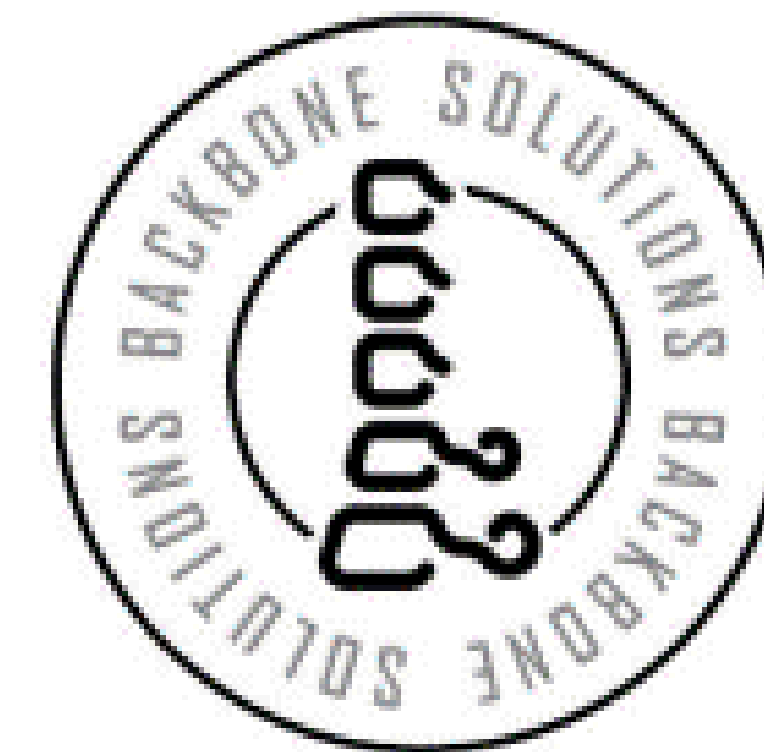




BACKBONE SOLUTIONS

Customização e otimização estrutural em implantes de coluna vertebral



INTRODUÇÃO

A bioengenharia é crucial para soluções de preservação da vida, especialmente na área de implantes. No Brasil, a falta de produtos personalizados para cirurgias na coluna vertebral é um desafio devido à dependência de importações.

A empresa "BackBone Solutions" busca preencher essa lacuna, desenvolvendo implantes personalizados com base em tomografias de pacientes, seguindo rigorosas normas e consultando pesquisas globais. Um projeto piloto envolveu desde a seleção da cirurgia até a fabricação de protótipos, com validação médica e conformidade com normas regulamentadoras baseadas em um paciente real.

Como motivação, temos a redução de complexidade para o cirurgião, a redução do preço e prazo para o cliente (hospital/clínica/governo/cirurgião) e a possibilidade de expansão da solução mundialmente.

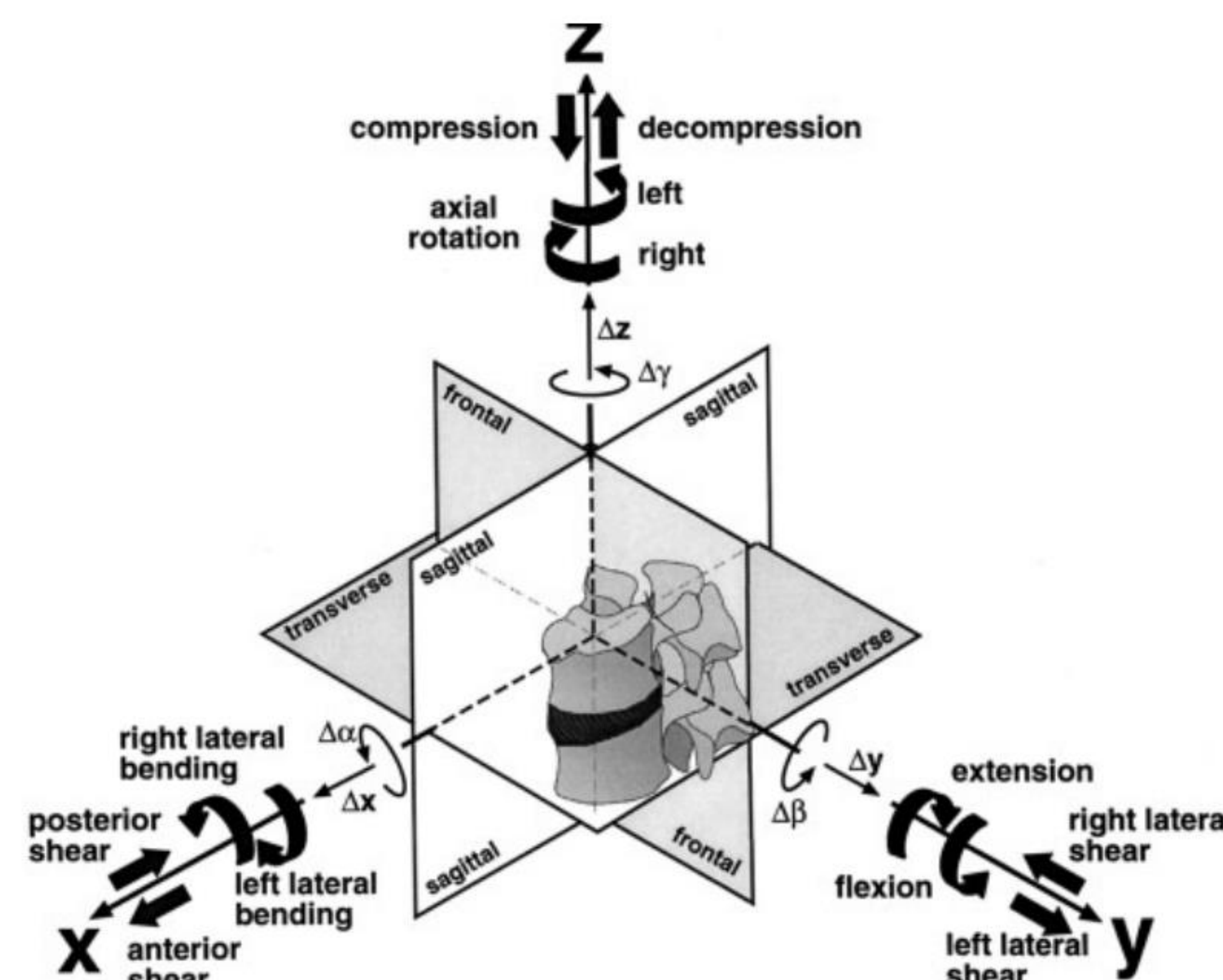
OBJETIVO

Customizar, otimizar topologicamente, simular tensões e validar o projeto de implantes para coluna vertebral em materiais e processos homologados nacionalmente.

BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL

Na Figura 1, as setas finas fazem referência aos movimentos de translação posterior – anterior, lateral, craniocaudal – e à rotação nos três planos – sagital, frontal e transversal, enquanto as setas grossas fazem referência aos carregamentos sofridos e contemplam as forças de cisalhamento anterior/posterior (x), cisalhamento lateral (y) e compressão axial ou tração (z), além dos três momentos: rotação axial para a direita/esquerda (z), flexão/extensão (y) e flexão lateral (x).

Figura 1 – Modelo 3D do movimento da coluna vertebral

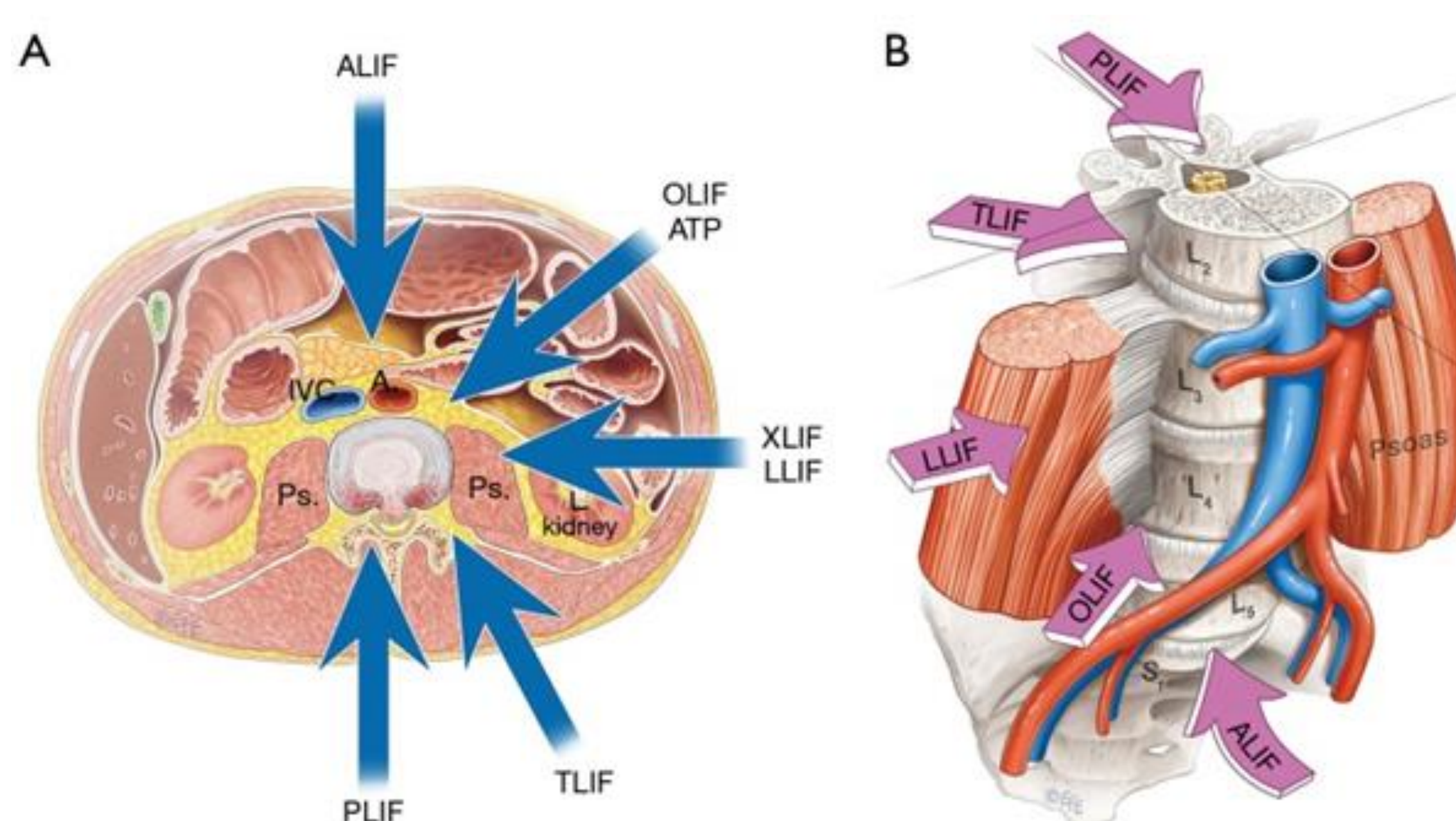


Fonte: Wilke (1998)

ABORDAGEM MÉDICA E MÉTODO CIRÚRGICO

A cirurgia abre o canal espinhal para aliviar a compressão. No estudo, foi usada a técnica ALIF, que acessa a região lombar pelo abdômen, proporcionando melhor visibilidade ao disco lombar. No entanto, esse método apresenta riscos de trauma cirúrgico, podendo causar problemas vasculares, viscerais. Devido ao risco de danos aos tecidos próximos, é necessário o envolvimento de um cirurgião vascular para acessar a coluna.

Figura 2 – Abordagens cirúrgicas de acesso a coluna lombar para LIF



Fonte: Mobs et al. (2015)



CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para definir a resistência mecânica necessária, foram usados os valores de Peck (2018) para estimar a força resultante em 10.799 N no teste de tensão de escoamento na compressão. Esses valores também se baseiam nas propriedades mecânicas da coluna vertebral apresentadas por Singh et al. (2022). Além da resistência mecânica, as simulações devem considerar as cargas aplicadas em diferentes orientações nos discos da coluna. Elias (2018) consolidou todas as cargas conforme diferentes referências, incluindo a norma ASTM 1717, em seu artigo sobre interações intrínsecas de ossos humanos sob cargas durante atividades diárias.

SELEÇÃO DE MATERIAIS E PROCESSOS

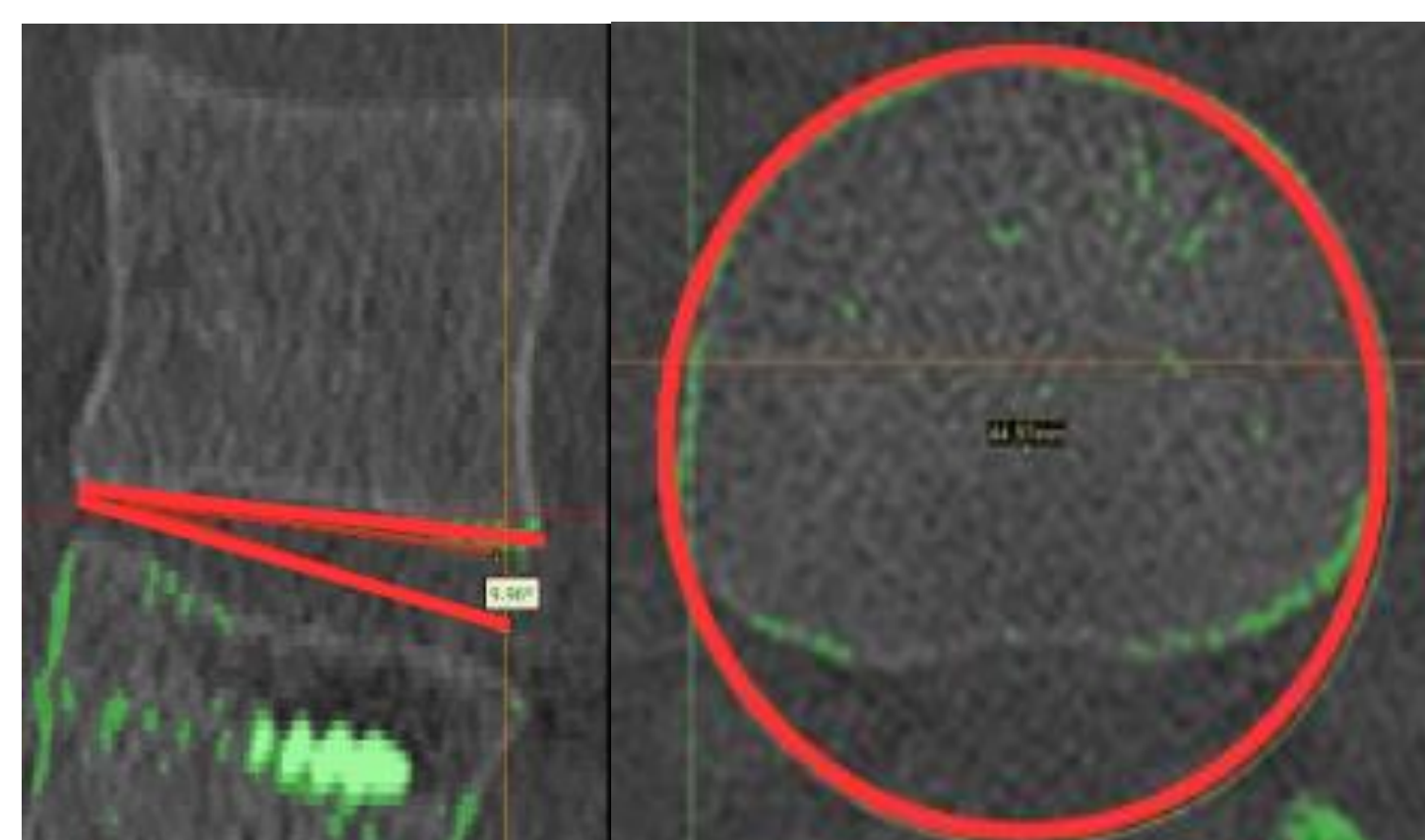
Para a seleção do material e processo de fabricação do implante, foi utilizado o software Ansys Granta Edu Pack. Em uma simulação realizada, foram identificados como materiais indicados o Aço Inoxidável, PEEK e a liga de Titânio Ti6Al4V. Esses materiais foram selecionados após a aplicação dos seguintes critérios:

- Resistência à compressão de no mínimo 760 MPa;
- Módulo de elasticidade mínimo de 12 GPa – assemelhando-se ao módulo do osso da coluna vertebral de acordo com Singh et al. (2022);
- Resistência à fadiga à 107 ciclos mínima de 300 MPa;
- Processo de fabricação: manufatura aditiva por deposição e por fusão de pó metálico.

DESIGN DO IMPLANTE, SIMULAÇÕES E OTIMIZAÇÕES

O dimensionamento do implante se deu a partir da análise das medidas da tomografia através do software Mimics, onde foi possível realizar o desenvolvimento do componente bruto.

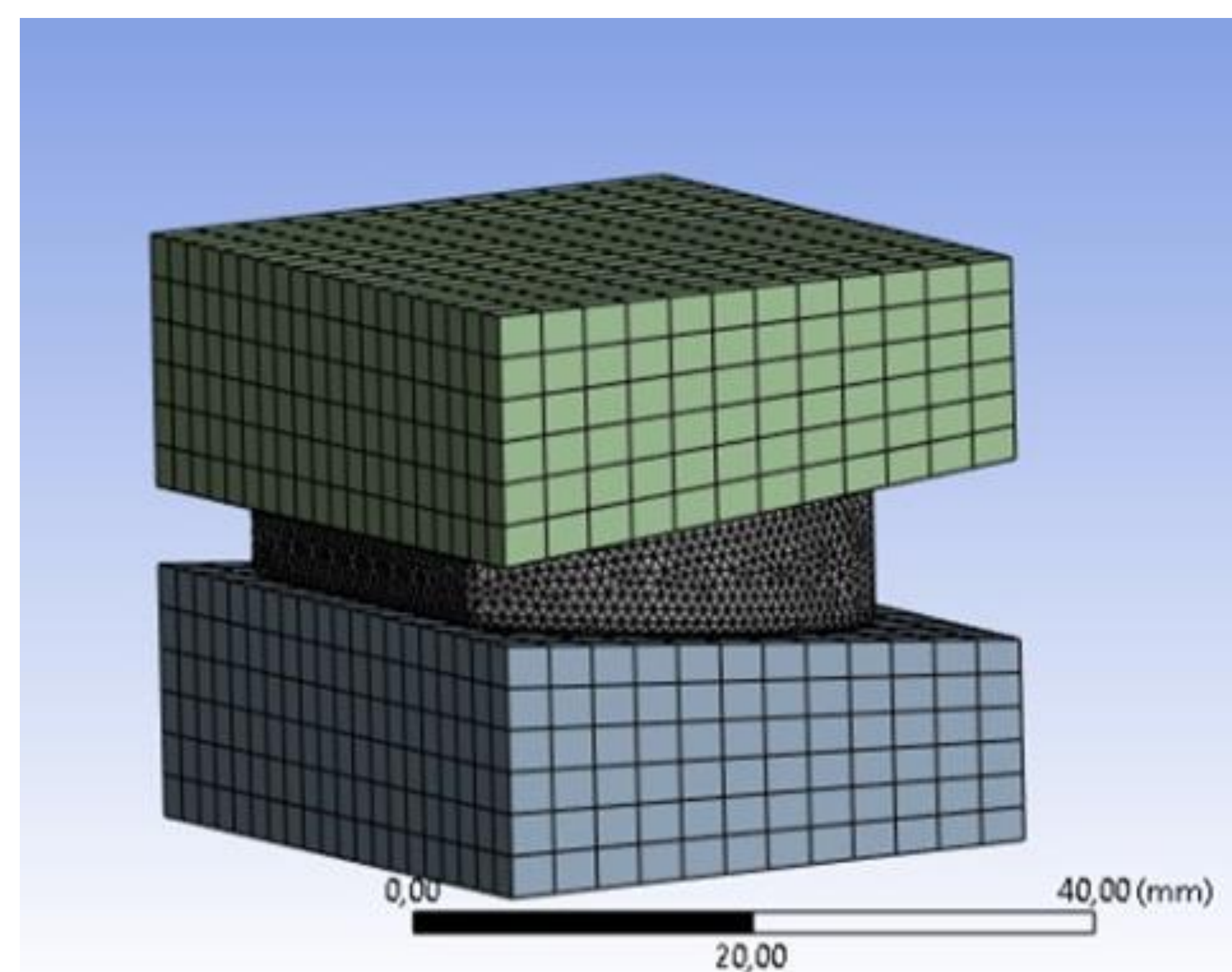
Figura 3 – Medidas de distância e diâmetro do disco



Fonte: Autor

A simulação de tensões usou contatos e dois suportes rígidos para simular as faces de contato. O material do cage foi alterado para Ti6Al4V e os suportes foram considerados corpos rígidos. Aplicou-se simetria no plano XZ para reduzir o custo computacional e permitir malhas mais refinadas. A malha dos suportes foi refinada com meshing, criando elementos 2D quadrangulares, enquanto a malha do cage foi refinada localmente até o limite computacional. O contato foi do tipo "Rough" e juntas de movimento foram aplicadas, com o suporte inferior fixo e o superior translacional unidirecional.

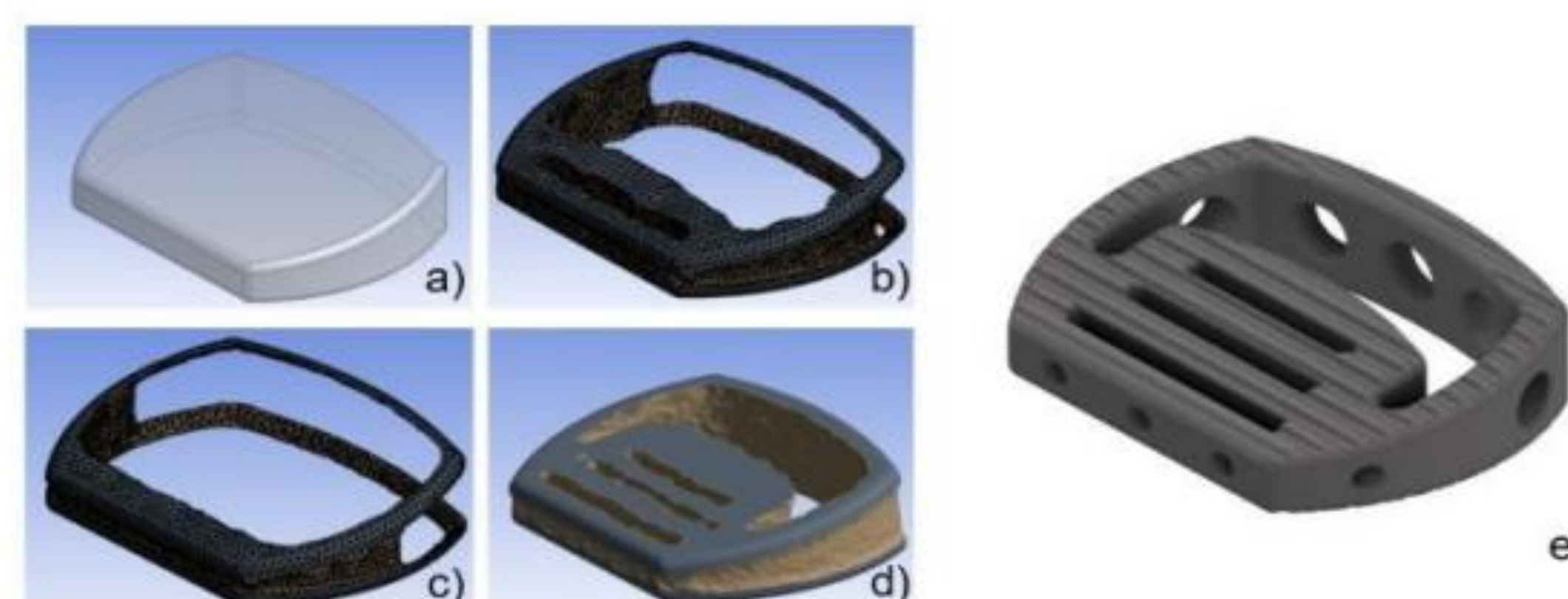
Figura 4 – Cage e implante com malhas definidas



Fonte: Autor

Após definir as malhas do implante, foi usado o parâmetro "Topology density" com o objetivo de máxima rigidez, garantindo que o implante não deforme excessivamente para permitir a osteo integração. Os cantos da geometria foram considerados fixos, permitindo ao software remover material conforme as condições da análise inicial da tomografia. As otimizações foram feitas com 50%, 20% e 10% de massa, sendo posteriormente ajustadas para assegurar um bom design alinhado aos resultados de otimização.

Figura 5 – Resultados do design e otimização topológica do implante



Fonte: Autor

ENGENHARIA MECÂNICA PLENA

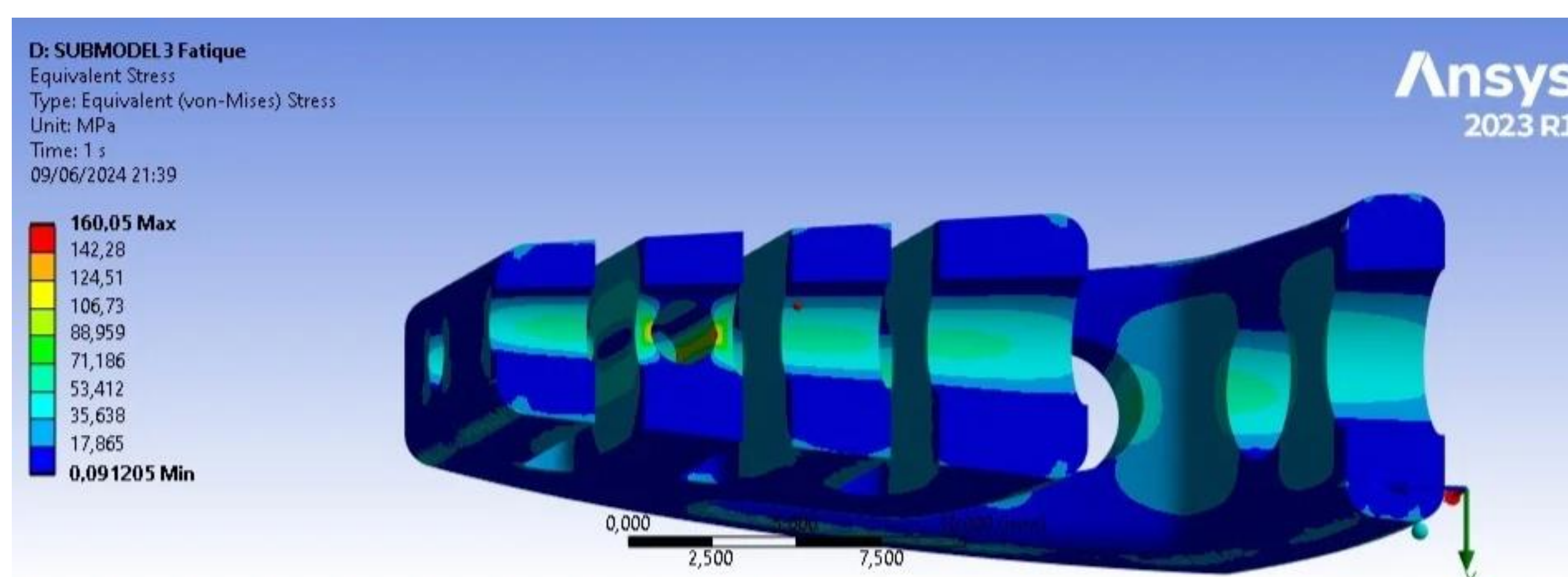
Alunos: Gabriel Silva de Mauro; Gabriella de Sousa Almeida; Igor Marques Monteiro; Rafael Alves de Oliveira Ananello; Ryan Bitu de Oliveira

Orientador: Mohammad H. S. Yazdi | mshaterzadeh@fei.edu.br



Para avaliar a convergência dos resultados foi aplicado a técnica de submodelo que é baseado no princípio de Saint Venant, permitindo uma simplificação da estrutura podendo ser gerado uma malha mais refinada com menor custo computacional, assim chegamos um uma tensão máxima de Von-Mises de 160 MPa pra uma carga equivalente a 10.799 N em compressão.

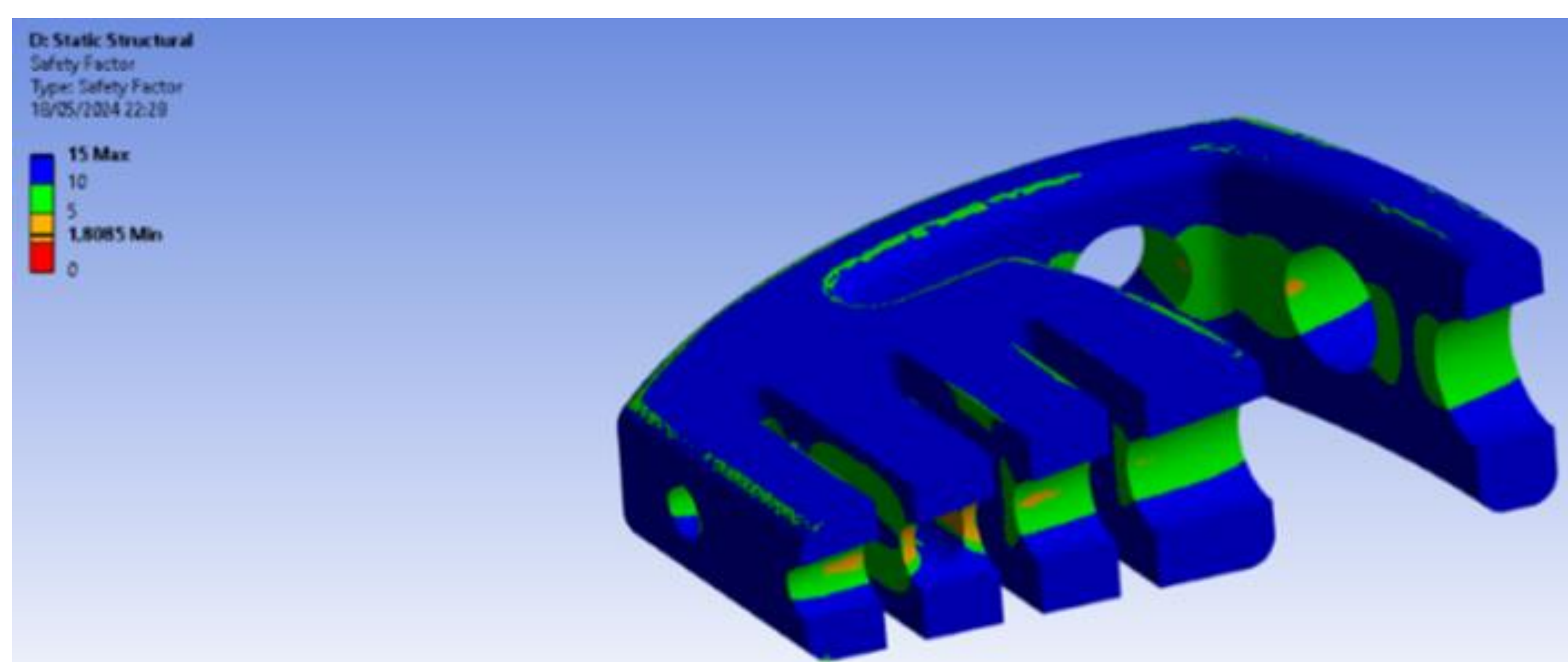
Figura 6 – Submodelo



Fonte: Autor

Os resultados para simulações de vida em fadiga convergiram para um resultado mínimo de 1,8 para o coeficiente de segurança, corroborando o coeficiente utilizado como base para aprovação dos valores de tensão equivalente de Von-Mises e assegurando a viabilidade técnica do implante ainda em situação de fadiga.

Figura 7 – Resultado da simulação de vida em fadiga



Fonte: Autor

VALIDAÇÃO TÉCNICA – ENSAIO DE COMPRESSÃO

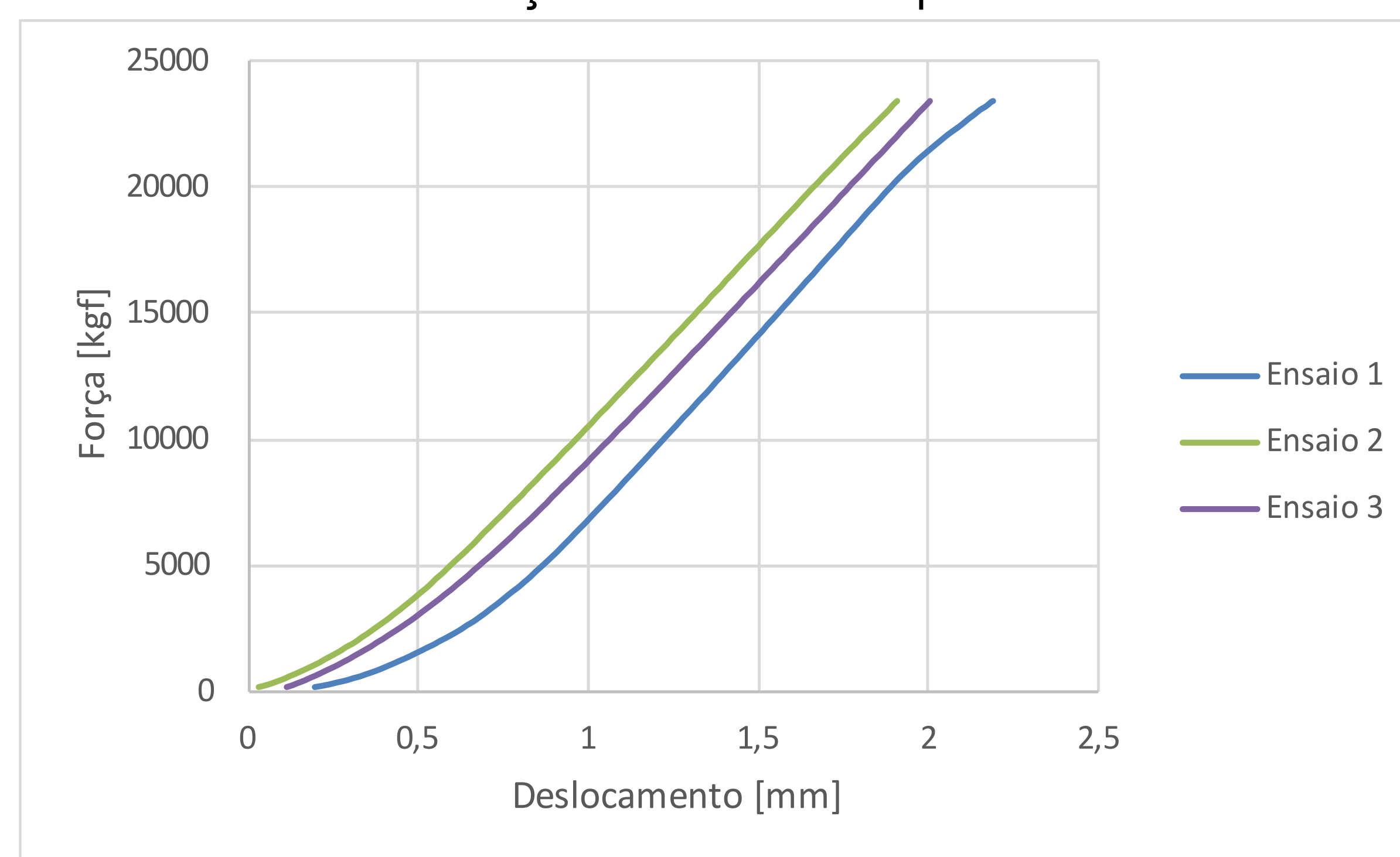
Nos testes estáticos, o procedimento inclui: inserção do dispositivo entre dois blocos metálicos, aplicação de carga até a falha e gravação da curva de distribuição de carga. Calcula-se então a distribuição de tensão de escoamento, rigidez, momento e tensão de ruptura. Utilizou-se a máquina MTS 810, com limite de carga de 25 toneladas a 10 mm/min e taxa de amostra de 5 amostras

por segundo, para realização do teste de compressão em 3, dos 7 modelos impressos em parceria com a empresa Enterprises – Artfix.

RESULTADOS E CONCLUSÃO

Entretanto, durante os ensaios, os implantes suportaram uma carga de 23 t (limite de carga máquina utilizada) sem falhar. O Gráfico 1 apresenta a curva de força x deslocamento obtida com os 3 protótipos ensaiados. Isso comprova que a geometria desenvolvida suporta as cargas necessárias para aplicação no corpo humano, portanto, conclui-se que o objetivo do protótipo foi atingido.

Gráfico 1 – Força x deslocamento para os 3 testes



Fonte: Autor

PRÓXIMOS PASSOS E INOVAÇÃO

- Proposta de parceria: FEI + IOT-HCFMUSP e Distribuidora Spine Health
- Visita futura: MACOM e Osteomed
- Rate de avaliação da proposta: **4,92** de 5
- Desenvolvimento de prótese trabeculada (Falha em compressão com 16t)
- Desenvolvimento de guias para auxílio durante a cirurgia

