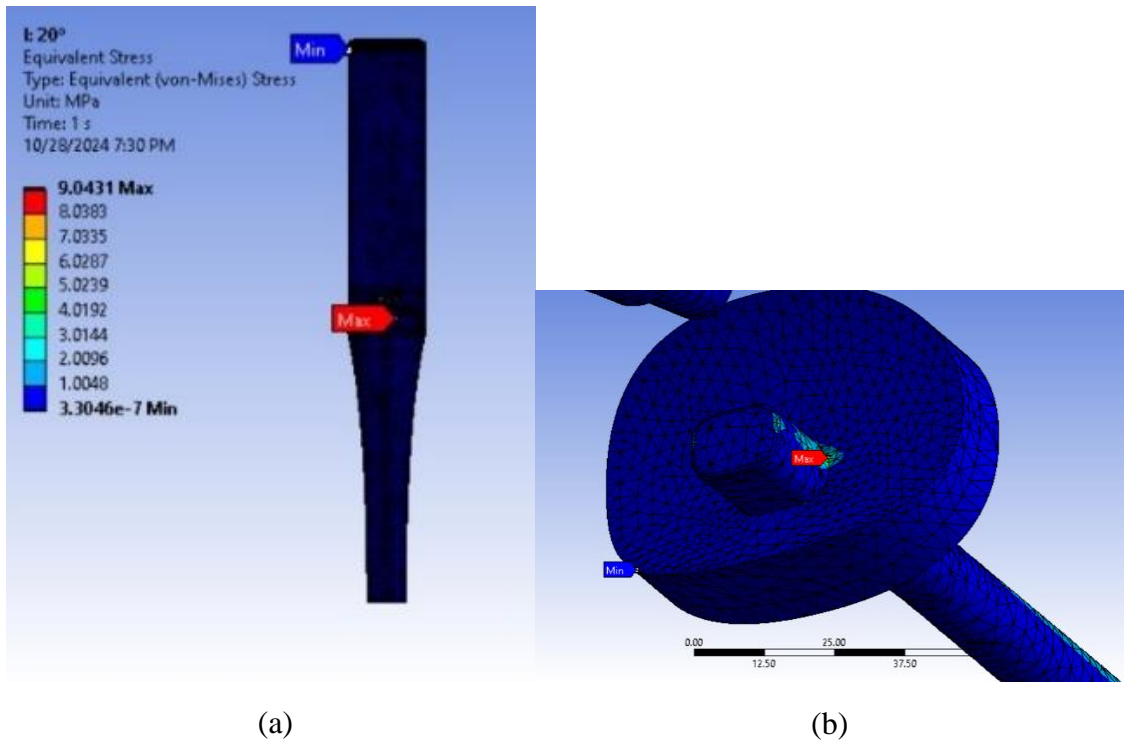


Figura 37-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 416N no angulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 37 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num angulo de 20°. A tensão equivalente máxima registada foi de 9,043 MPa. A figura 39 a) o conjunto prótese-osso, a maior concentração de tensão ocorre entre os componentes da prótese e a tensão mínima é observada na parte superior no osso. A figura 39 b) prótese isolada demonstra que o local exato onde ocorre a tensão máxima que é o no inserto de polietileno, destacando a área de maior esforço. Estes resultados sugerem que, apesar do aumento significativo de tensão devido à carga e ao ângulo aplicados, a prótese continua a suportar a carga sem falhas estruturais.

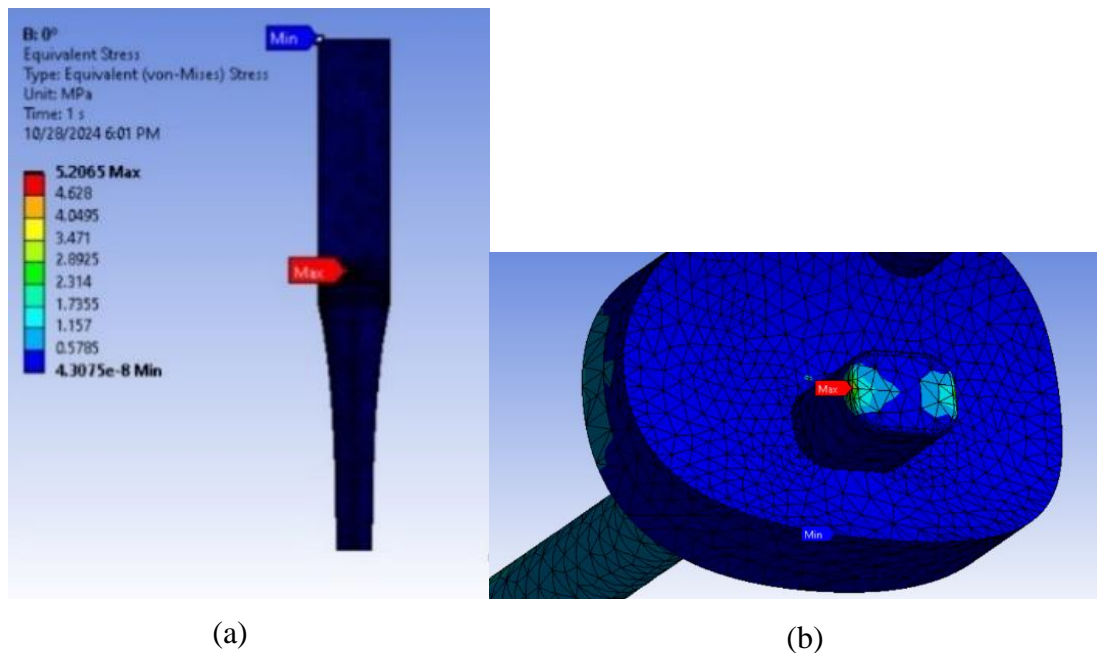
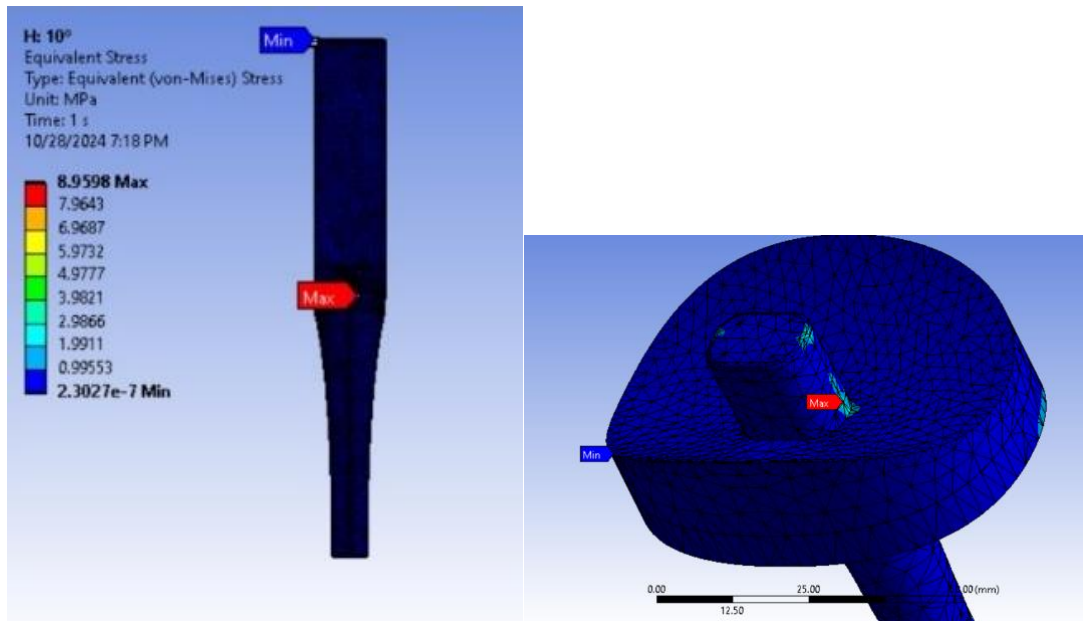


Figura 38-Tensão equivalente de Von-Misses de Stress com a com força aplicada de 490N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 38 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num angulo de 20°. A análise registou uma tensão equivalente máxima de 5,206 MPa. A figura 40 a) o conjunto prótese com osso, a maior concentração de tensão ocorre na interface entre a componente femoral e o inserto de polietileno, enquanto a tensão mínima é observada na parte superior no osso. A figura 40 b) a prótese isolada mostra a área de contato em maior detalhe, observa-se que a tensão máxima registada se encontra no inserto de polietileno, destacando a concentração de esforços na região crítica. Estes resultados sugerem que, apesar do aumento da carga, a prótese mantém sua integridade estrutural.



(a)

(b)

Figura 39-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 490N no ângulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 39 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num ângulo de 10°. A tensão equivalente máxima registada foi de 8,960 MPa. A figura 42 a) o conjunto prótese, observa-se que a maior concentração de tensão ocorre entre os componentes da prótese, enquanto a tensão mínima se localiza na parte superior da prótese no osso. A figura 42 b) prótese isolada (detalhe da interface) mostra a área de contato onde ocorre essa tensão máxima no inserto de polietileno. Estes resultados indicam que a prótese lida de forma eficiente com a carga e o ângulo aplicados, mantendo a estabilidade estrutural.

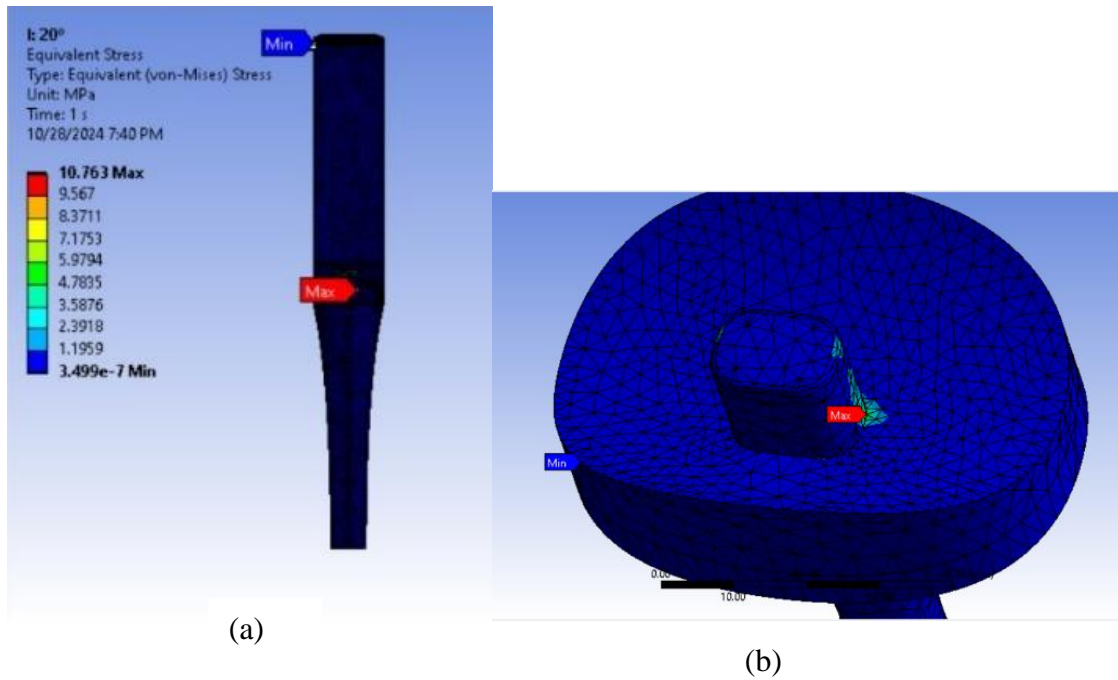


Figura 40-Tensão equivalente de Von-Misses com a com força aplicada de 490N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 40 representa as tensões de Von-Misses do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num ângulo de 20°. A tensão equivalente máxima registada foi de 10,763 MPa. No conjunto prótese-osso, observa-se que a maior concentração de tensão ocorre entre os componentes da prótese, enquanto a tensão mínima se localiza na parte superior no osso. Na prótese isolada (detalhe da interface) mostra a área de contato em maior detalhe, com a tensão máxima no inserto de polietileno, destacando a concentração de esforços na região crítica. Esses resultados indicam que o aumento do ângulo e da carga leva a um aumento significativo na tensão, embora a prótese continue a suportar a carga sem falhas estruturais.

4.3. Tensão de corte

A seguir, estão apresentados os resultados da análise da tensão de corte na prótese de joelho em conjunto com o osso e da prótese isolada, considerando as cargas aplicada de 343 N, 416 N e 390 N com os ângulos de flexão de 0°, 10° e 20°.

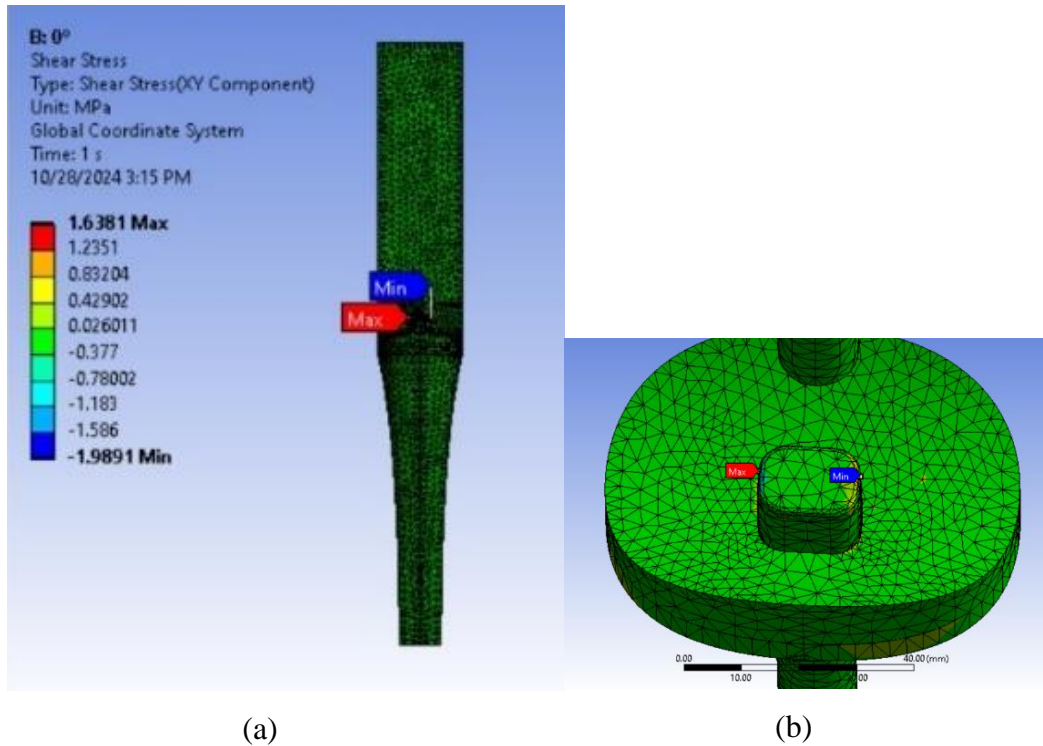


Figura 41- Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no ângulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 41 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num ângulo de 0°. A análise de tensão de corte (componente XY) mostra um valor máximo de 1,638 MPa. No conjunto osso-prótese a maior e a menos concentração de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada pode-se observar que as tensões estão concentradas no inserto de polietileno, evidenciando os pontos de esforço máximo e mínimos. Esses resultados indicam que a prótese é capaz de suportar a tensão de corte induzido pela carga aplicada sem comprometer a sua estabilidade estrutural.

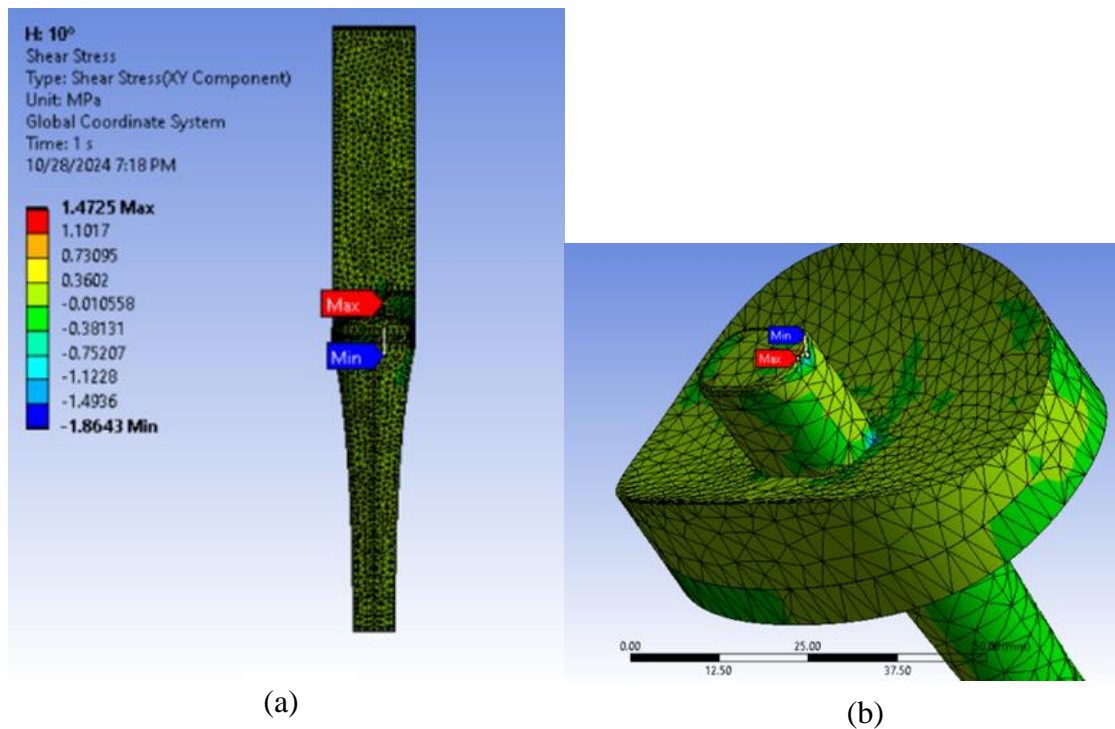


Figura 42- Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 42 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num angulo de 10°. A tensão de corte (componente XY) máxima registada foi de 1,472 MPa, observa-se que a maior e menor tensão de corte entre os componentes da prótese, principalmente no inserto de polietileno. Estes resultados indicam que, mesmo com a aplicação de um ângulo, a prótese mantém a estabilidade estrutural sob a carga aplicada.

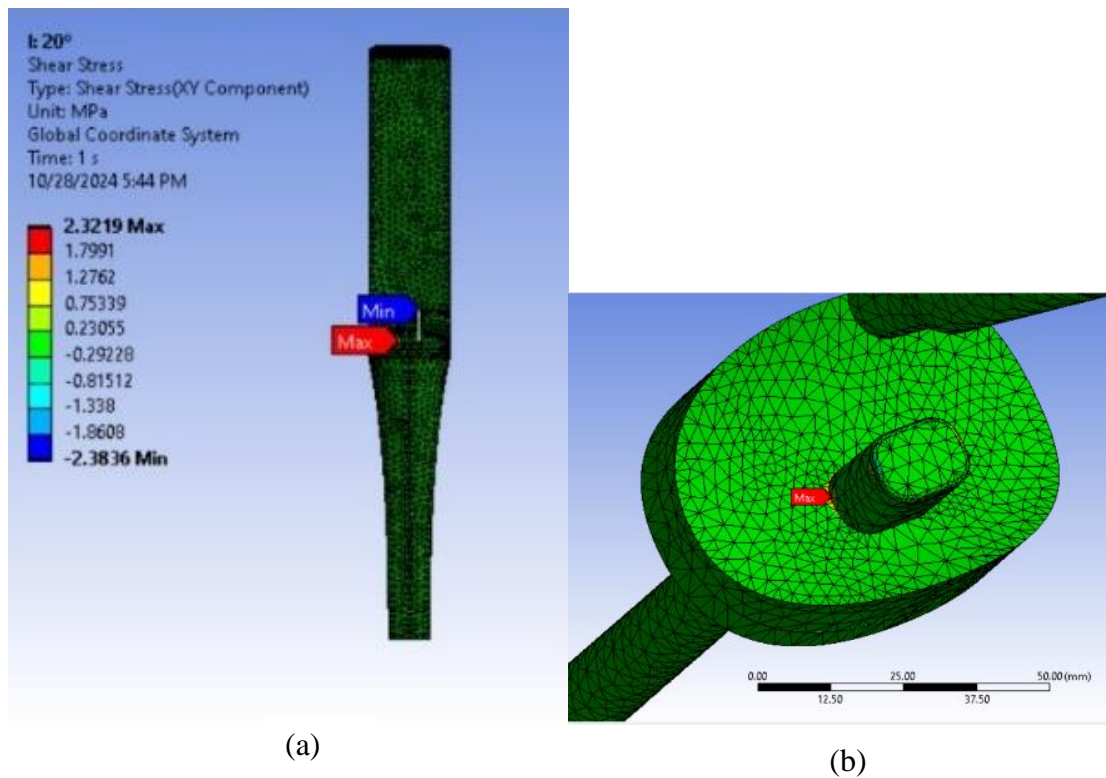


Figura 43-Tensão de corte com a com força aplicada de 343N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 43 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 343 N num ângulo de 20°. A tensão de corte (componente XY) máxima registada foi de 2,322 MPa, observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada e detalhe da interface, mostra onde ocorre a tensão máxima (inserto de polietileno) com as tensões concentradas na área de contato. Esses resultados indicam que o aumento do ângulo eleva as tensões de corte na prótese, mas a estrutura ainda demonstra capacidade de suportar a carga sem comprometimento estrutural.

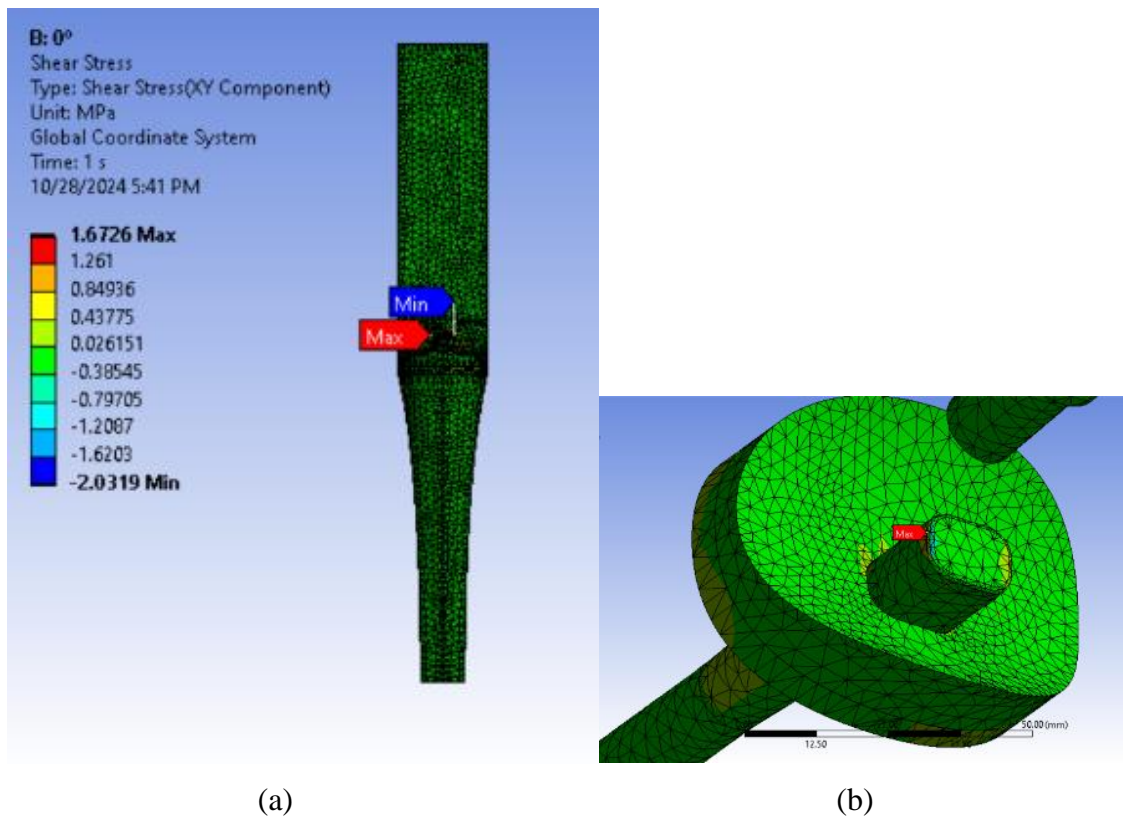


Figura 44- Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 44 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num angulo de 0°. A análise de tensão de corte (componente XY) registou um valor máximo de 1,673 MPa. No conjunto prótese com osso, observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada e (detalhe da interface), vê-se claramente o local com a tensão máxima e a distribuição das tensões de corte. A prótese suporta adequadamente a tensão de corte gerado pela carga, mantendo a integridade estrutural.

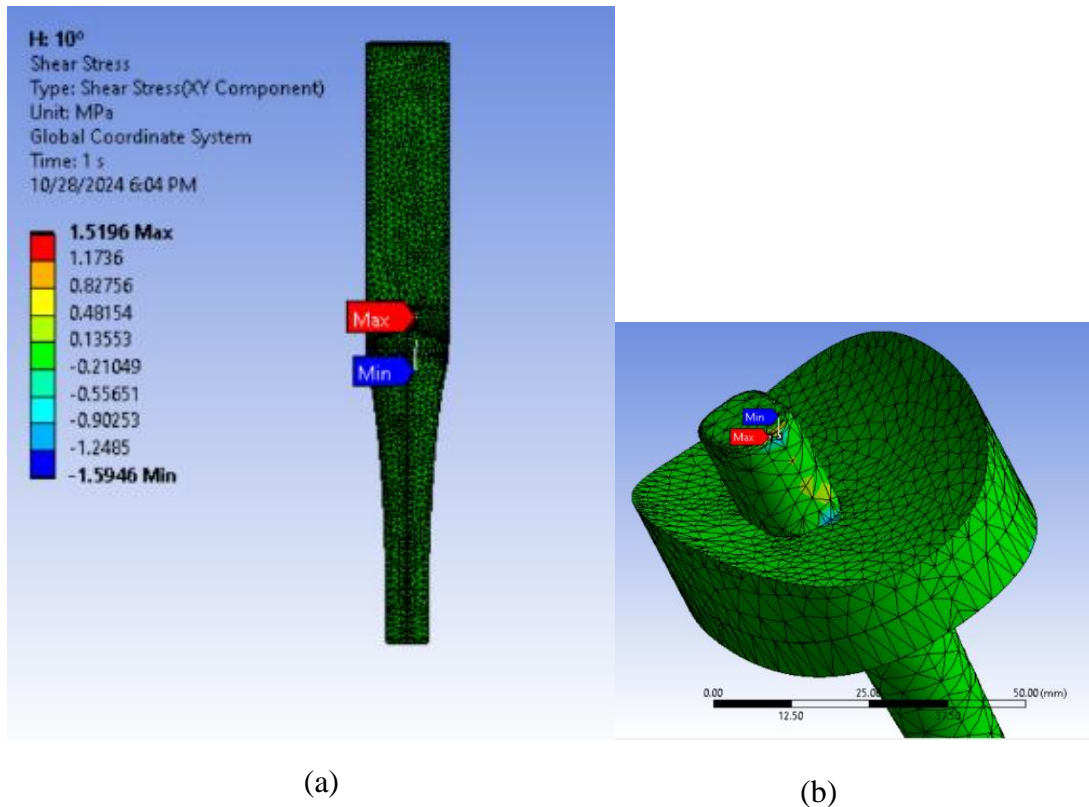


Figura 45-Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 45 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num angulo de 10°. A análise de tensão de corte (componente XY) registou uma tensão máxima de 1,5196 MPa. Observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada demonstra claramente que essas tensões ocorrem no inserto de polietileno. O aumento do ângulo eleva as tensões de corte na prótese, mas a estrutura ainda demonstra capacidade de suportar a carga sem comprometimento estrutural.

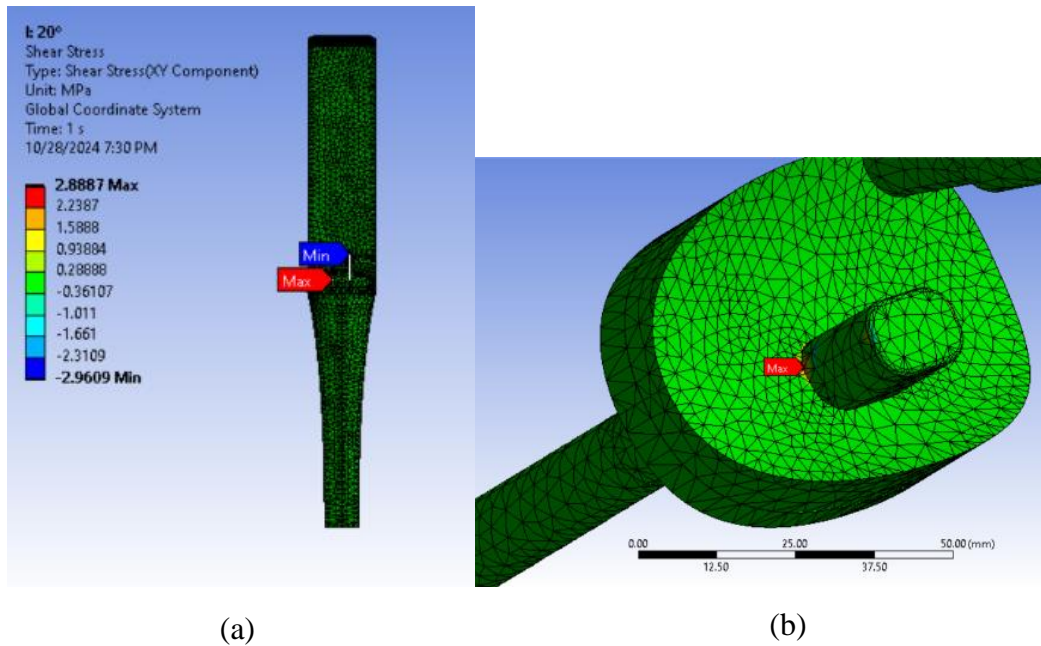
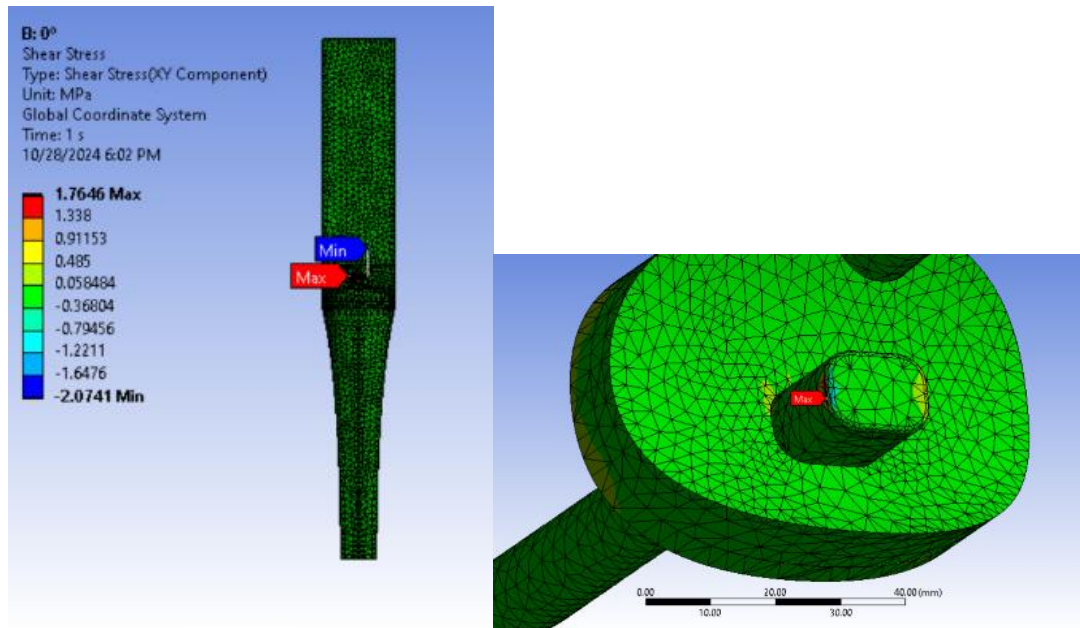


Figura 46-Tensão de corte com a com força aplicada de 416N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 46 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 416 N num ângulo de 20°. A tensão de corte (componente XY) máxima registada foi de 2,8887 MPa, observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada (detalhe da interface), a distribuição das tensões de corte segue o mesmo padrão, com as tensões concentradas na área de contato. Esses resultados mostram que o aumento do ângulo e da carga leva a um aumento nas tensões de corte, mas a prótese ainda mantém sua integridade estrutural.



(a)

(b)

Figura 47-Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no angulo de 0° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 47 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num angulo de 0°. Registou uma tensão máxima de 1,765 MPa, observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. Na prótese isolada (detalhe da interface) mostra o local exato onde ocorre a máxima tensão (inserto de polietileno). A prótese é capaz de suportar o aumento da carga sem comprometer sua integridade estrutural.

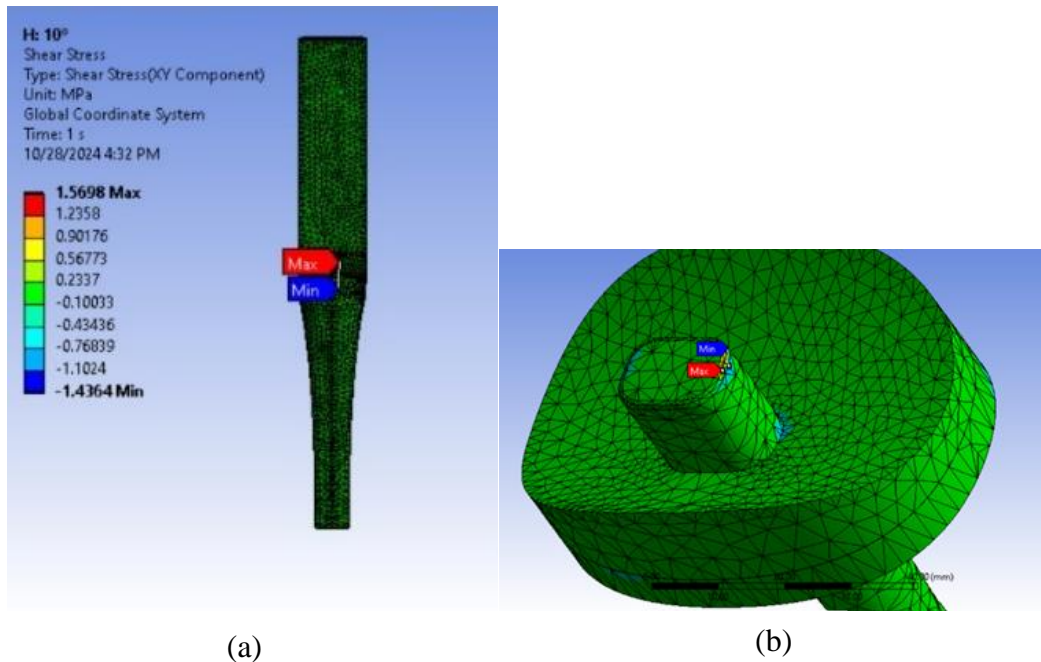
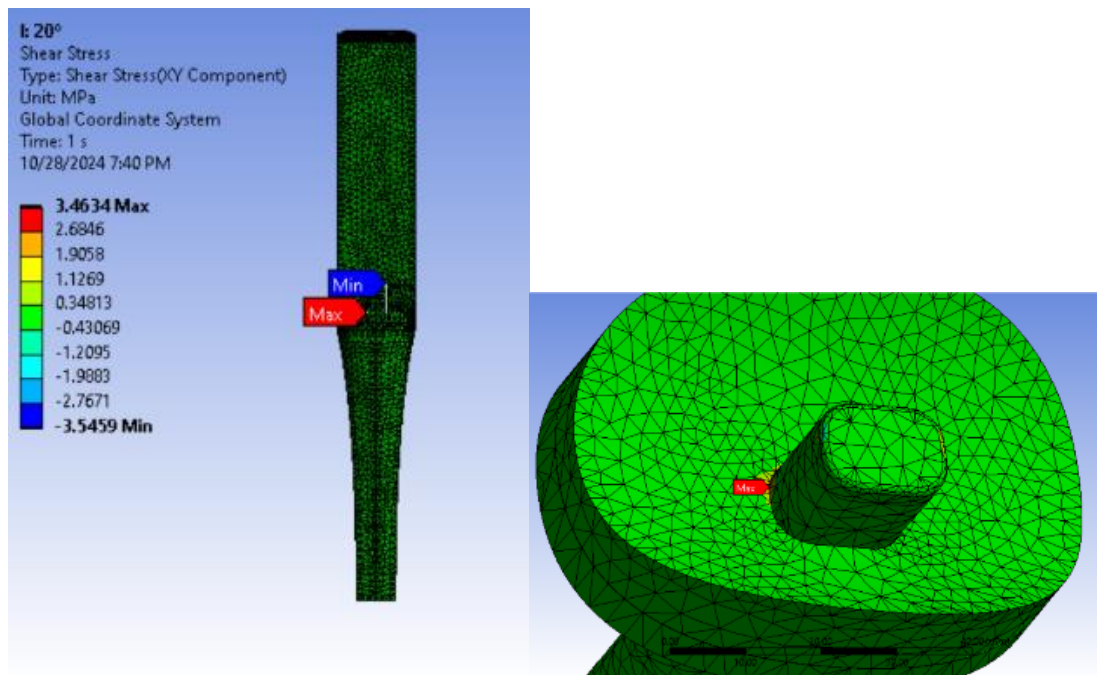


Figura 48- Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no angulo de 10° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 48 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num angulo de 10°. A análise de tensão de corte (componente XY) registou uma tensão máxima de 1,5698 MPa, observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. No detalhe da interface (prótese isolada), demonstra que o local onde ocorre é no inserto de polietileno, a prótese mantém sua integridade estrutural sob.



(a)

(b)

Figura 49- Tensão de corte com a com força aplicada de 490N no ângulo de 20° para o conjunto prótese-osso a) e detalhe da prótese isolada b).

A figura 49 representa as tensões de corte do conjunto prótese-osso e da prótese isolada com uma força aplicada de 490 N num ângulo de 20°. A análise de tensão de corte (componente XY) registou uma tensão máxima de 3,463 MPa. Observa-se que a maior e menor concentração de tensão de corte ocorre entre os componentes da prótese. O padrão de distribuição das tensões de corte é consistente, com as tensões mais altas concentradas na área de contato (inserto de polietileno). Esses resultados indicam que, mesmo sob condições de carga e ângulo máximos, a prótese mantém a integridade estrutural frente às tensões de corte aplicadas.

Capítulo 5 - Discussões dos resultados

Nesta seção, serão discutidos os principais resultados obtidos, incluindo o deslocamento total, a tensão de Von-Mises e a tensão de corte.

Deslocamento total

Na Figura 50, será apresentada o deslocamento máximo em relação a força aplicada e ao ângulo, permitindo visualizar como esses fatores influenciam o comportamento da estrutura analisada.

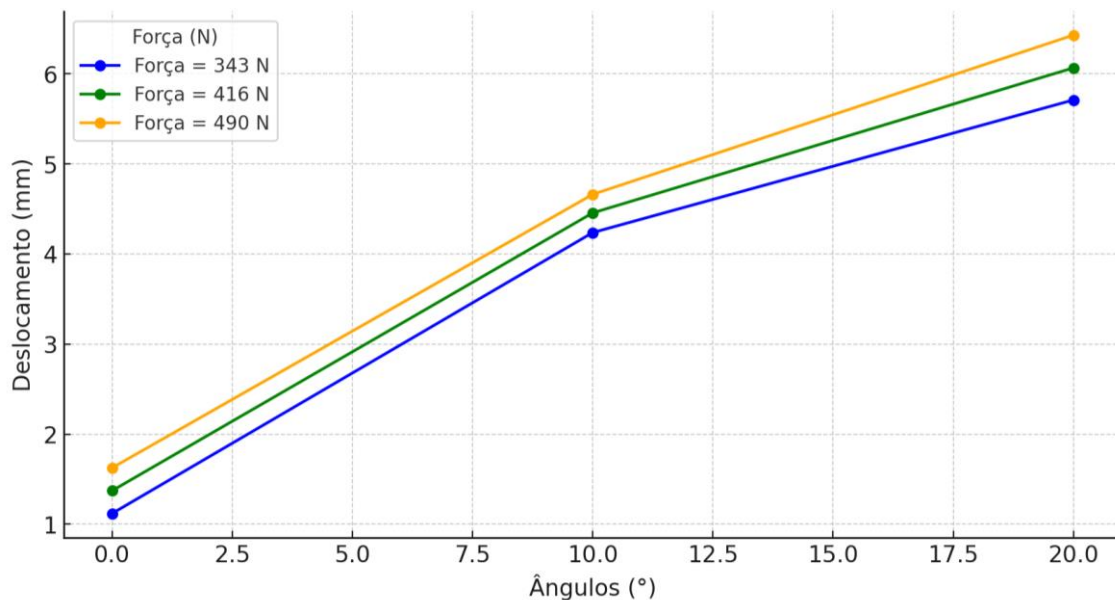


Figura 50-Gráfico do deslocamento em função do ângulo e da força aplicada

Os resultados mostram que o deslocamento na prótese de joelho é influenciado tanto pela força aplicada quanto pelo ângulo de flexão. Observou-se um padrão consistente em que o deslocamento aumenta com o aumento do ângulo, independentemente do valor da força. Esse comportamento sugere que ângulos maiores impõem uma distribuição de carga menos favorável, elevando as tensões internas e, conseqüentemente, o deslocamento na prótese.

Para as três forças analisadas (343 N, 416 N e 490 N) e os três ângulos de flexão (0°, 10° e 20°), o menor deslocamento foi registrado na posição ortostática, com ângulo de 0° e

força de 343 N, resultando em um valor de 1,119 mm. Esse valor está dentro dos limites estipulados pelas normas para próteses de joelho (ASTM F2083-12, ISO 14243-1:2009) garantindo segurança e funcionalidade.

Por outro lado, o maior deslocamento foi observado no ângulo máximo testado, 20°, com um valor de 6,429 mm. Embora esse valor seja relativamente alto para uma prótese de joelho, ele permanece dentro dos limites aceitáveis para ângulos elevados (Becker, Moré, & Roesler, 2015).

Esse comportamento está de acordo com o esperado para dispositivos de suporte mecânico, onde ângulos maiores, normalmente, representam condições mais severas de carga, devido ao aumento do braço de alavanca e à distribuição desigual de tensões. Essas características confirmam a relevância do controle de ângulos de flexão em próteses para garantir a estabilidade e minimizar o desgaste ao longo do tempo.

Tensão Equivalente de Von-Mises

Na Figura 51, será apresentada a tensão equivalente de Von-Mises máxima em função do ângulo e da força aplicada, proporcionando uma análise de como esses parâmetros afetam o estado de tensão na estrutura estudada.

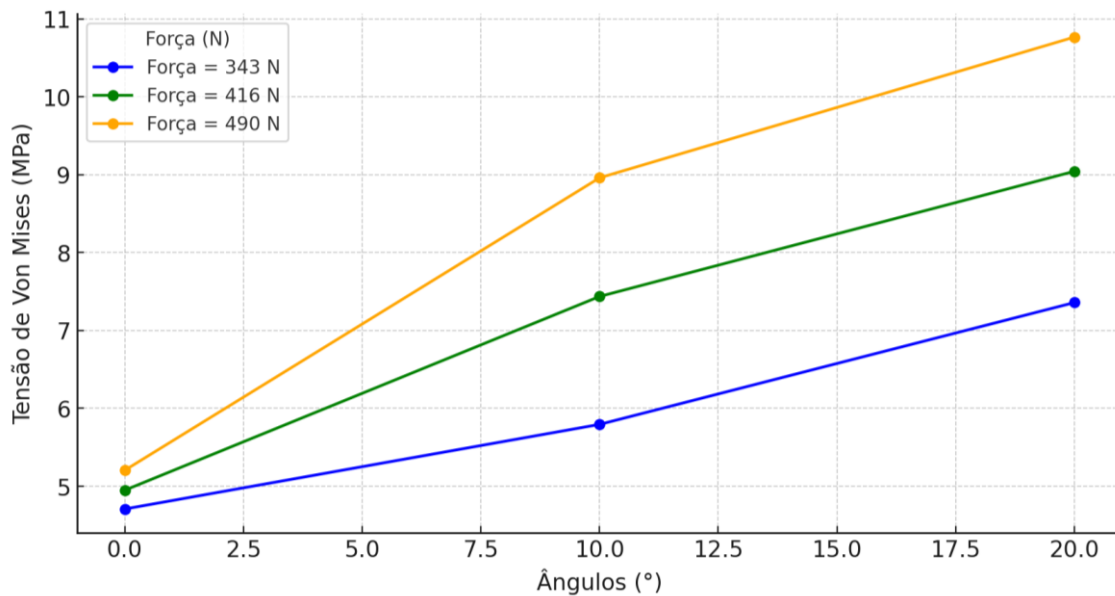


Figura 51-Gráfico da tensão de von-mises em função do ângulo e da força aplicada.

Os dados obtidos mostram que a tensão equivalente de Von-Mises aumenta com o incremento do ângulo de flexão e da força aplicada. Para uma mesma força, observa-se um crescimento da tensão conforme o ângulo varia de 0° a 20°. Este comportamento sugere que a aplicação de força em ângulos maiores gera concentrações adicionais de tensão, um fator relevante para a resistência do material quando submetido a cargas oblíquas.

Comparando as tensões em diferentes forças para um mesmo ângulo, nota-se uma tendência de aumento proporcional da tensão com o incremento da força. Este comportamento indica uma resposta linear do material dentro do intervalo analisado, sugerindo que o material se mantém em regime elástico e que a tensão aumenta de forma consistente com a intensidade da força.

A maior tensão equivalente, 10,77 MPa, foi observada para a força de 490 N aplicada a um ângulo de 20°, o que confirma que o ângulo e a força, quando combinados, impactam diretamente a tensão resultante. Este valor de 10,77 MPa não é considerado problemático, pois os valores da tensão de cedência do UHMWPE (polietileno de ultra-alto peso molecular) são de 17 MPa, o que não ultrapassa estes limites.

Estes resultados reforçam a importância de considerar, não apenas, a magnitude da carga, mas também a direção de aplicação da força. Em particular, forças aplicadas em ângulos

elevados tendem a induzir maiores tensões, o que deve ser antecipado para evitar falhas estruturais na prótese.

Tensão de Corte

Na Figura 52, será apresentada a tensão de corte máxima em função do ângulo e da força aplicada, permitindo observar como esses fatores influenciam o comportamento de corte na estrutura analisada.

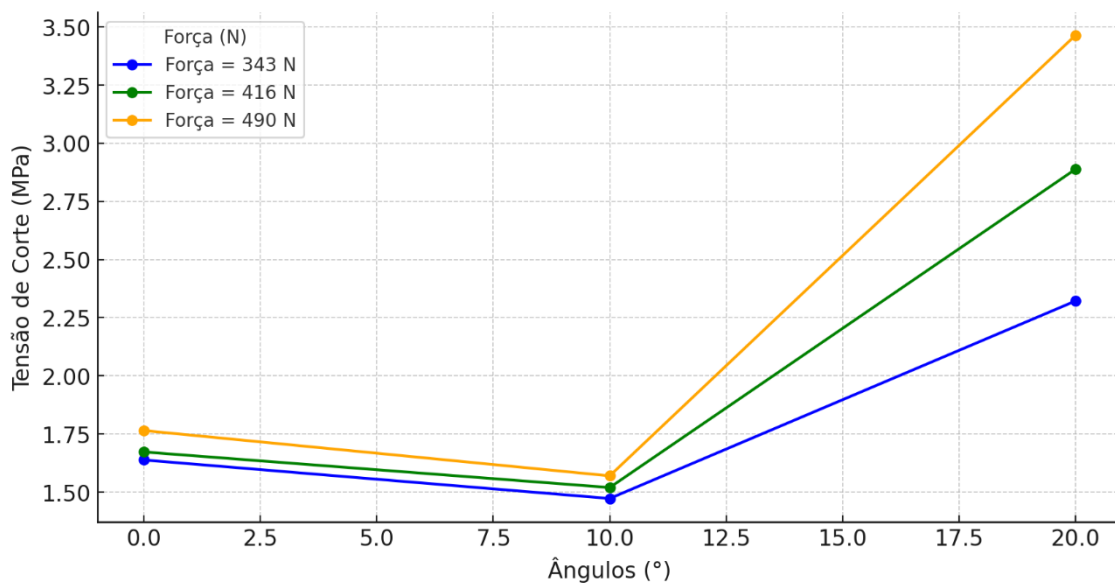


Figura 52-Gráfico da tensão de corte em função do ângulo e da força aplicada.

Esses resultados mostra a tensão de corte em função do ângulo de flexão para uma prótese de joelho, sob três diferentes forças aplicadas: 343 N, 416 N, e 490 N.

Observa-se que as tensões de corte aumentam com a carga aplicada em todos os ângulos. A maior tensão de corte registado foi de 3.46 MPa no ângulo de 20° e com a força de 490 N.

No ângulo de 0°, o contato entre os componentes da prótese é mais alinhado e a distribuição de carga é uniforme o que faz com que a tensão de corte seja mínima neste ângulo, pois a força é distribuída de maneira mais eficiente.

No ângulo de 10°, há um deslocamento que altera o ponto de contato, possivelmente, reduzindo a área de contato momentaneamente. Isso reduz a tensão de corte, já que a

carga não está distribuída de maneira uniforme na superfície da articulação. Esse comportamento também pode ser influenciado pelo atrito baixo (0,1), permitindo um leve deslizamento.

No ângulo de 20°, o desalinhamento é maior, e a área de contato concentra-se numa região menor. Com a mesma força aplicada, a tensão de corte aumenta porque a carga é concentrada numa área mais restrita, levando ao pico de tensão de corte observado.

Essas observações sugerem que a queda na tensão de corte aos 10° pode realmente estar associada à redistribuição da carga nos pontos de contato e ao comportamento dinâmico da articulação com a prótese, especialmente devido ao material e ao baixo coeficiente de atrito.

Capítulo 6- Conclusão e trabalhos futuros

Os resultados obtidos demonstram como a tensão equivalente de Von-Mises, a tensão de corte e os deslocamentos variam significativamente com o ângulo e a força aplicada nos materiais estudados: Ti-6Al-4V, UHMWPE e osso cortical ortotrópico. Essas variações são especialmente críticas para o desempenho em aplicações ortopédicas e biomédicas, onde a resistência a tensões e a capacidade de suportar deslocamentos controlados são essenciais para evitar falhas mecânicas.

O Ti-6Al-4V, conhecido pela sua elevada resistência mecânica e excelente biocompatibilidade, apresentou um aumento previsível da tensão equivalente de Von-Mises, de corte e do deslocamento com o aumento do ângulo e da força. Mesmo sob condições de carga elevadas, os valores mantiveram-se dentro dos limites elásticos esperados, confirmando a adequação do Ti-6Al-4V para componentes que suportam forças oblíquas e altas tensões, como em próteses articulares, onde é crucial suportar cargas elevadas sem comprometer a integridade estrutural.

O UHMWPE, embora mais suscetível a deformações quando comparado ao titânio, demonstrou um comportamento elástico linear nas condições simuladas, com valores de tensão de corte e deslocamento adequados para superfícies de articulação. A capacidade do UHMWPE de absorver e distribuir tensões através de deslocamentos controlados é essencial em locais de articulação, onde o atrito e o impacto repetitivo são determinantes. O comportamento do UHMWPE sob diferentes ângulos confirma sua eficácia em reduzir as tensões transmitidas ao osso, proporcionando amortecimento e contribuindo para a longevidade da prótese.

O osso cortical ortotrópico, por sua vez, exibiu respostas de tensão de corte e deslocamento que refletem a sua função biológica de suportar cargas de compressão e tensão dentro de limites fisiológicos. Os resultados indicam que, apesar da sua menor resistência, comparado ao Ti-6Al-4V, o osso cortical é eficaz na distribuição de tensões e no suporte a deslocamentos seguros sob forças de baixa intensidade e ângulos menores, garantindo o suporte estrutural essencial para o funcionamento da prótese.

Conclui-se que a combinação desses materiais em dispositivos ortopédicos maximiza os benefícios individuais de cada um: a alta resistência e biocompatibilidade do Ti-6Al-4V, a flexibilidade e baixo atrito do UHMWPE, e a capacidade do osso cortical de absorver e

distribuir cargas. Essa combinação de materiais contribui para um desempenho equilibrado em termos de resistência, durabilidade, biocompatibilidade e controle de deslocamento, reduzindo o risco de falhas estruturais e prolongando a vida útil dos implantes. Os resultados evidenciam a importância de uma seleção cuidadosa de materiais em aplicações ortopédicas, onde a interação entre diferentes componentes sob cargas complexas e ângulos variados é crucial para a segurança e eficácia dos dispositivos implantáveis.

Trabalhos Futuros

Em termos de trabalhos futuros e melhorias desta dissertação, sugere-se a realização dos seguintes estudos:

1. Realizar testes experimentais em próteses físicas para validar os resultados das simulações numéricas. A comparação entre os dados experimentais e os resultados de elementos finitos permitirá avaliar a precisão do modelo e ajustar parâmetros.
2. Considerar simulações que envolvam ciclos de carga para avaliar a resistência à fadiga dos materiais, especialmente do UHMWPE, que é mais suscetível a deformações e desgaste.
3. Investigar o desempenho de outros materiais biomédicos e revestimentos de superfície que possam melhorar a durabilidade e reduzir o desgaste, como revestimentos cerâmicos ou polímeros de baixo atrito.
4. Considerar simulações que envolvam movimentos complexos, como rotação e flexão combinada, para avaliar o desempenho da prótese em uma gama maior de atividades cotidianas.
5. Incorporar modelos que representem o comportamento dos tecidos moles (músculos, tendões e ligamentos) ao redor da articulação do joelho. A análise da interação entre a prótese e os tecidos circundantes pode fornecer insights adicionais sobre o conforto e a estabilidade do implante.

Referencias. Bibliográficas

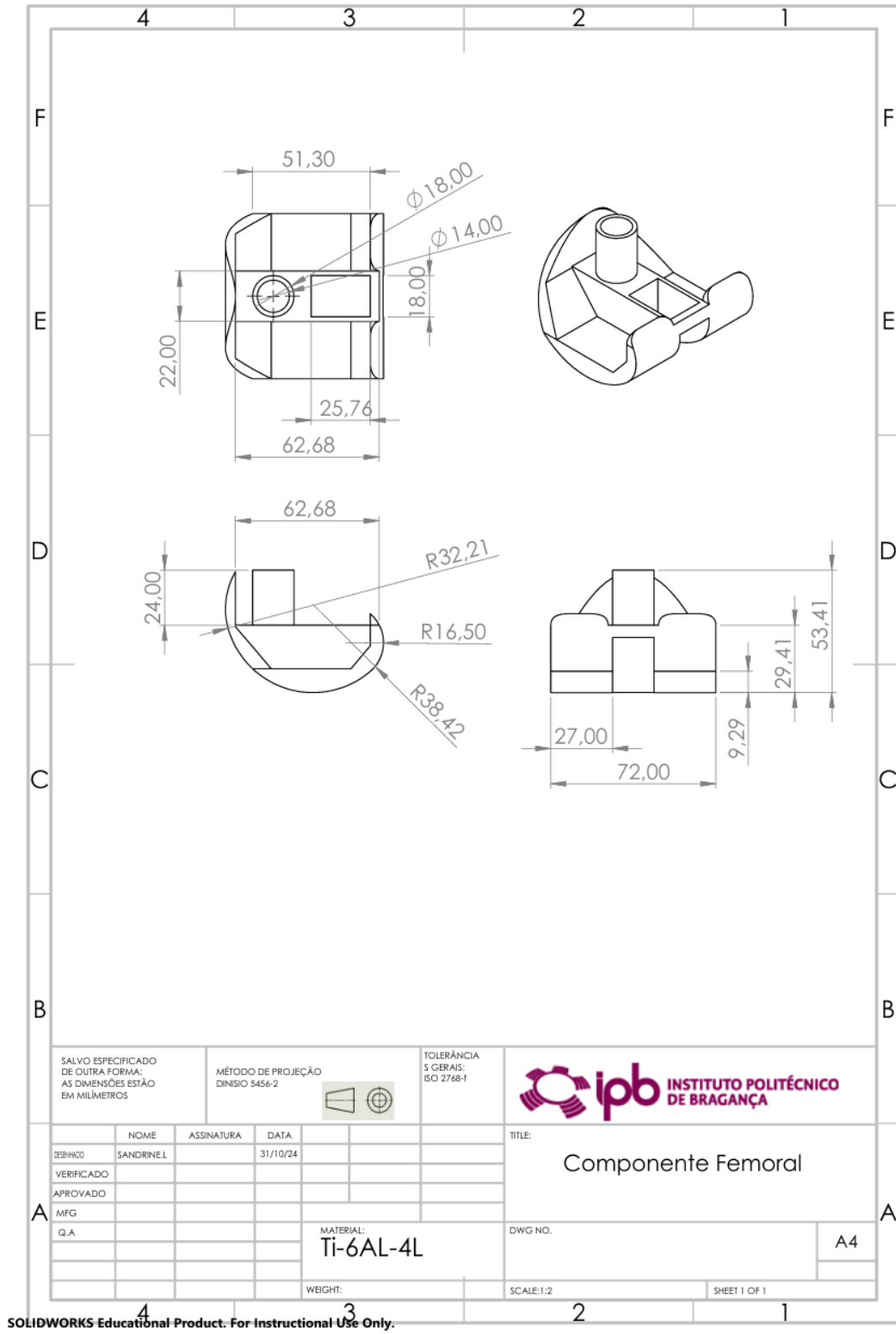
- Anuar, M. A., Todo, M., Nagamine, R., & Hirokawa, S. (Julho de 2014). Dynamic Finite Element Analysis of Mobile Bearing Type Knee-Prosthesis under Deep Flexional Motion.
- Arab, A. Z., Merdji, A., Benaissa, A., Roy, S., Bouiadjra, B.-A. B., Layadi, K., . . . Mukdadi, O. M. (Março de 2020). Finite-Element analysis of a lateral femoro-tibial impact on the total. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* .
- Argetna, M. A. (2012). *Resistência dos Materiais I*. Universidade Federal do Paraná .
- Becker, J. C., Moré, A., & Roesler, C. R. (Maio de 2015). Levantamento de parâmetros quantitativos da estabilidade biomecânica do joelho humano.
- Calafeteanu, D., Tarnita, D., & Tarnita, D. (Outubro de 2015). Numerical Simulations of 3D Model of Knee-prosthesis Assembly with.
- Clevelandclinic. (18 de 7 de 2023). *Knee Replacement*. Obtido de <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/8512-knee-replacement>
- Costa, V. I. (2008). *Anatomia geral humana*.
- Cury, A. A. (s.d.). *Critérios de falha*.
- DDr. Christian Albrecht. (s.d.). *DDr. Christian Albrecht, Knee specialist Priv.-Doz.* . Obtido de Knee replacement, knee prosthesis: <https://www.knieschmerzen-wien.at/knee-replacement-en.html>
- Dutra, M. S., Naka, M. H., Oliveira, S. J., & Cruz, V. C. (Agosto de 2002). Estudo do desgaste e do atrito na articulação natural e artificial do joelho humano.
- ESSS. (2024). *Ensaio de Fadiga: como prevenir e eliminar problemas de fadiga em campo*. Obtido de ESS.
- Fernandes, I. (2016). *Avaliação Biomecânica de Prótese do Joelho sob Influência*.
- Filho, A. L. (2015). *Determinação da vida infinita em fadiga do aço estrutural DIN 34CrNiMo6*.
- Hall, S. J. (2014). *Basic Biomechanics*.
- Hinckel, B., MD, Demange, M. K., Gobbi, R. G., Pécora, j. R., & Camanho, G. L. (2016). The effect of mechanical varus on anterior cruciate ligament and lateral collateral ligament stress: finite element analyses.
- Hsu, H., & Siwec., R. M. (24 de July 24 de 2023). *Knee Arthroplasty*. Obtido de National Library of Medicine - National Institutes of Health: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507914/>

- Iberê Datti. (2019). *Revisão de protese do joelho*. Obtido de <https://iberedatti.com.br/revisao-de-protese-de-joelho/>
- Janeceka, M., Novýb, F., Harcubaa, P., Stráskýa, J., Trskoc, L., & Mhaeded, M. (2015). Júnior, B. (2020). *Anatomia humana sistemática básica*. UNIVASF.
- Keça, P., & Gajewski, J. (2019). The modelling and strength analysis of the endoprosthesis.
- Konada, N. K., & Koka Naga Sai, S. (Agosto de 2022). Finite element analysis on prosthetic leg. *Journal of Mechanical and Energy Engineering*.
- Leonardo Dallas Rocha Tomaz - Ortopedia. (s.d.). *Prótese de Joelho*. Obtido de Leonardo Dallas Rocha Tomaz - Ortopedia: <https://drleonardorochathomaz.com.br/protese-de-joelho/>
- Mallesh, G., & Sanjay, S. (Agosto de 2012). Finite Element Modeling and Analysis of Prosthetic.
- Marieb, E. N., Wilhelm, P. B., & Jon, M. (2014). *Anatômica Humana*.
- Mascia, N. T. (2006). *Teoria das deformações*.
- Masouros, S. D., Bull, A. M., & Amis, A. A. (2010). Biomechanics of the knee joint.
- Mendes, G. (2017). *Novo método de avaliação de desgaste de componente de polietileno de próteses totais do joelho*.
- Operarme Surgery Specialists. (30 de 7 de 2024). *Components of a knee prosthesis*. Obtido de Operarme Surgery Specialists: <https://www.operarme.com/blog/components-of-a-knee-prosthesis/>
- Orthoinfo. (Setembro de 2021). *Knee Replacement Implants*. Obtido de Orthoinfo: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/knee-replacement-implants/>
- Physiopedia. (s.d.). *Total Knee Arthroplasty*. Obtido de Physiopedia: https://www.physio-pedia.com/Total_Knee_Arthroplasty
- Rawal, B. R., Yadav, A., & Pare, V. (2016). Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear. *3rd International Conference on Innovations in Automation and Mechatronics Engineering*.
- Richter-Trummer, V., Moreira, P. M., Ribeiro, J., & Castro, P. M. (2011). The contour method for residual stress determination applied to anAA6082-T6 friction stir butt weld. *Materials Science Forum Vol. 681 (2011) pp 177-181*.
- Samadhiya, S., Yadav, A., & Rawal, B. (Junho de 2014). Biomechanical Analysis of Different Knee Prosthesis Biomaterials.
- Saúde, M. (2013). *Posição anatômica e nomenclatura*. LIDEL.

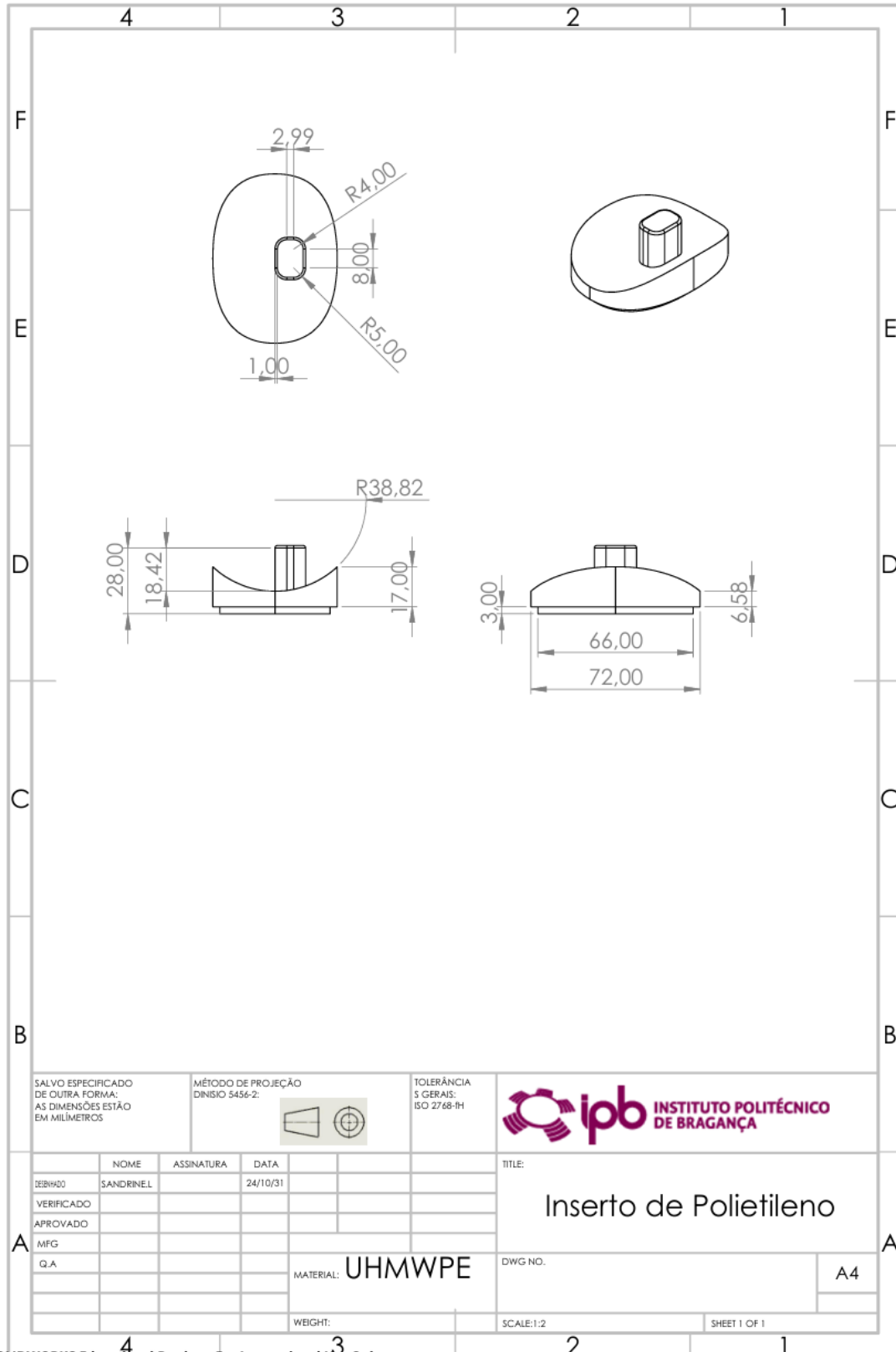
- Seabra, E., Moura, S., & Oliveira, S. (2016). Atrito e desgaste. *Tribologia*.
- Seyedhamidreza, S. S. (2024). Numerical investigation of knee prosthesis stresses in daily.
- Shashishekar, C., Prashanta, & Sanjay, S. (Setembro de 2021). Experimental Analysis of Prosthetic Knee Joint. Science Direct. (2007). Numerical Methods for Stress Wave Propagation.
- Silva, V. V. (2017). *Aplicação de biomateriais em ortopedia e engenharia de tecido*. Revista Saúde e Meio Ambiente – RESMA, Três Lagoas.
- Sobotta, J. (2000). *Atlas da Anatomia Humana*.
- Souza, A., Marques, E., Balsa, C., & Ribeiro, J. (2020). Characterization of shear strain on PDMS: Numerical and experimental approaches. *Applied sciences, Volume 10, N°9, pp.3322, 2020*.
- Strandring, S. (2016). *Gray's anatomy*. ELSEVIER.
- Tecchio, D. (2019). *Modelagem e análise tridimensional de prótese de joelho*.
- Teixeira, C., Fonseca, E., & Barreira, L. (2016). Avaliação da resistência do colo do fêmur utilizando o modelo de elementos finitos.
- Xavier, T. T. (2014). *Ligas de Titânio para Implantes Ortopédicos*.

Anexos

Desenho de definição SOLIDWORKS®



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.



SALVO ESPECIFICADO DE OUTRA FORMA: AS DIMENSÕES ESTÃO EM MILÍMETROS

MÉTODO DE PROJEÇÃO DINISIO 5456-2:

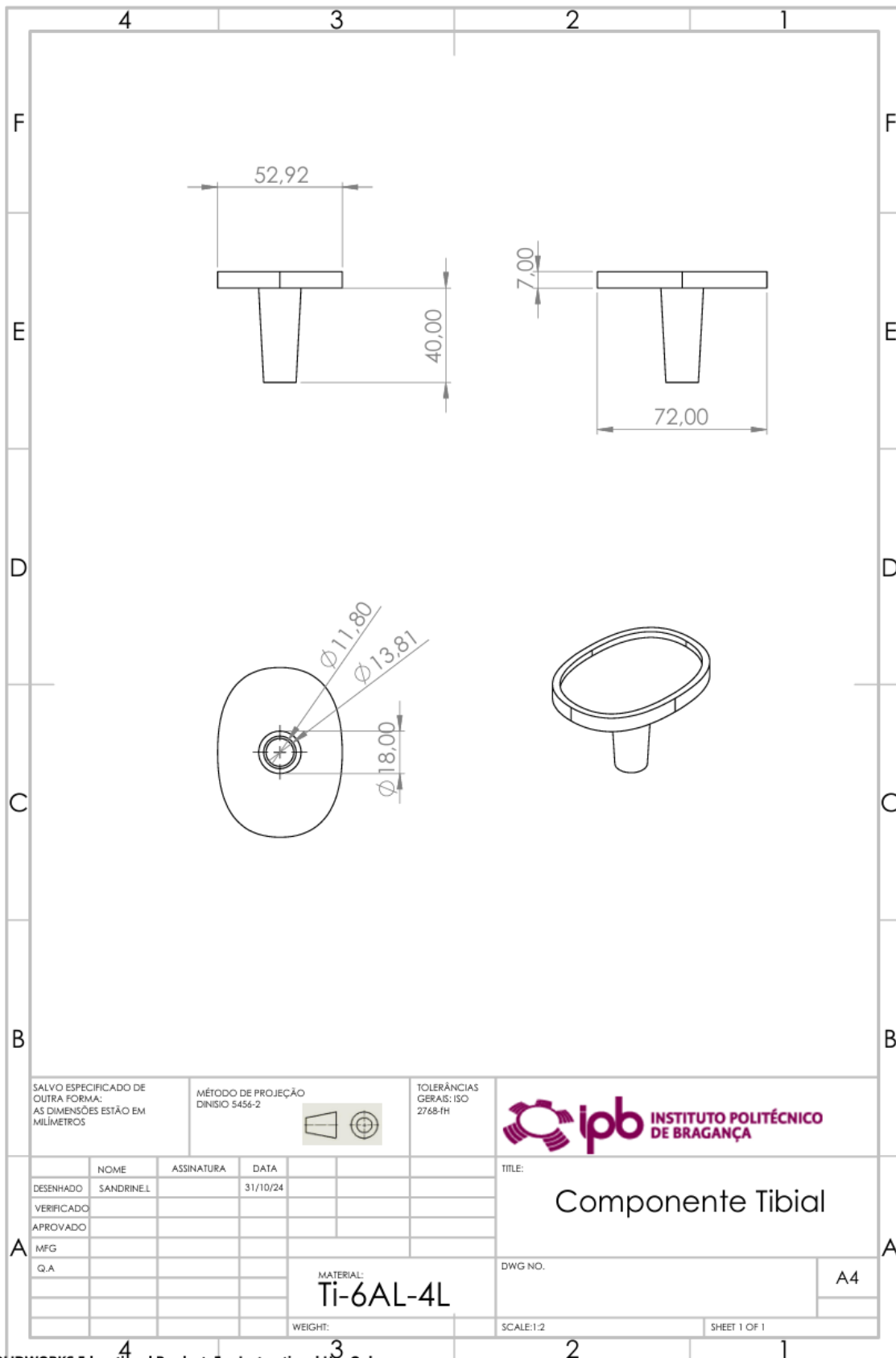


TOLERÂNCIAS GERAIS: ISO 2768-1H



	NOME	ASSINATURA	DATA
DESENHADO	SANDRINEL		24/10/31
VERIFICADO			
APROVADO			
MFG			
Q.A			

TITLE:	Inserto de Polietileno
DWG NO.	A4
WEIGHT:	
SCALE:1:2	
SHEET 1 OF 1	



SALVO ESPECIFICADO DE OUTRA FORMA: AS DIMENSÕES ESTÃO EM MILÍMETROS

MÉTODO DE PROJEÇÃO DINISIO 5456-2



TOLERÂNCIAS GERAIS: ISO 2768-FH



	NOME	ASSINATURA	DATA
DESENHADO	SANDRINE L		31/10/24
VERIFICADO			
APROVADO			
MFG			
Q.A			

TITLE:

Componente Tibial

DWG NO.

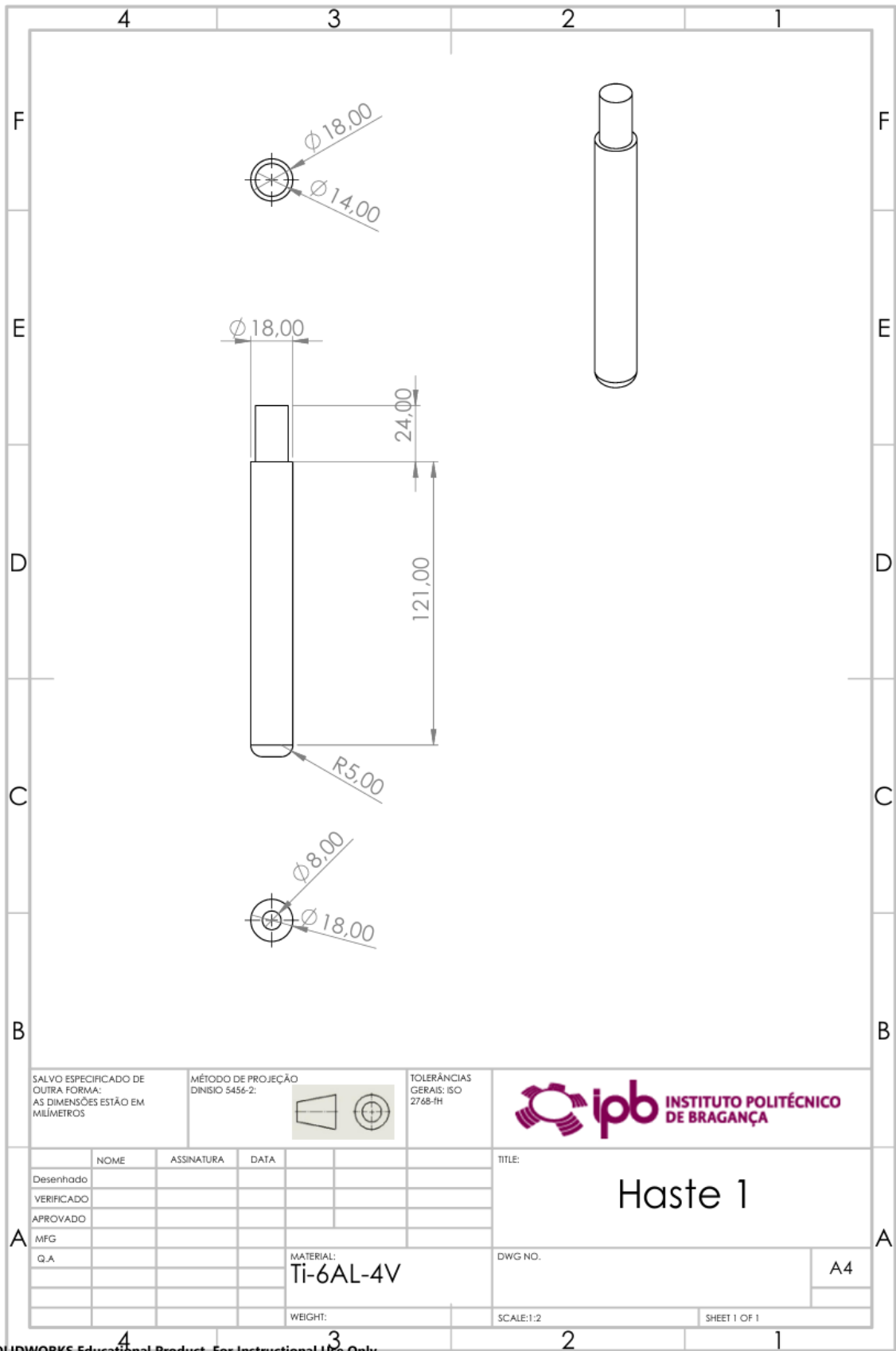
A4

MATERIAL:
Ti-6AL-4L

WEIGHT:

SCALE:1:2

SHEET 1 OF 1



SALVO ESPECIFICADO DE OUTRA FORMA: AS DIMENSÕES ESTÃO EM MILÍMETROS

MÉTODO DE PROJEÇÃO DINISIO 5456-2:

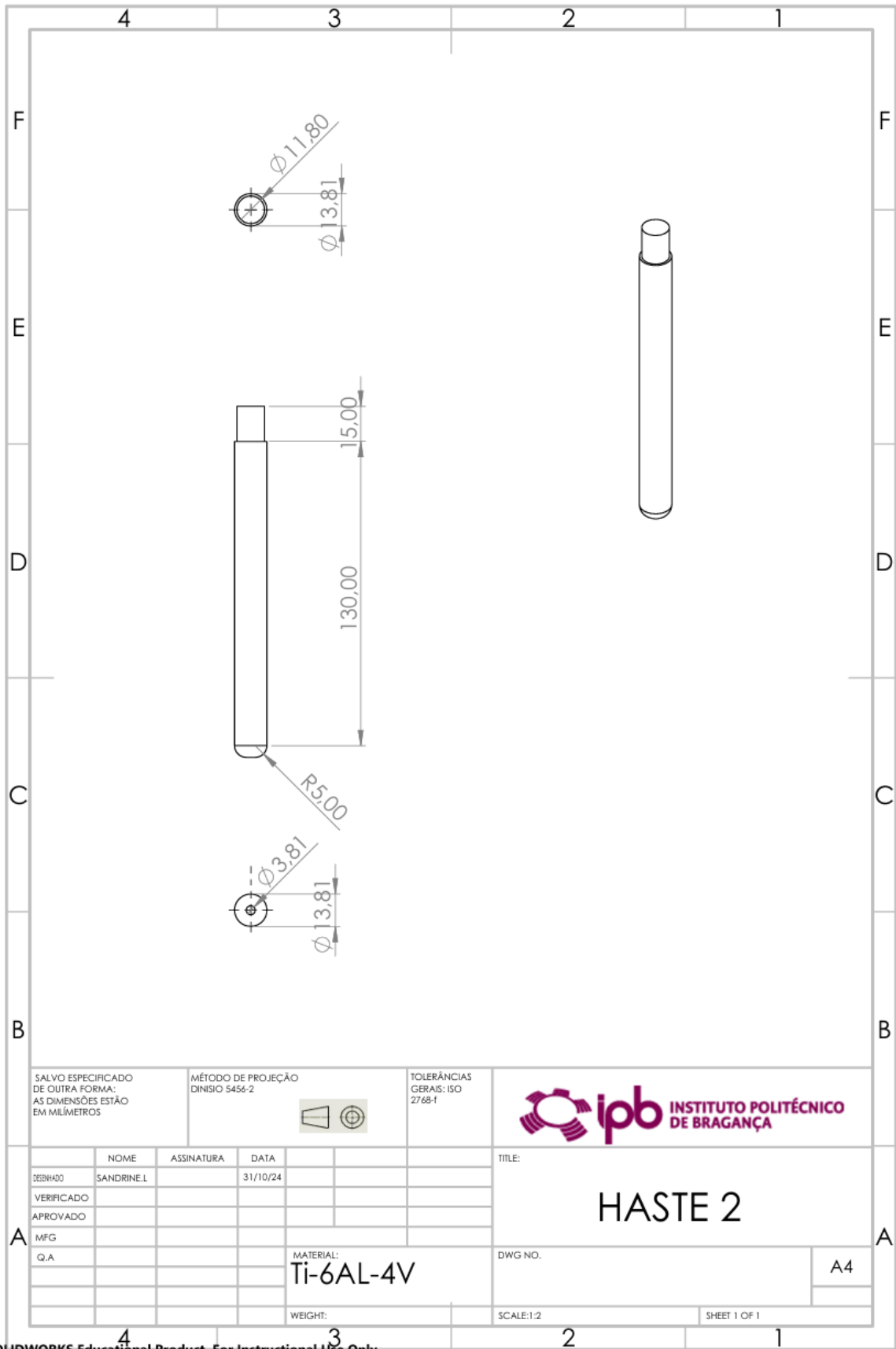


TOLERÂNCIAS GERAIS: ISO 2768-H



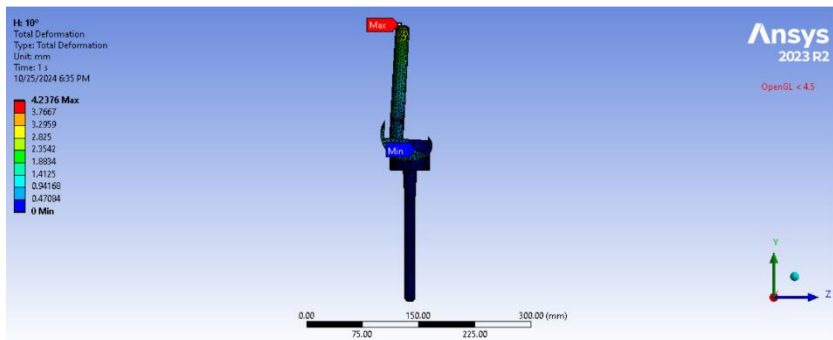
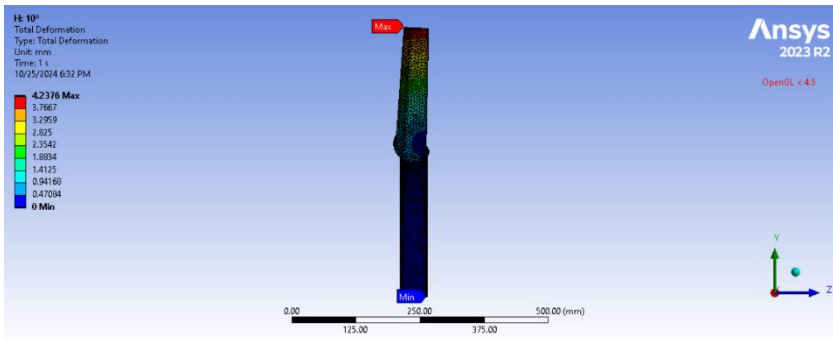
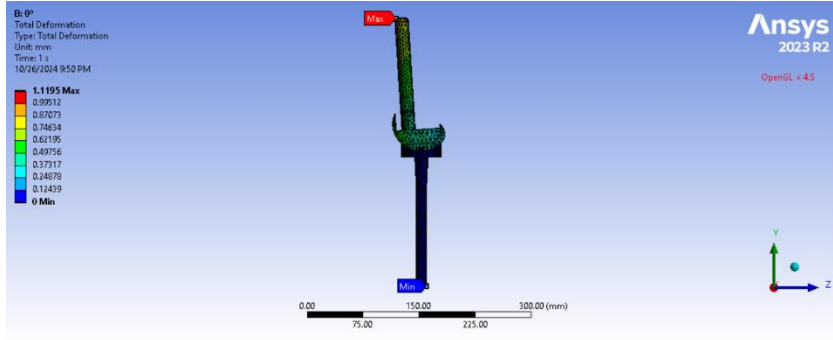
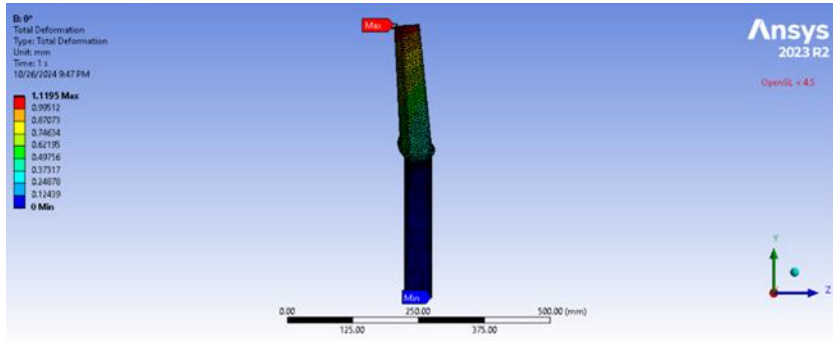
	NOME	ASSINATURA	DATA
Desenhado			
VERIFICADO			
APROVADO			
MFG			
Q.A			
MATERIAL:			
Ti-6AL-4V			
WEIGHT:			

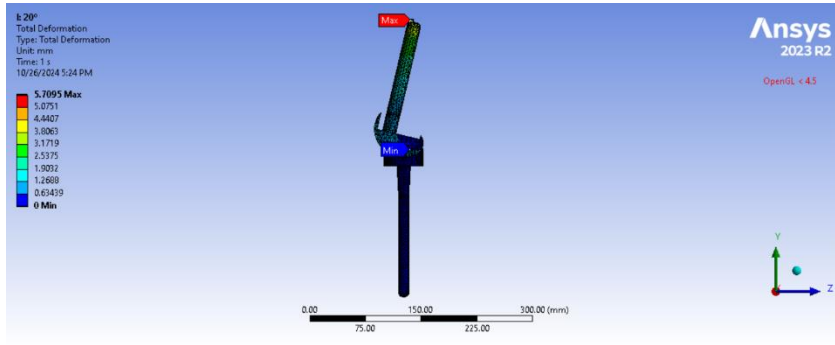
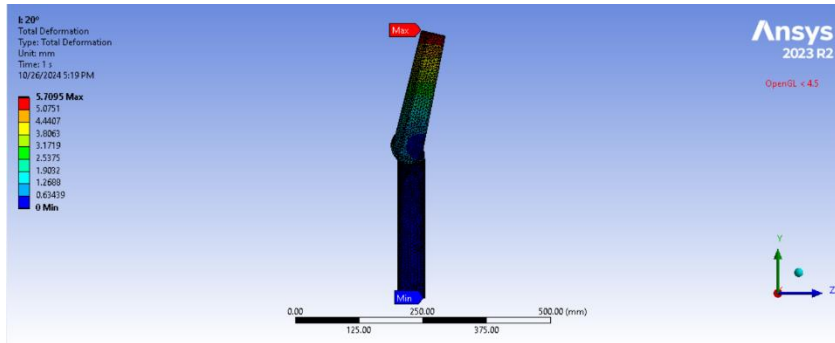
TITLE:	<h1>Haste 1</h1>
DWG NO.	
SCALE:1:2	
SHEET 1 OF 1	



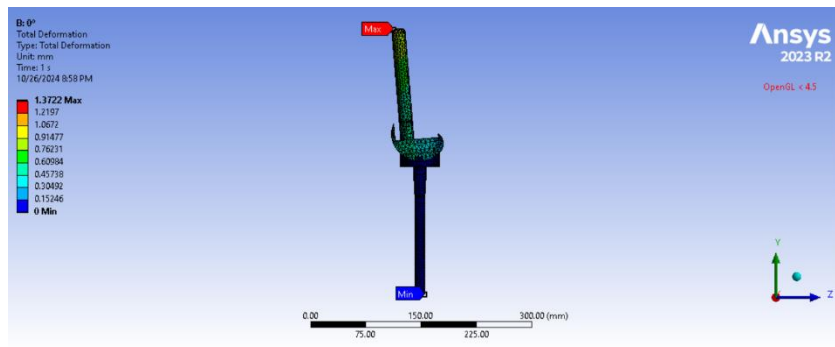
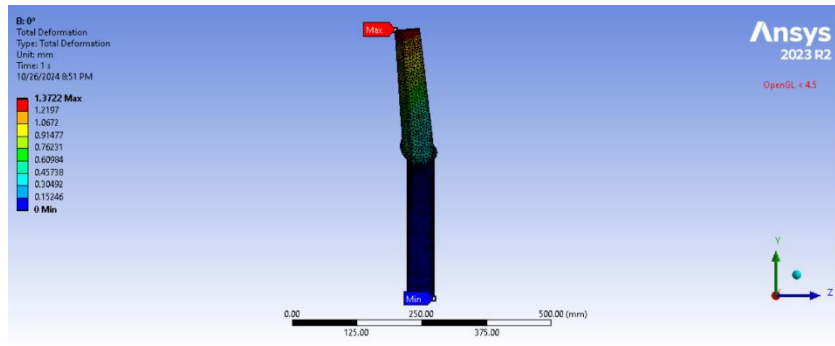
SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

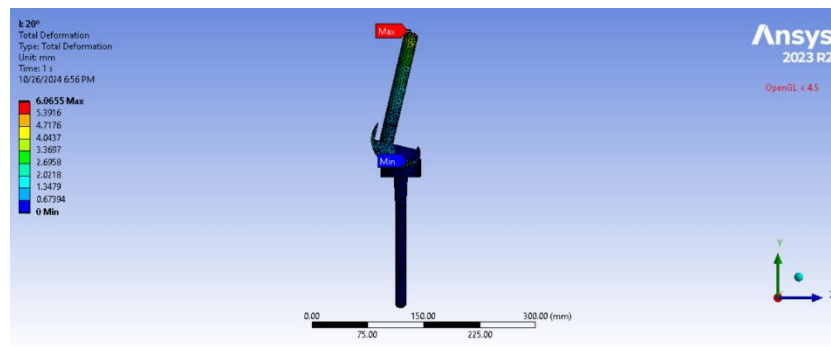
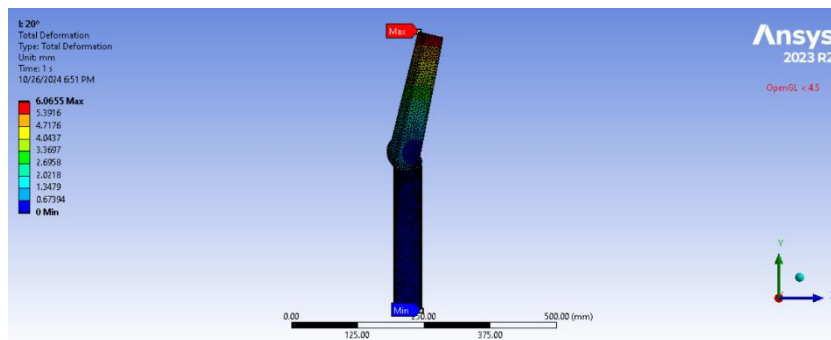
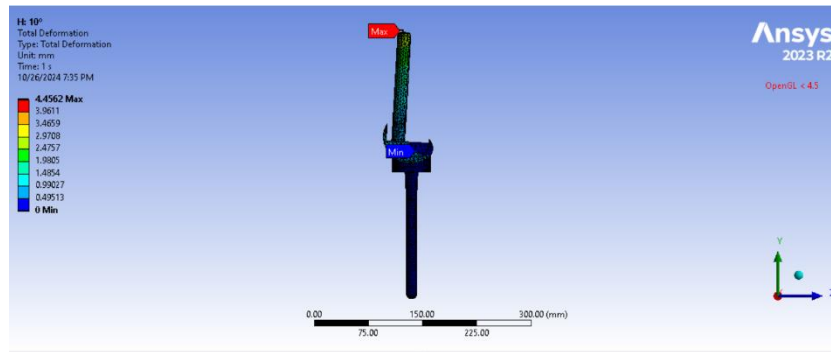
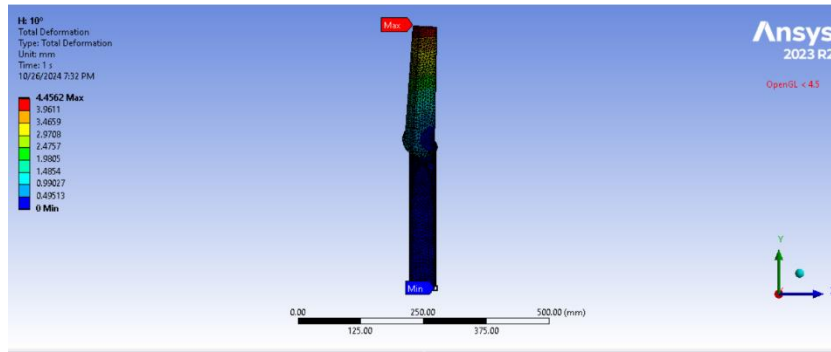
Deslocamento para a força 343N



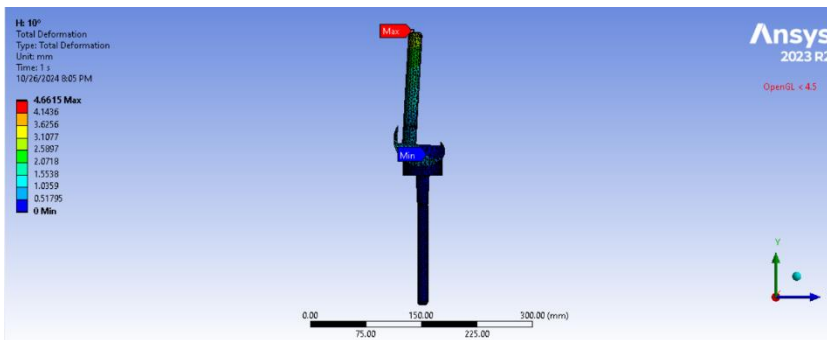
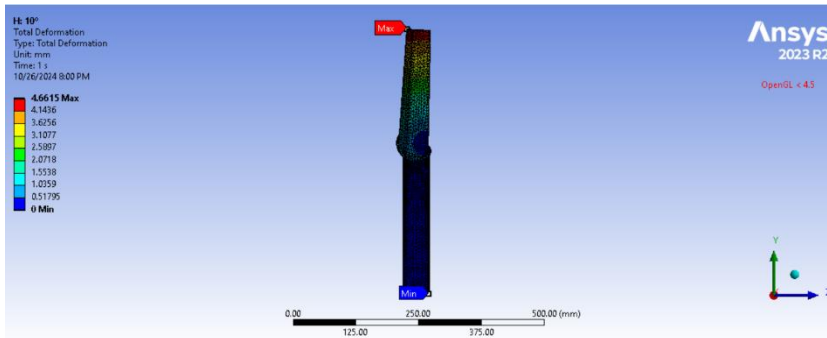
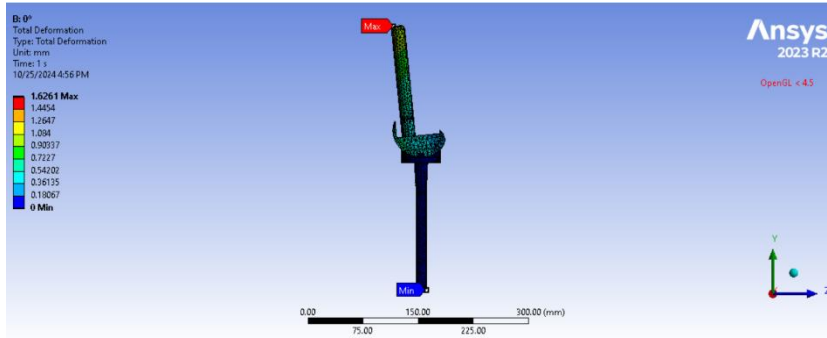
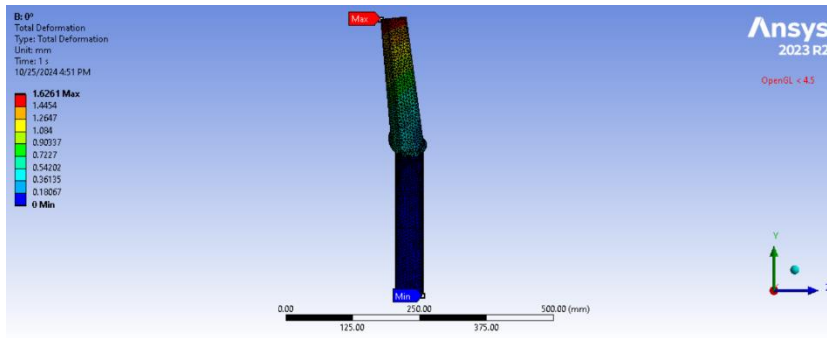


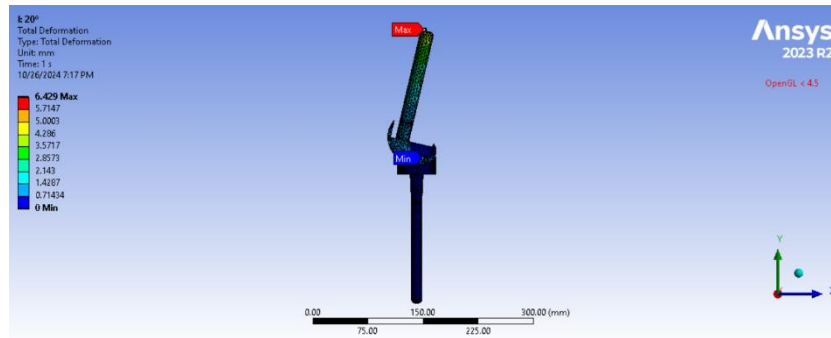
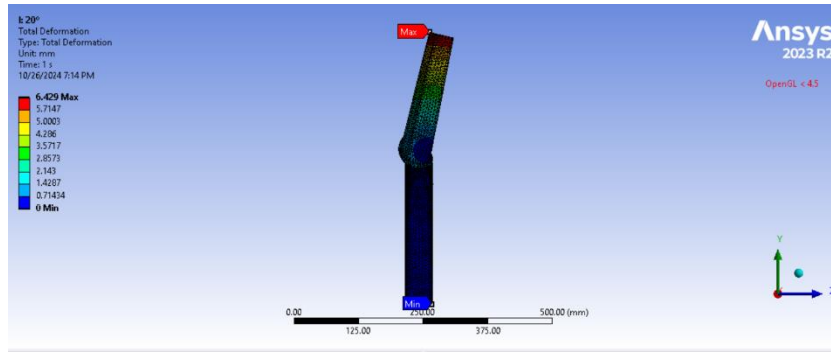
Deslocamento para a força de 416N



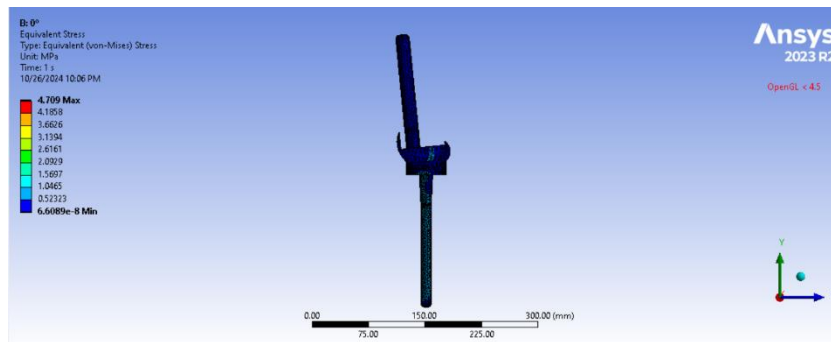
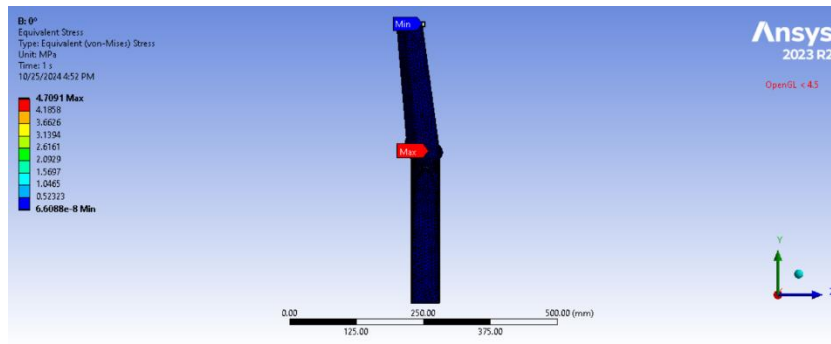


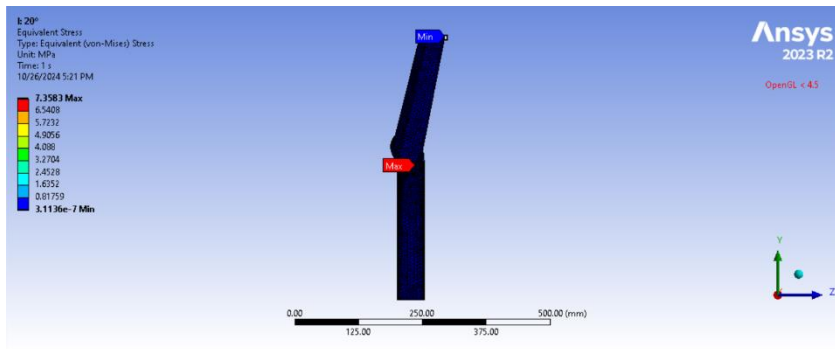
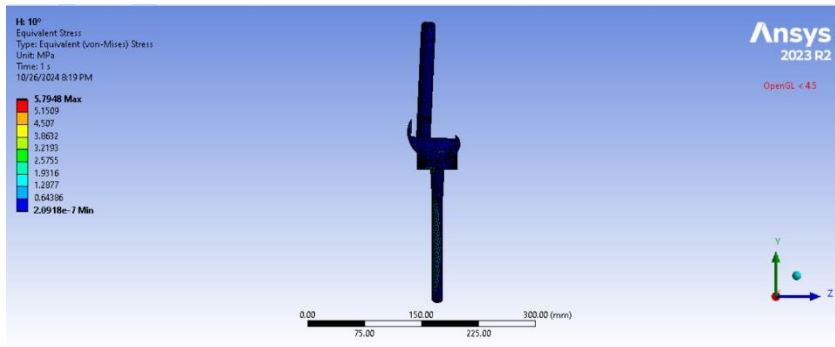
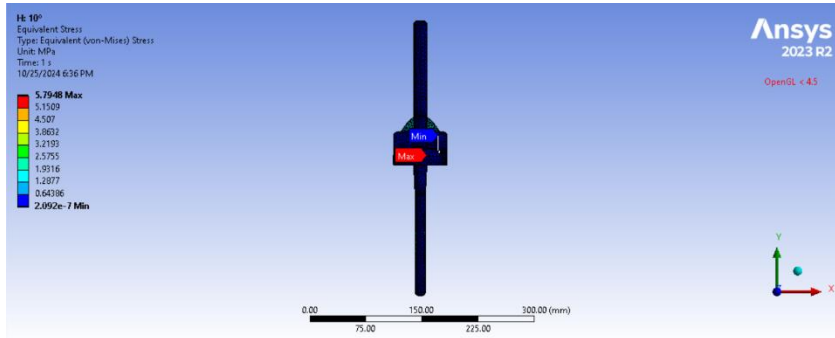
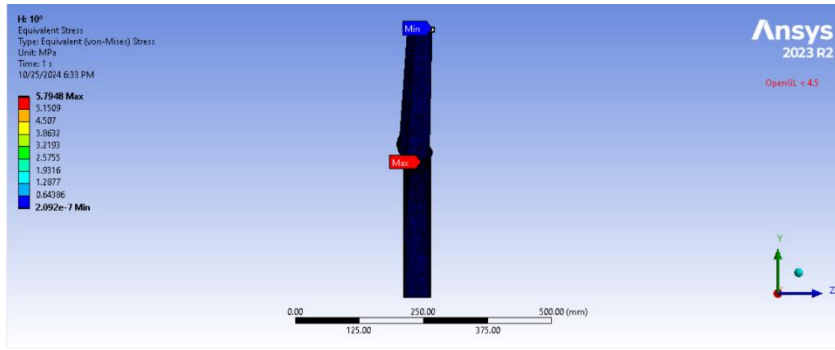
Deslocamento para a força de 490N.

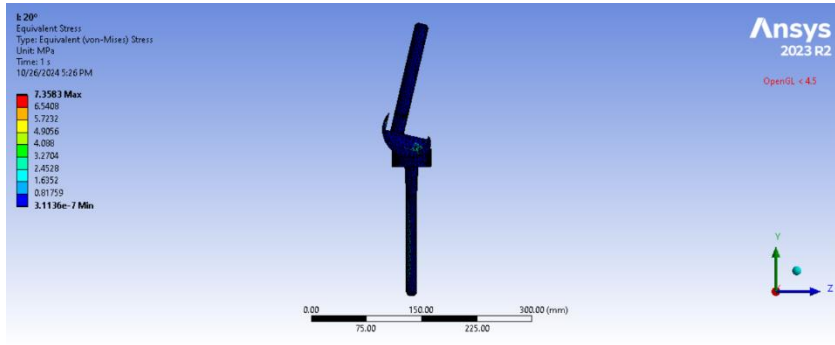
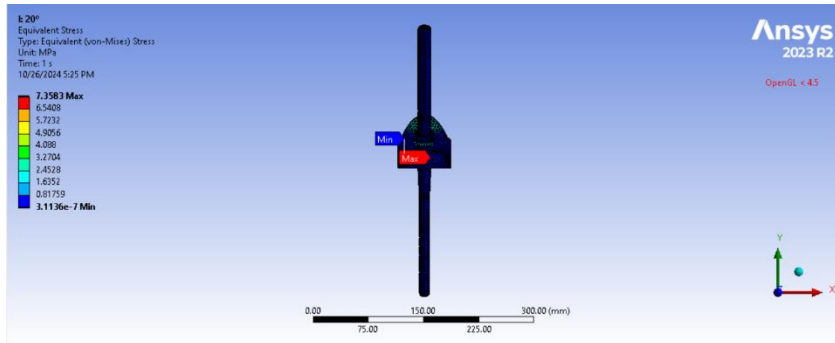




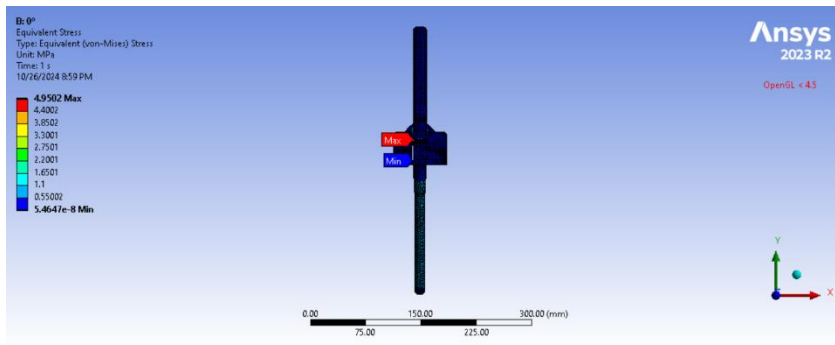
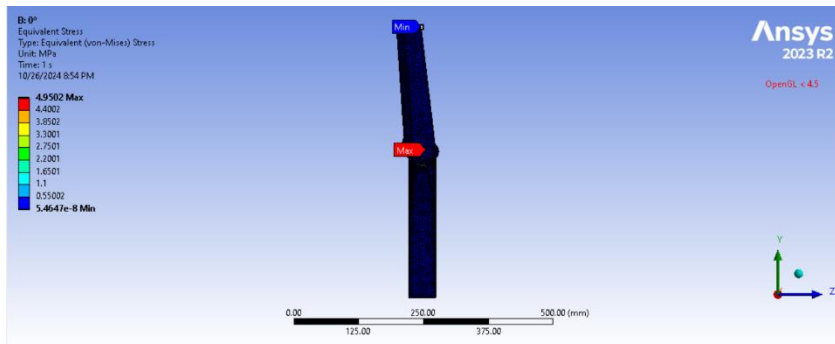
Distribuição de Tensões de Von-Mises para 343N

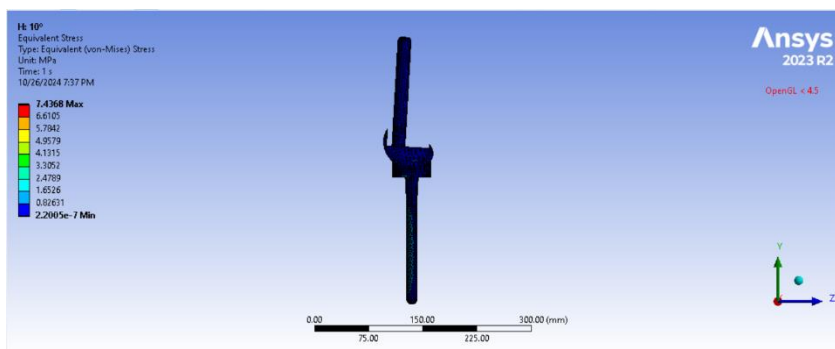
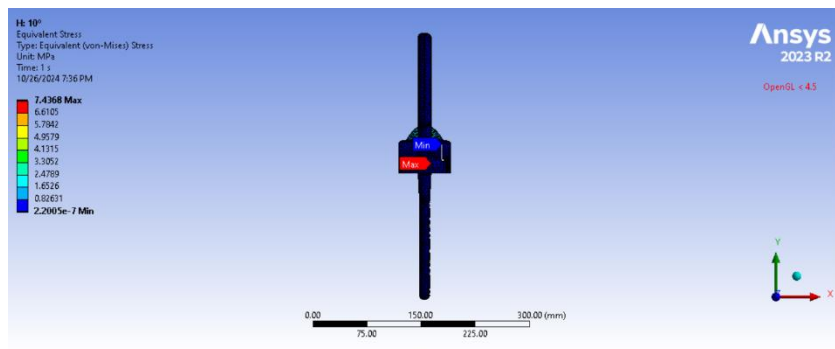
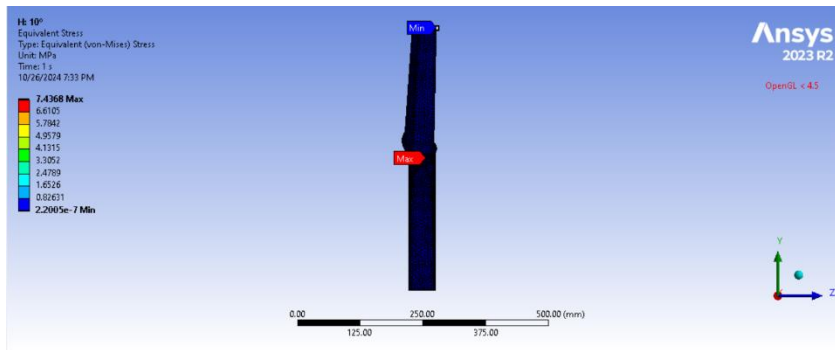
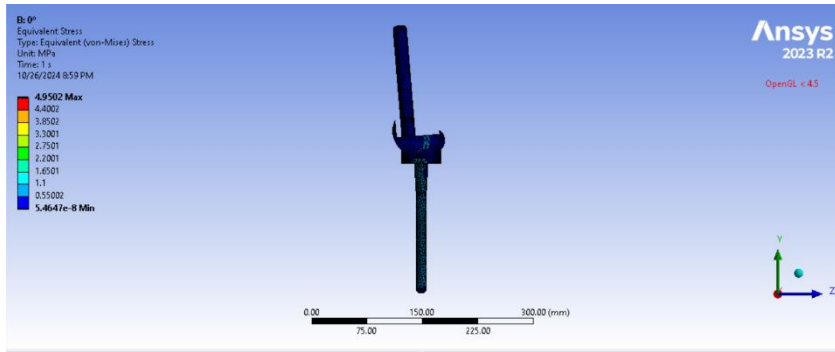


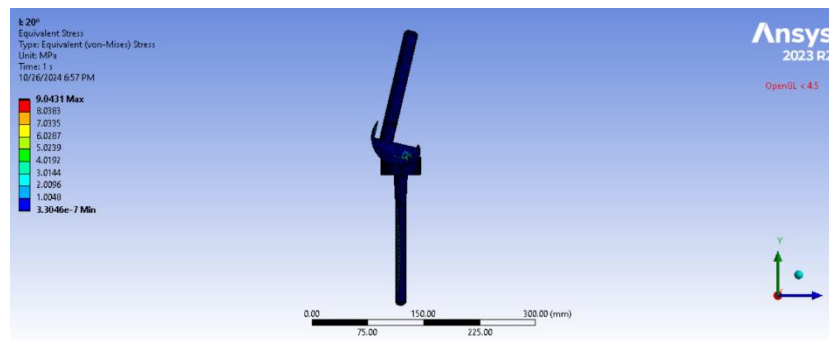
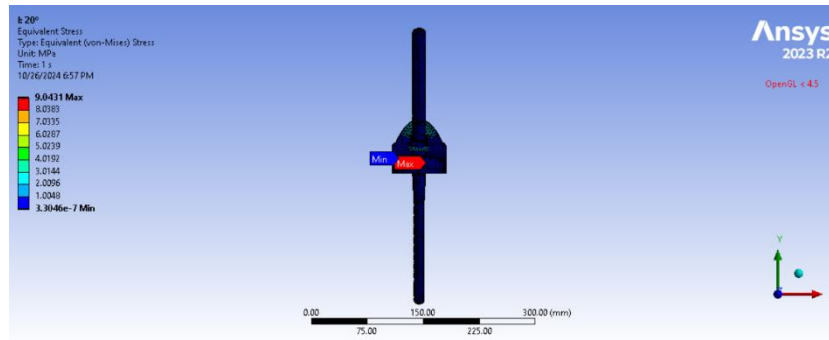
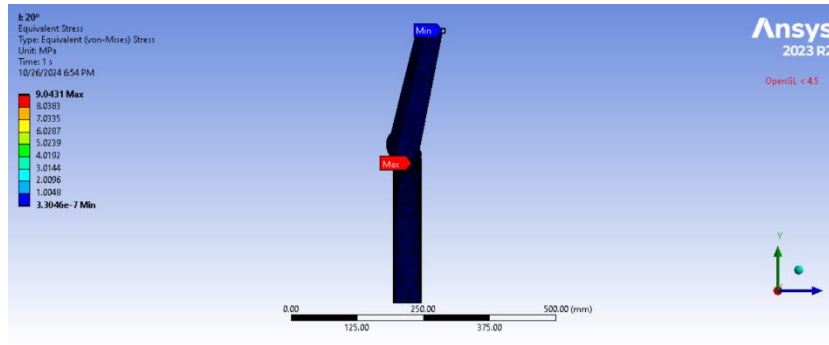




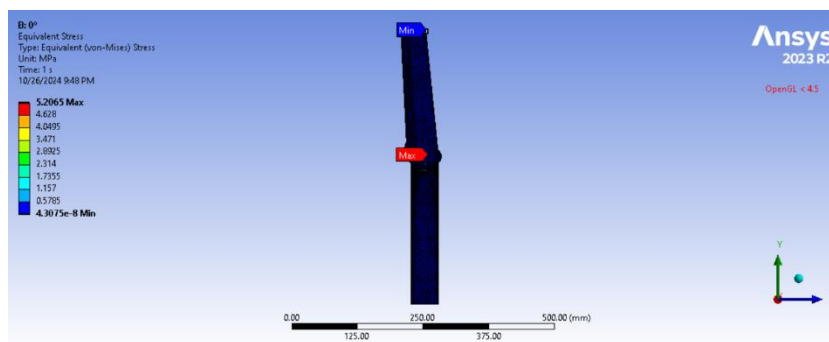
Distribuição das tensões de Von-Mises para a força 416N

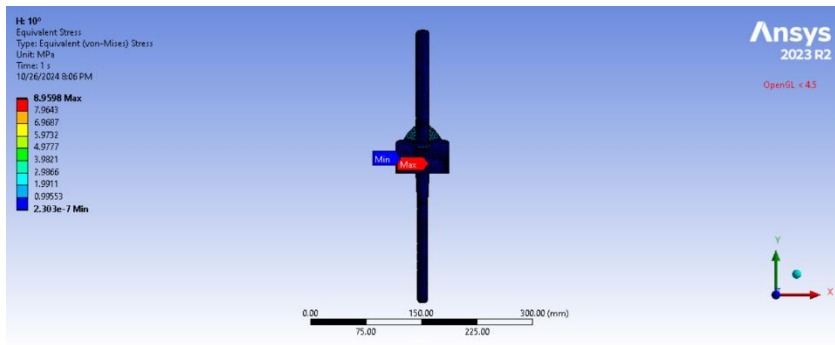
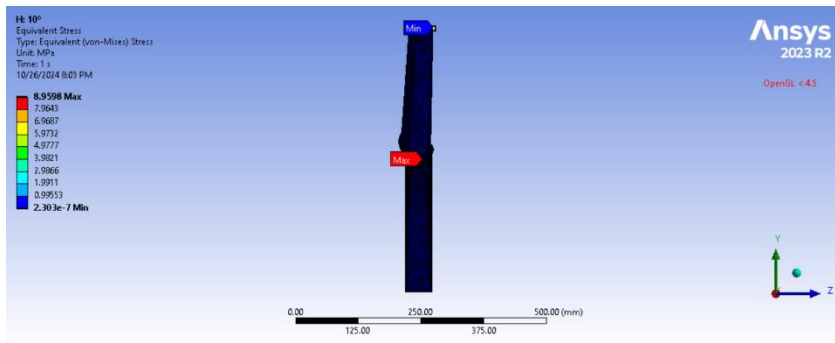
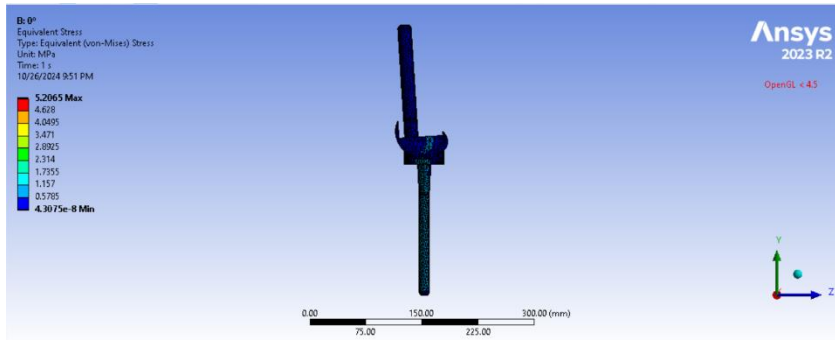
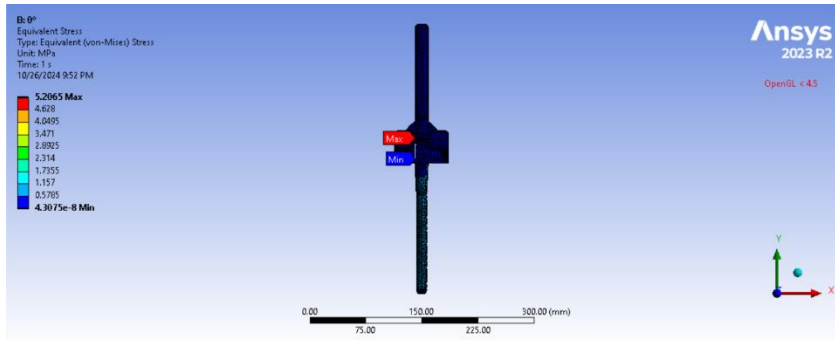


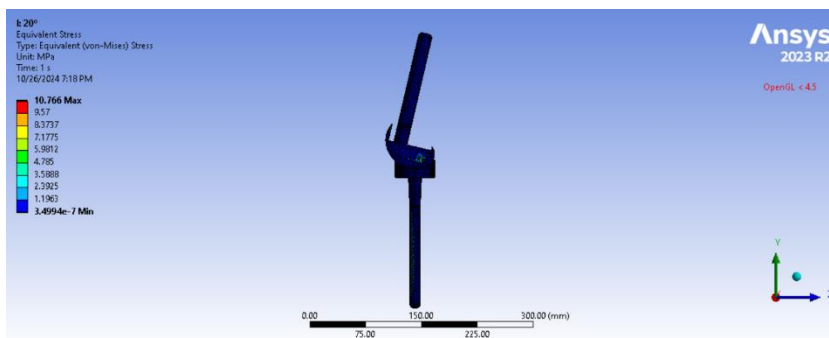
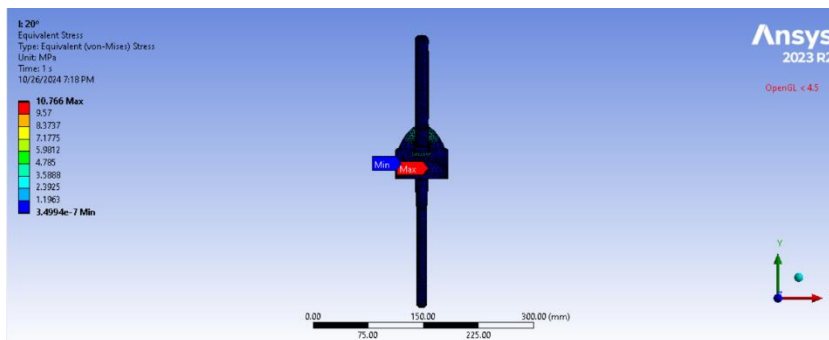
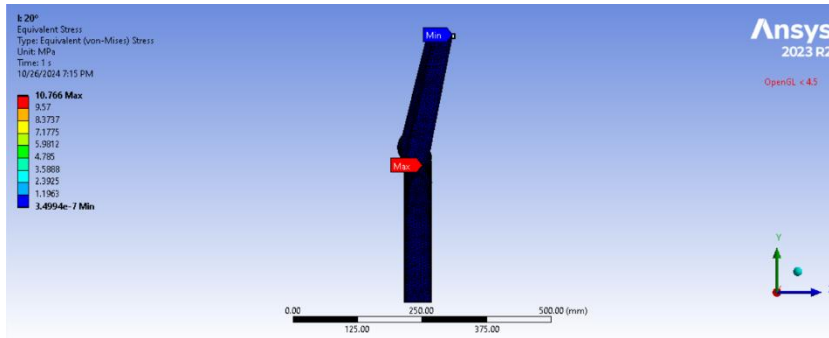
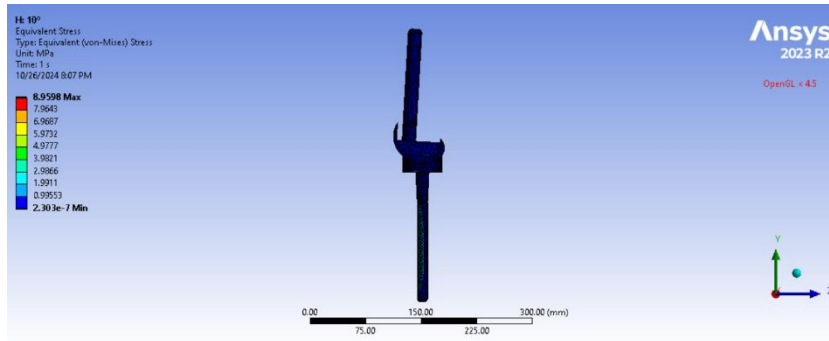




Distribuição das tensões de Von-Mises para a força 490N

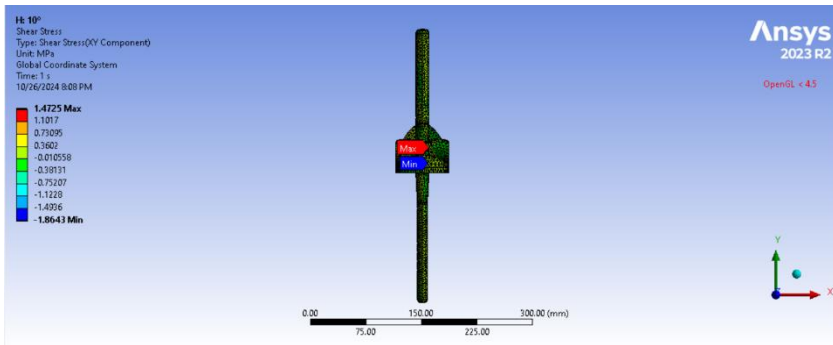
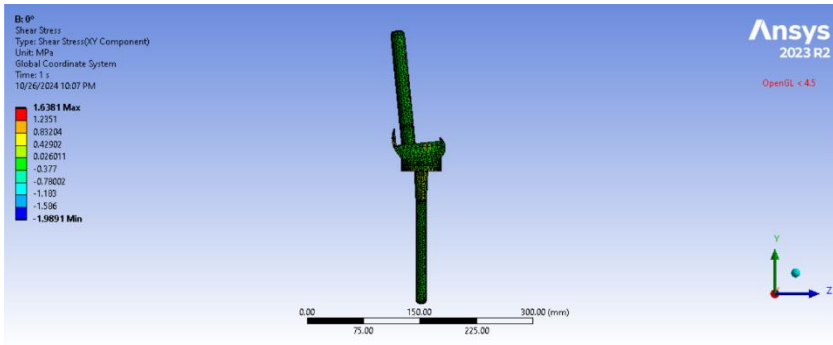
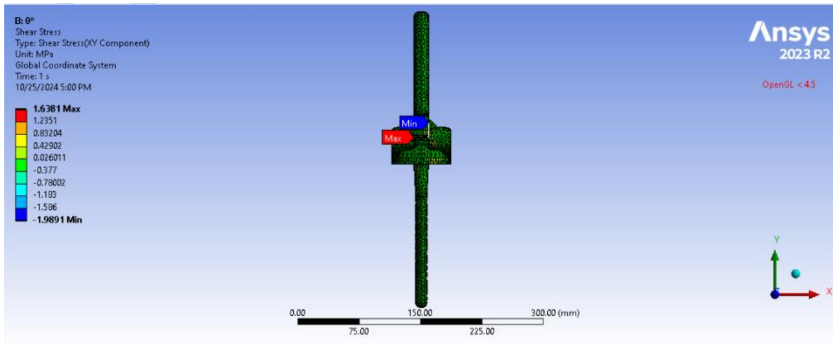
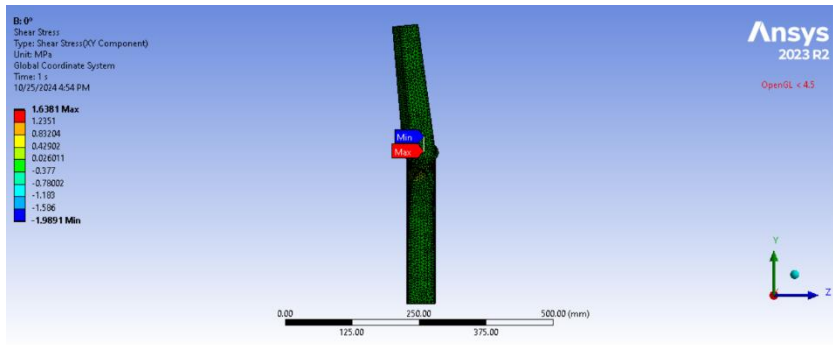


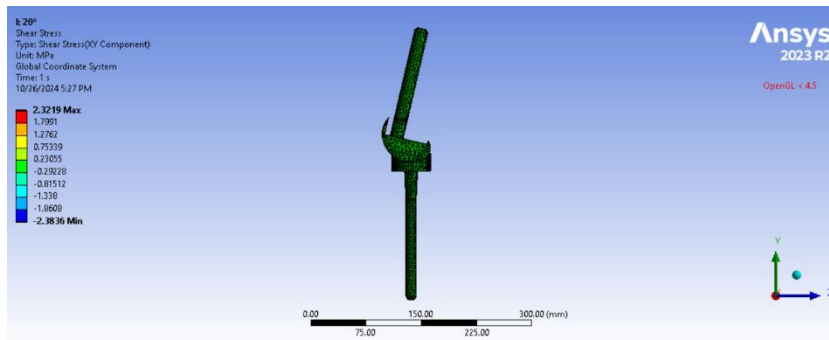
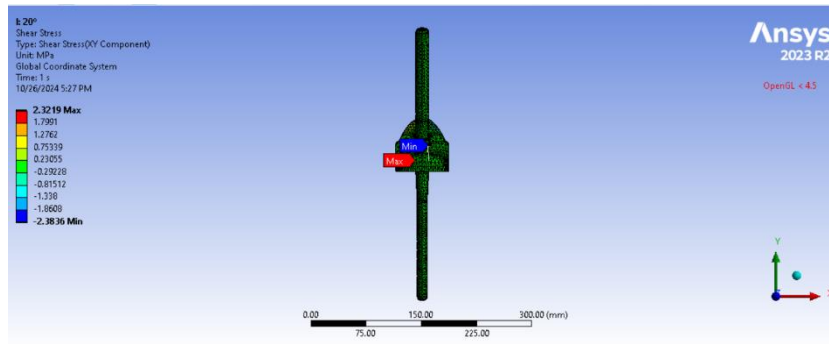
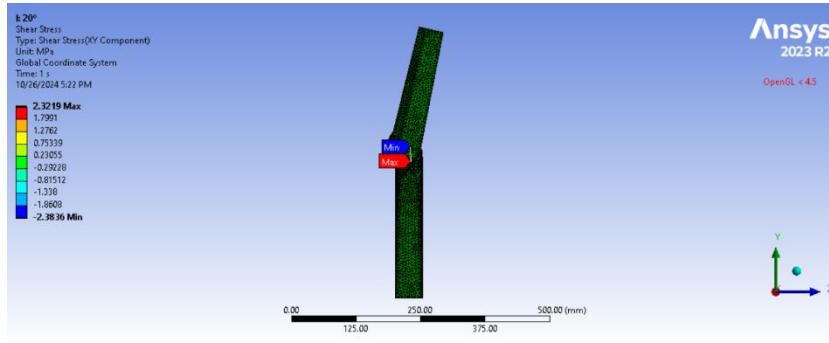
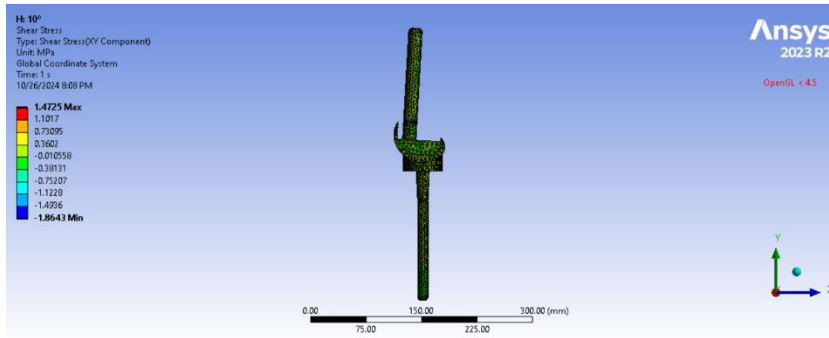




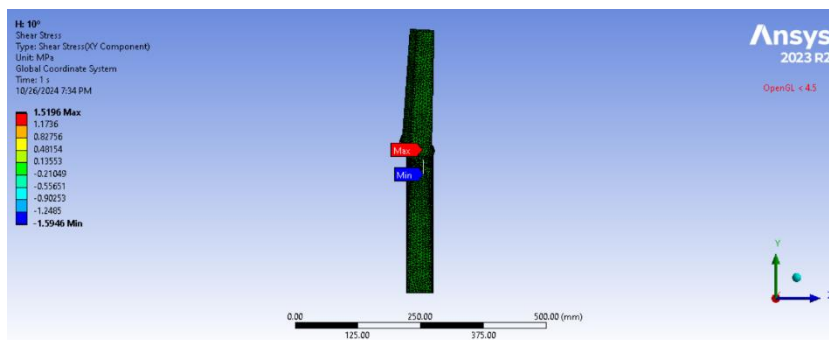
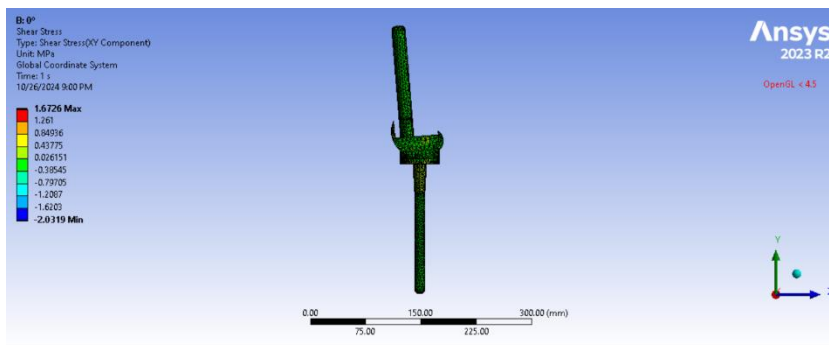
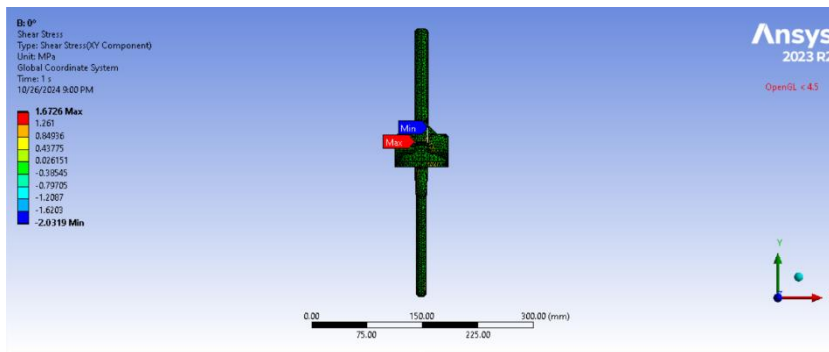
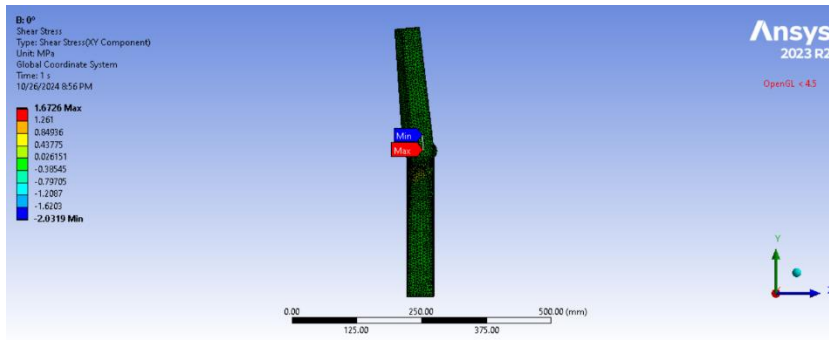
343

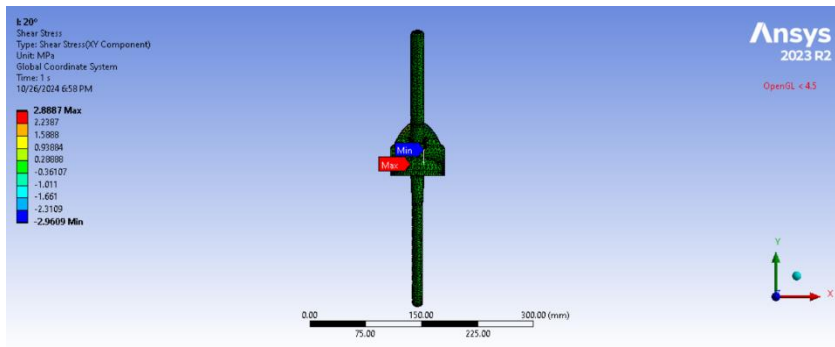
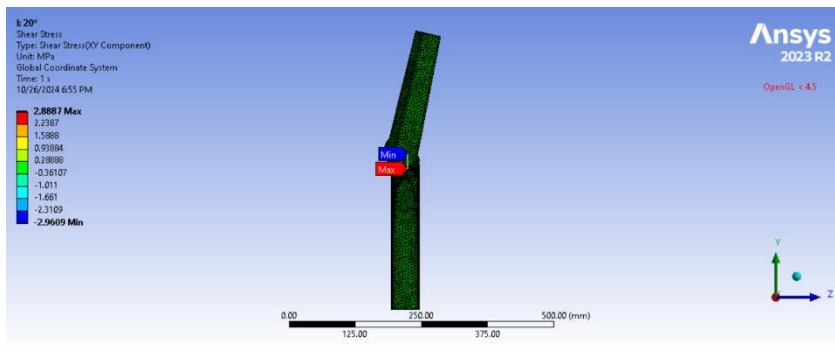
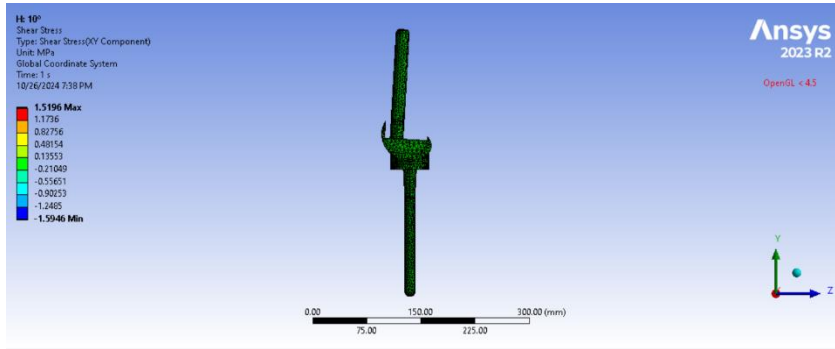
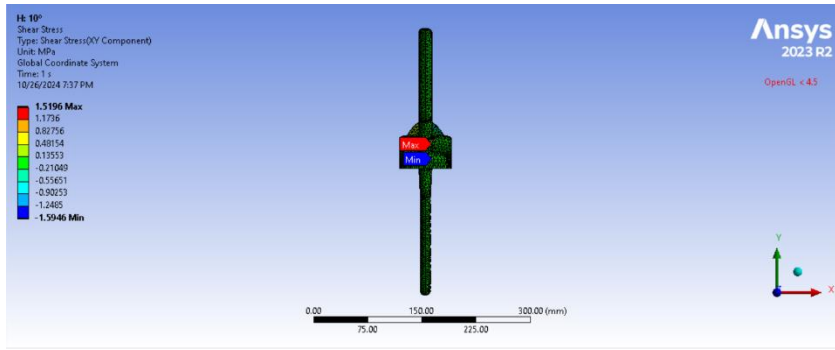
Distribuição de Tensões de corte para 343N

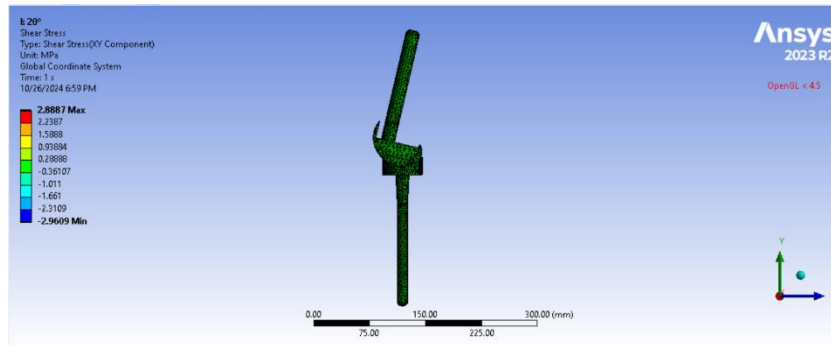




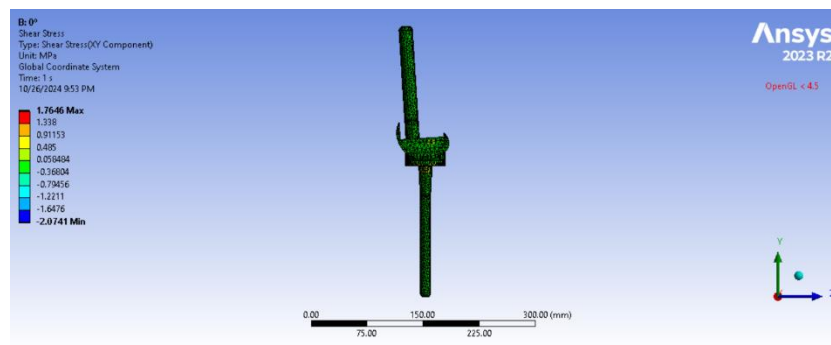
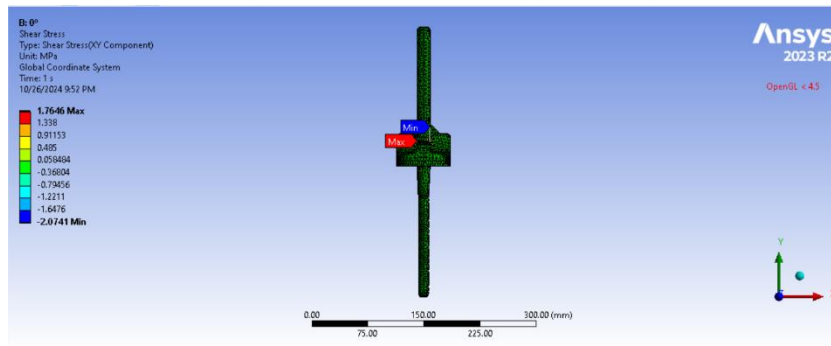
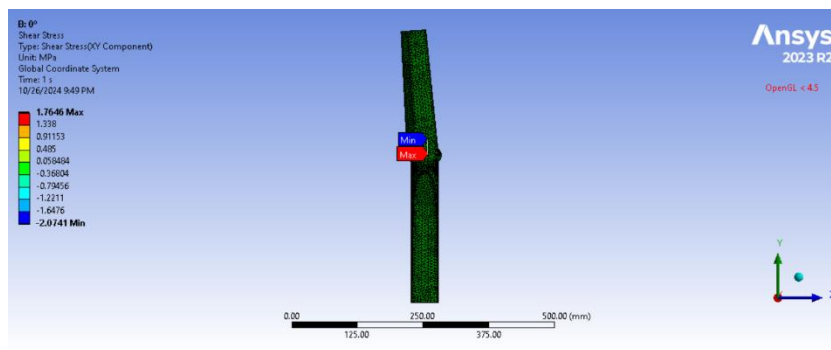
Distribuição de Tensões de corte para 416N

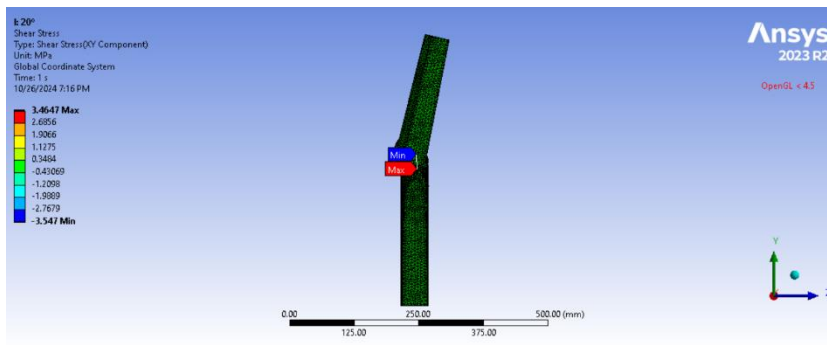
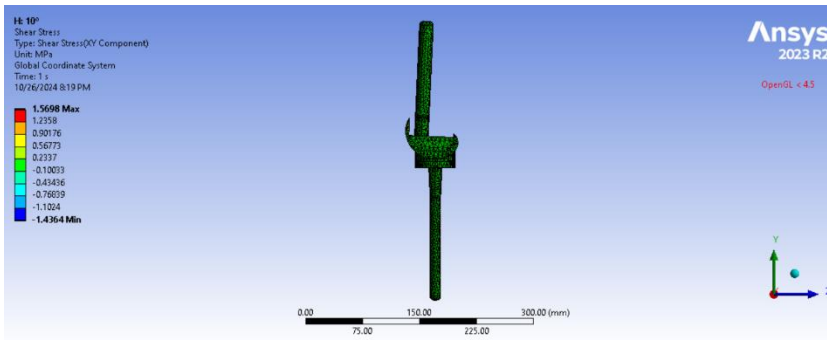
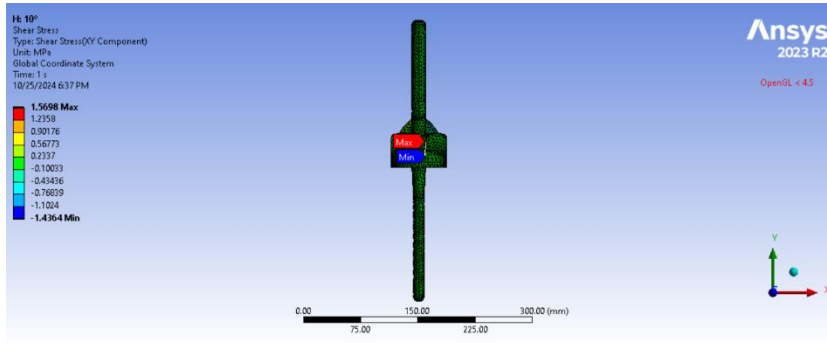
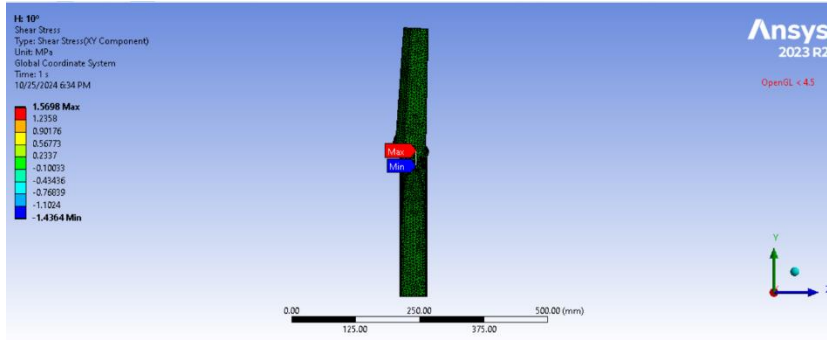


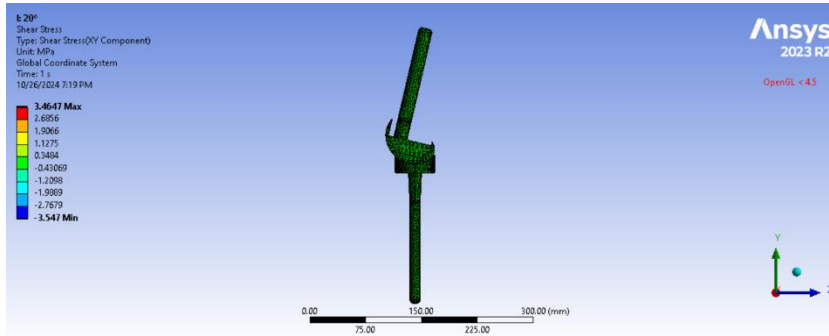
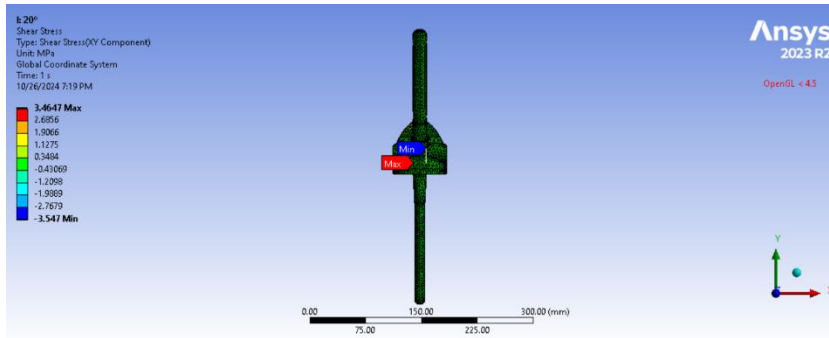




Distribuição de Tensões de corte para 490N







Tabelas

Força (N)	Deslocamento total (mm)	Ângulos (°)
343	1,1195	0
343	4,2376	10
343	5,7095	20
416	1,3722	0
416	4,4562	10
416	6,0655	20
490	1,6261	0
490	4,6615	10
490	6,429	20

Força (N)	Tensão Equivalent de Von-Mises (MPa)	Ângulos (°)
343	4,7091	0
343	5,7948	10
343	7,3583	20
416	4,9502	0
416	7,4368	10
416	9,0431	20
490	5,2065	0
490	8,9598	10
490	10,766	20

Força (N)	Tensão de corte (MPa)	Ângulos (°)
343	1,6381	0
343	1,4725	10
343	2,3219	20
416	1,6726	0
416	1,5196	10
416	2,8887	20
490	1,7646	0
490	1,5698	10

490	3,4647	20
-----	--------	----