

MARCÍLIA VALÉRIA GUIMARÃES

AVALIAÇÃO DE IMPLANTES SEM FIOS DE SUTURA
PARA O REPARO ALTERNATIVO DE TENDÕES DO
MANGUITO ROTADOR



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2018

AVALIAÇÃO DE IMPLANTES SEM FIOS DE SUTURA PARA O REPARO ALTERNATIVO DE TENDÕES DO MANGUITO ROTADOR

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **DOUTORA EM ENGENHARIA MECÂNICA.**

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Prof. Dr. Dagoberto de Oliveira Campos

UBERLÂNDIA – MG

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

G963a
2018 Guimarães, Marcília Valéria, 1984-
Avaliação de implantes sem fios de sutura para o reparo alternativo
de tendões do manguito rotador [recurso eletrônico] / Marcília Valéria
Guimarães. - 2018.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Dagoberto de Oliveira Campos.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2019.7>
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Manguito Rotador. 3. Elementos finitos.
4. Ombro - Lesões. 5. Suturas. 6. Tendões - Implantes. I. Araújo,
Cleudmar Amaral de, 1963-, (Orient.). II. Campos, Dagoberto de
Oliveira (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3239-4282 - www.posgrad.mecanica.ufu.br - secposmec@mecanica.ufu.br



ATA

ATA DE DEFESA DE TESE

NÚMERO DE ORDEM: 248

DATA: 31/07/2018

Às nove horas do dia trinta e um de julho de dois mil e dezoito, na Sala 313 - Bloco 1M, Campus Santa Mônica, reuniu-se a Banca Examinadora composta pelos professores Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (orientador), Dr. Dagoberto de Oliveira Campos (coorientador), Dr. José Daniel Biasoli de Mello e Dr. Rogério Sales Gonçalves, da Universidade Federal de Uberlândia, Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, da Universidade Estadual de Campinas, e Dra. Maria Helena Barbosa, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, para, sob a presidência do primeiro, desenvolver o processo de avaliação da tese intitulada **“Avaliação de Implantes Sem Fios de Sutura para o Reparo Alternativo de Tendões do Manguito Rotador”**, apresentada pela aluna **MARCÍLIA VALÉRIA GUIMARÃES**, matrícula número **11323EMC006**, em complementação aos requisitos determinados pelo Regimento do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica para obtenção do título de Doutora. Após discorrer sobre seu trabalho, a candidata foi arguida pelos membros da Banca, diante das comunidades universitária e externa. Em seguida, a tese foi avaliada em seção privada pelos membros da Banca que, ao encerrar o processo, consideraram-na:

Aprovada

Aprovada com modificações a serem submetidas para a aprovação do orientador.

Aprovada com modificações a serem submetidas para a aprovação da banca.

Reprovada

conferindo à aluna, em caso de aprovação, o título de Doutora em Engenharia Mecânica, Área de Concentração: **Mecânica dos Sólidos e Vibrações**; Linha de Pesquisa: **Engenharia Biomecânica**. As demandas complementares observadas pelos examinadores deverão ser satisfeitas no prazo máximo de 60 dias, para dar validade a esta aprovação. Para constar, lavrou-se a presente ata, que vai assinada pelo presidente e demais membros da Banca.

Membros:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (orientador) - UFU

Prof. Dr. Dagoberto de Oliveira Campos (coorientador) - UFU

Prof. Dr. José Daniel Biasoli de Mello - UFU

Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves - UFU

Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia - UNICAMP

Uberlândia, 31 de julho de 2018



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2018, às 13:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rogério Sales Gonçalves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2018, às 13:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Dagoberto de Oliveira Campos, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2018, às 13:13, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cecilia Amélia de Carvalho Zavaglia, Usuário Externo**, em 31/07/2018, às 13:14, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **José Daniel Biasoli de Mello, Professor(a) do Magistério Superior**, em 31/07/2018, às 13:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maria Helena Barbosa, Usuário Externo**, em 31/07/2018, às 13:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0607443** e o código CRC **F1639AB3**.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por permitir a realização desta etapa e mais tantas etapas em minha vida. Sem Ele nada disso teria sido possível.

Aos meus pais Maria e José pelo apoio, confiança e amor incondicional. Obrigada pela educação e ensinamentos de vida que contribuíram para ser o que sou hoje. Agradeço também pelo incentivo constante em todos estes anos de estudo e por acreditarem nos meus sonhos. Ao meu irmão Glauber pelo companheirismo de sempre.

Ao Carlos por ter me incentivado nessa caminhada, e por todo seu companheirismo e amor.

Ao meu orientador prof. Cleudmar Amaral de Araújo pelas oportunidades, confiança e incentivo ao longo deste período. Além do que sua dedicação e amor à pesquisa é um exemplo para nós que fazemos parte da família do LPM.

Ao meu coorientador prof. Dagoberto de Oliveira Campos por ter incentivado e entender a importância e participação de profissionais da medicina em pesquisas na área da engenharia biomecânica.

Ao médico ortopedista da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia (FAMED/UFU), Thiago Corrêa do Carmo por ter participado e colaborado na realização deste trabalho. Obrigada Thiago pelas ideias, sugestões, conhecimentos e apoio que foram de suma importância para a concepção do presente trabalho.

Aos amigos do LPM, Gabi, Carol, Larissa, Neto, Renato, Thiago Donegá, Sérgio e Isadora pelos momentos de alegria, descontração, apoio e ajuda sempre que preciso. Obrigada pela companhia, é muito bom conviver e trabalhar com vocês.

À Denize pela grande ajuda durante a realização deste trabalho. Seu apoio e amizade foram de fundamental importância para mim.

Ao Márcio pelo auxílio, dicas e ideias que contribuíram grandemente para o trabalho. E saiba que te considero uma pessoa excepcional e torço sempre pelo seu sucesso.

Às minhas amigas para a vida toda, Ana Angélica, Elidiana, Izabel e Michele. Agradeço pela preciosa amizade e por todos os momentos que passamos e vamos passar juntas.

Aos meus amigos Elton e Fábio, pelo companheirismo, amizade, apoio e conselhos durante todo o período de graduação e pós. Obrigada por fazerem parte da minha vida e saibam que considero vocês como irmãos.

Ao técnico Diego que contribuiu imensamente com suas soluções técnicas para a realização deste projeto. Obrigada Diego pelas ideias e por seu excelente trabalho. Agradeço ao Jonas que de forma indireta também contribuiu neste trabalho.

À pós-graduação em Engenharia Mecânica pela oportunidade de cursar o mestrado e doutorado em programa de grande reconhecimento e mérito nacional.

À Capes, à FAPEMIG e à CNPq pelo apoio financeiro concedido.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar o curso de Engenharia Mecânica. Agradeço, especialmente, aos professores pelos conhecimentos passados desde a graduação até o doutorado.

GUIMARÃES, M. V. **Avaliação de implantes sem fios de sutura para o reparo alternativo de tendões do manguito rotador**. 2018. 182 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Lesões do manguito rotador são desordens patológicas que provocam dor e disfunção do ombro. O reparo cirúrgico destas lesões é feito comumente usando âncoras de sutura por meio da artroscopia. Porém, as âncoras possuem desvantagens como a passagem dos fios de sutura pelo tendão e a amarração dos nós que tornam a cirurgia mais complexa. Para contornar estes problemas, este trabalho propôs desenvolver e otimizar implantes que não usam fios de sutura. O comportamento mecânico dos implantes foi avaliado usando ensaios experimentais e modelagens por elementos finitos. Como resultado, três novos implantes em forma de grampo foram propostos. Estes implantes foram fabricados em liga de titânio por manufatura aditiva e nomeados de implante tipo 1 (duas hastes e cabeça retangular), tipo 2 (duas hastes inclinadas e cabeça retangular alargada) e tipo 3 (três hastes e cabeça circular). Ensaios mecânicos foram conduzidos usando uma fita de poliéster passada pela cabeça dos implantes para tracioná-los e um bloco de espuma rígida com propriedades mecânicas próximas às do osso trabecular para inserção dos implantes. A força média de inserção de cada implante foi estimada por meio de um aparato construído para esse procedimento e conectado a um sistema de aquisição de dados. A resistência mecânica e o deslocamento dos implantes foram avaliados em testes de arrancamento a uma velocidade constante. A análise da fixação dos implantes foi feita por meio de modelos tridimensionais de elementos finitos. Os resultados dos ensaios mostraram que durante a inserção dois implantes falharam, um do tipo 1 e outro do tipo 3. Na inserção, o implante tipo 3 necessitou de uma força média maior para ser inserido do que os implantes tipo 1 e tipo 2. No arrancamento, a resistência de fixação do implante tipo 2 foi superior à obtida para os implantes tipo 1 e tipo 3. E o deslocamento até a falha do implante tipo 2 foi menor que o dos implantes tipo 1 e tipo 3. Nas análises por elementos finitos, o modelo de reparo com o implante tipo 2 apresentou na região distal do tendão os menores níveis de deslocamento resultante e tensão de von Mises. A partir dos resultados concluiu-se que o implante tipo 2 apresentou características geométricas que podem contribuir para uma melhor resistência da fixação e estabilidade do tendão ao osso em reparos do manguito rotador.

Palavras Chave: *Manguito rotador, Lesões, Novos implantes sem fios de sutura, Ensaios experimentais, Elementos finitos.*

GUIMARÃES, M. V. **Evaluation of sutureless implants for the alternative repair of rotator cuff tendons**. 2018. 182 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

Rotator cuff tears are pathological disorders that generate shoulder pain and disability. The repair is made by arthroscopic surgery using suture anchors. However, the suture anchors have disadvantages like guiding sutures through tendon and tying knots. To solve those problems, the aim of this study is developing and optimizing sutureless implants. The mechanical behavior of implants was evaluated using experimental testing and finite element analysis. As result, two three staple-shaped implants was proposed. The implants were manufactured in titanium alloy by additive manufacturing and named of implant type 1 (two legs and rectangular head), type 2 (two legs and enlarged rectangular head) and type 3 (three legs and circular head). Experimental testing was performed with a polyester ribbon passed through the head of implants to pull them out and a rigid polyurethane foam block with close related biomechanical properties to the trabecular bone. The insertion average load of each implant was estimated by using a device building for that procedure and connected to a data acquisition system. The mechanical strength and displacement of implants was evaluated using pull out testing at a constant rate. The analysis of implant fixation was performed by using tridimensional finite element models. The results of experimental testing showed that two implants had failed during the insertion procedure: one of type 1 and one of type 3. The implant type 3 required a higher average load to be inserted than the others. In the pullout test, the fixation strength of implant type 2 was higher than type 1 and 3. And the displacement until the failure of the implant type 2 was lower than the other implants. In the finite element analysis, the rotator cuff repair model of implant type 2 showed lower levels of displacement and von Mises stress. From these results it was concluded that the type 2 implant showed geometrical characteristics that can contribute to a better fixation resistance and stability of bone tendon in rotator cuff repairs.

Keywords: *Rotator cuff, Tears, New sutureless implants, Experimental testing, Finite element analysis.*

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado	
E	Módulo de Elasticidade	(N/mm ²)
ν	Coefficiente de Poisson	
μ	Constante hiperelástica do modelo de Ogden	
α	Constante hiperelástica do modelo de Ogden	
D	Constante hiperelástica do modelo de Ogden	

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Manguito rotador	5
2.2. Biomecânica do tendão	8
2.3. Lesões dos Tendões do Manguito Rotador	12
2.3.1. Classificação das lesões do manguito rotador	15
2.3.2. Lesões do manguito – Testes experimentais e análise por elementos finitos	17
2.3.3. Tratamentos para o reparo do manguito rotador	25
2.4. Implantes para o reparo do manguito rotador	27
2.4.1. Materiais das âncoras de sutura	30
2.4.2. Ensaio biomecânicos de implantes para o reparo do manguito rotador	31
2.5. Patentes de implantes para o reparo de tendão ou ligamento ao osso	40
CAPÍTULO III - SISTEMAS DE IMPLANTES TIPO GRAMPO PARA FIXAÇÃO DO MANGUITO ROTADOR	43
3.1. Projeto do implante tipo grampo	43
3.2. Projeto do ferramental para inserção dos implantes no úmero	49
3.3. Procedimento cirúrgico proposto para os implante desenvolvidos	50
CAPITULO IV - METODOLOGIA DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS	53

	x
4.1. Fabricação dos implantes	53
4.2. Ensaio mecânicos	55
4.2.1. Ensaio de tração das fitas de poliéster	56
4.2.2. Ensaio de inserção dos implantes	57
4.2.3. Ensaio para estimar a força aplicada nos implantes	61
4.2.4. Ensaio de arrancamento dos implantes	62
CAPÍTULO V – MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS	65
5.1. Validação do comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento	65
5.1.1. Modelos geométricos desenvolvidos	66
5.1.2. Propriedades mecânicas dos materiais	70
5.1.3. Características do contato mecânico	73
5.1.4. Forças e condições de contorno	74
5.1.5. Estudo do efeito da malha de elementos finitos	77
5.2. Modelagem do processo de fixação do manguito usando os implantes desenvolvidos	78
5.2.1. Propriedades mecânicas dos materiais	83
5.2.2. Características do contato mecânico	85
5.2.3. Forças e condições de contorno	85
5.2.4. Estudo do efeito da malha de elementos finitos	87
CAPÍTULO VI – RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS E MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS (MEF)	88
6.1. Avaliação dos ensaios experimentais	88
6.1.1. Análise dos ensaios de tração das fitas de poliéster	90
6.1.2. Análise dos ensaios de inserção dos implantes	94
6.1.3. Análise dos ensaios para estimar a força efetiva nos implantes	95
6.1.4. Análise dos ensaios de arrancamento dos implantes	96
6.1.5. Implantes após o ensaio de arrancamento	102

6.1.6. Discussão dos resultados	103
6.2. Avaliação do comportamento mecânico dos implantes usando o MEF	107
6.2.1. Análise do comportamento experimental da fita de poliéster	109
6.2.2. Análise do comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento	113
6.2.3. Análise da distribuição de tensão de von Mises nos implantes	123
6.3. Análise numérica do reparo do manguito rotador feito com os implantes propostos	126
6.3.1. Modelo intacto do tendão supraespinal	127
6.3.2. Análise dos modelos de reparo do manguito rotador	133
6.3.3. Comparação dos modelos com o tendão intacto e lesionado	155
CAPÍTULO VII - CONCLUSÕES	161
CAPÍTULO VIII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	164

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

O manguito rotador é um conjunto de quatro músculos (supraespinhal, subescapular, infraespinhal e redondo menor) e seus respectivos tendões que fazem parte do complexo do ombro. Ele auxilia na estabilidade dinâmica da articulação glenoumeral por meio da compressão da cabeça do úmero contra a cavidade da glenóide o que permite ao ombro a realização de uma ampla quantidade de movimentos funcionais (GUIMARÃES,2013). A Figura 1.1 mostra a localização dos músculos e tendões do manguito rotador.

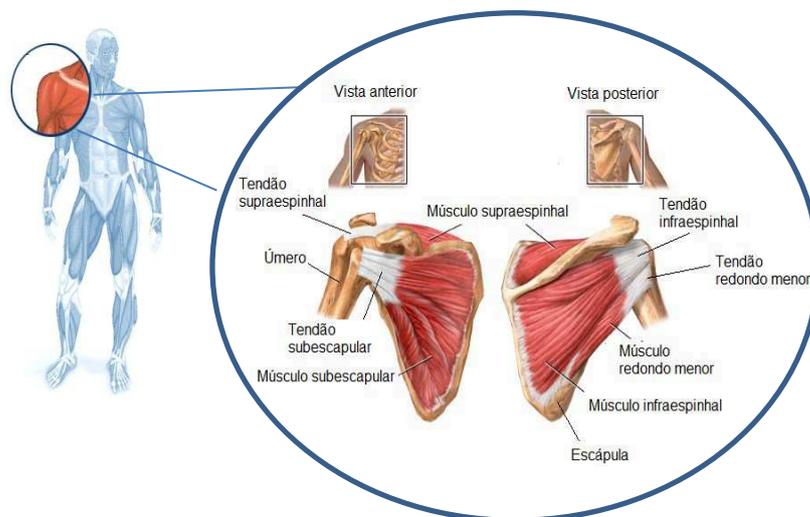


Figura 1.1 Músculos e tendões do manguito rotador. Disponível em <www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19622.htm>. Adaptado em 20 de agosto de 2018.

Os tendões do manguito rotador estão sujeitos a ocorrência de lesões que podem provocar dor e incapacidade funcional do ombro. Estudos relatam que a incidência dessas

lesões aumenta com a idade, ocorrendo com maior frequência em indivíduos acima de 60 anos (TEMPELHOF;RUPP;SEIL, 1999; YAMAMOTO et al., 2010; MINAGAWA et al., 2013; TEUNIS et al., 2014; ZUMSTEIN et al., 2017).

As causas dessas lesões são multifatoriais e podem abranger desde fatores externos ao manguito como o impacto, quanto fatores intrínsecos do próprio manguito como a degeneração do tendão devido ao envelhecimento (ROCKWOOD; MATSEN, 2009) .

A cirurgia de reparo das lesões do manguito envolve técnicas para a reinserção do tendão ao seu leito ósseo na cabeça do úmero. O retorno das funções do ombro após a cirurgia está diretamente relacionada à integridade do reparo (CUMMINS et al., 2003). Portanto, a principal finalidade desse procedimento consiste em alcançar uma adequada fixação do tendão de tal forma que esteja estabilizado no seu local de inserção até que ocorra a cicatrização ao osso (LEE et al., 2005; MCFARLAND et al. 2005; RANDELLI et al., 2017).

Uma forma comum para reinserir os tendões lesionados ao osso é usando as chamadas âncoras de sutura, cujo desenvolvimento na década de 1980 foi essencial para a evolução das técnicas artroscópicas, minimamente invasivas, de reparo do manguito (GOBLE et al., 1994). Os reparos artroscópicos do tendão são tecnicamente mais difíceis de executar do que os reparos abertos, pois as etapas cirúrgicas devem ser realizadas através de cânulas posicionadas em pequenos portais abertos na região do ombro (SCHNEEBERGER et al., 2002). Por outro lado, apresentam vantagens em relação à abordagem cirúrgica aberta como menor trauma ao músculo deltoide e menor dor no período pós-operatório (MA et al., 2011).

No mercado existe muitos modelos de âncoras de sutura com diferentes configurações e materiais. A união do tendão rompido ao osso com as âncoras é feita pelos fios de sutura que podem ser passados pelo tendão de diferentes maneiras e amarrados usando diversos tipos de nós. Esse processo é trabalhoso e necessita de um maior tempo cirúrgico, uma vez que, é realizado, principalmente, por artroscopia (SCHNEEBERGER et al., 2002; LEE et al., 2005). Além disso, pode ocorrer das fibras do tendão serem danificadas pelos fios de sutura (ONO et al., 2018) durante o processo de amarração. Outro fato relevante é que, apesar do avanço tecnológico dos materiais dos fios ter propiciado um aumento de sua resistência mecânica reduzindo falhas por ruptura, falhas como afrouxamento ou escorregamento dos nós e quebra do orifício de passagem dos fios nas âncoras foram observadas com o uso de fios mais resistentes em ensaios biomecânicos (BARBER; HERBERT; BEAVIS, 2009; BARBER; HAPA; BYNUM, 2010; BARBER; HERBERT, 2013; GALLAND et al., 2013; NAGRA et al., 2017).

Visando reduzir o tempo cirúrgico e eliminar possíveis efeitos nocivos dos fios de sutura foi proposto, no mestrado, a primeira versão de um implante em formato de grampo que não usa fios para a fixação dos tendões do manguito rotador. O implante projetado une o tendão

ao úmero através de uma cabeça linear e a resistência ao arrancamento do osso é fornecida por filetes posicionados nas hastes verticais do dispositivo. Assim, excluem-se dificuldades como a passagem e amarração dos fios de sutura durante o procedimento artroscópico, diminuindo o tempo cirúrgico. Além do que, elimina-se um dos principais pontos de falha do reparo que são os fios de sutura uma vez que dependendo do tipo de nó e força usada esses fios podem escorregar ou afrouxar e ainda podem danificar as fibras do tendão (GUIMARÃES, 2013).

O objetivo principal do presente trabalho foi otimizar a geometria do implante descrito anteriormente propondo sistemas alternativos de forma a melhorar a fixação no osso e aumentar a área de contato com o tendão. O comportamento mecânico dos implantes, versão inicial e geometrias otimizadas, foi avaliado utilizando ensaios experimentais e modelagens por elementos finitos. Os testes experimentais foram feitos para verificar a resistência ao arrancamento que deve ser suficiente para resistir as demandas funcionais do ombro e a estabilidade da fixação dos implantes para permitir a cicatrização do tendão ao osso. A análise por elementos finitos foi implementada com a finalidade de avaliar o comportamento quanto aos níveis de tensões e deslocamentos dos implantes em um reparo simplificado do manguito rotador.

Para atingir o objetivo proposto, o trabalho foi desenvolvido de acordo com os seguintes capítulos.

- Capítulo I – Introdução ao problema e motivação para o desenvolvimento do trabalho;
- Capítulo II – Revisão da literatura a respeito da anatomia, biomecânica, tipos de lesões do manguito rotador, formas de tratamento, implantes e patentes sobre implantes para o reparo de tendão e /ou ligamento;
- Capítulo III – Proposta de duas novas configurações de implantes para o reparo do tendão do manguito que não usam fios de sutura tendo como base o dispositivo de fixação em forma de grampo desenvolvido. E proposta inicial de uma ferramenta para inserção dos implantes. Aqui são descritas a geometria, dimensões e formas de fixação no tendão e no osso dos implantes e exibida a geometria e dimensões do dispositivo de inserção. Ao fim do capítulo é descrito o procedimento cirúrgico proposto para ser usado com os implantes de fixação e a ferramenta de inserção;
- Capítulo IV – Metodologia usada na realização dos ensaios experimentais com os implantes para o reparo do manguito. Os ensaios foram feitos para avaliar questões relacionadas a inserção dos implantes, a resistência e deslocamento até o arrancamento de cada dispositivo de fixação;

- Capítulo V – Metodologia desenvolvida para a validação do comportamento experimental dos implantes nos testes de arrancamento usando análise por elementos finitos e metodologia para a avaliação da resistência e deslocamento dos implantes na união do tendão supraespinhal ao úmero;
- Capítulo VI – Análise e discussão dos resultados obtidos com os ensaios experimentais de inserção e arrancamento dos implantes, análise dos resultados obtidos com a simulação por elementos finitos para a validação do comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento e por fim, análise dos resultados das simulações dos modelos de união do tendão ao osso usando os implantes de fixação;
- Capítulo VII – Conclusões e sugestões para trabalhos futuros;
- Capítulo VIII – Referências bibliográficas utilizadas no trabalho.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são apresentados assuntos relevantes que serviram de base para a concepção da tese. No caso, é feita uma revisão detalhada do manguito rotador, seu papel para o funcionamento global do ombro, os tipos de lesões que podem afetá-lo, suas possíveis causas e tratamentos. Além disso, é apresentada uma abordagem a respeito do tendão, características biomecânicas de seu comportamento.

Uma revisão dos tipos de implantes comerciais usados no tratamento do manguito rotador, com enfoque na geometria, no material, nos modos de falha e nos ensaios mecânicos também é mostrada nesse capítulo. O conhecimento dos implantes existentes e suas características foram importantes para o desenvolvimento dos implantes de fixação descritos no capítulo III, cuja função principal é estabilizar os tendões na estrutura óssea durante o período de cicatrização do manguito rotador.

2.1. Manguito rotador

O complexo do ombro consiste de três ossos (úmero, escápula e clavícula), quatro articulações (glenoumeral, escapulotorácica, acromioclavicular, esternoclavicular), vários ligamentos e músculos. A atividade coordenada dessas estruturas anatômicas possibilita ao ombro a maior amplitude de movimento do corpo humano (GUIMARÃES, 2013).

A mobilidade do ombro se deve principalmente a ação da articulação glenoumeral formada pela cavidade glenóide da escápula e pela cabeça do úmero como mostrada na Fig.2.1. A cavidade da glenóide é rasa e capaz de conter somente 1/3 do diâmetro da cabeça do úmero (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996; ZUCKERMAN; ROKITO, 2006). Tal configuração possibilita a articulação uma quantidade considerável de movimento, porém instável.

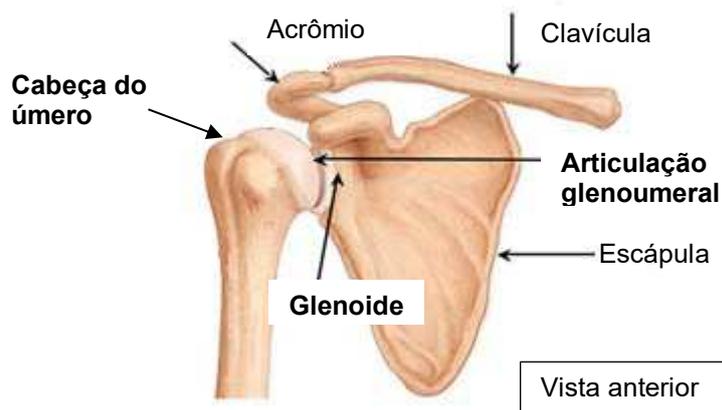


Figura 2.1 – Articulação glenoumeral formada pela cabeça do úmero e cavidade glenóide da escápula. Disponível em: <www.kneesource.com/shldr_dislocation.aspx>. Acessado em 12 de abril de 2016.

A atividade funcional da glenoumeral é dada tradicionalmente em função dos movimentos de flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano coronal e rotação interna e rotação externa no plano horizontal (ROCKWOOD; MATSEN, 2009). A Figura 2.2 mostra os movimentos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação interna e rotação externa.

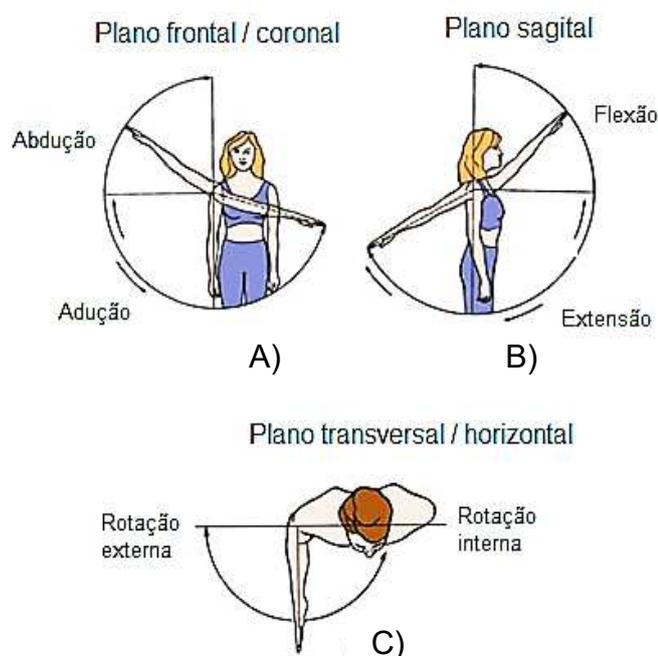


Figura 2.2 – Planos e movimentos do ombro: (A) abdução e adução no plano frontal/coronal; (B) flexão e extensão no plano sagital e (C) rotação interna e externa no plano transversal/horizontal. Disponível em <www.acefitness.org/blog/3535/muscles-that-move-the-arm>. Acessado em 20 de abril de 2016.

A estabilidade da articulação glenoumeral é fornecida por uma complexa interação entre componentes estáticos e dinâmicos do ombro. Os estabilizadores estáticos englobam estruturas como o lábio glenoidal e os ligamentos glenoumeral e coracoumeral, já a estabilidade dinâmica é proporcionada de forma mais significativa pelos músculos deltoide e manguito rotador.

O manguito rotador é um grupo formado pelos músculos subescapular, supraespinhal, infraespinhal e redondo menor. Esses músculos originam-se na escápula e são inseridos por seus tendões curtos e planos na tuberosidade maior do úmero (ver Fig. 2.3).

Cada componente do manguito rotador contribui eficientemente para a ampla variedade de movimento da articulação glenoumeral. O supraespinhal tem participação mais ativa no movimento de abdução, o infraespinhal e redondo menor atuam no movimento de rotação externa e o subescapular é o principal rotador interno do complexo do ombro (GUIMARÃES, 2013).

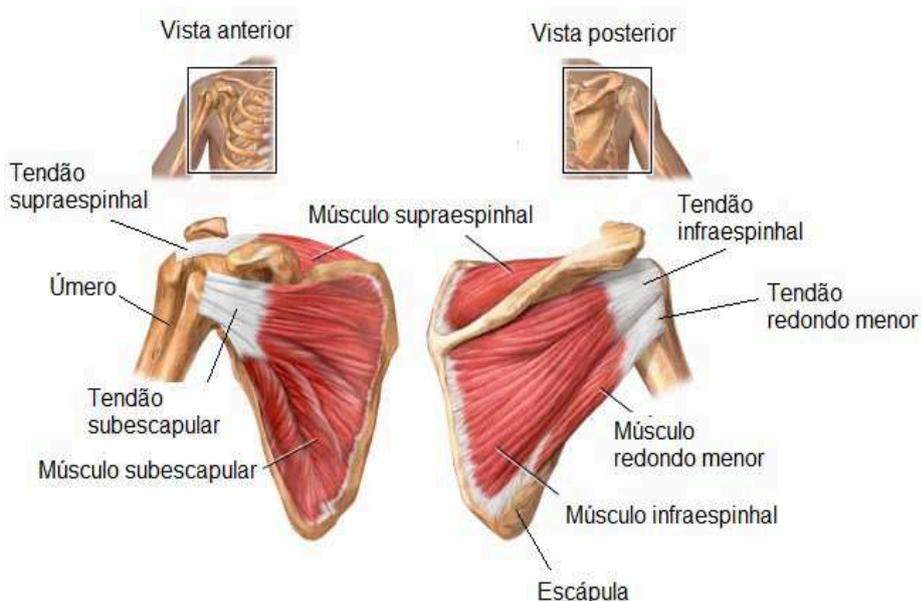
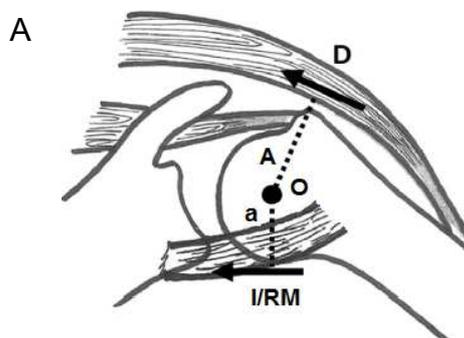


Figura 2.3 – Músculos e tendões do manguito rotador, vistas anterior e posterior do ombro. Disponível em <www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19622.htm>. Acessado em 20 de abril de 2016.

Uma das principais funções do manguito rotador é manter a cabeça do úmero comprimida e centrada na cavidade da glenóide, o que cria um centro único de rotação ao mesmo tempo que possibilita abdução ou rotação eficiente do braço. Essa centralização da cabeça do úmero na glenóide pelo manguito é devida a um equilíbrio de pares de forças estabelecidos em torno da articulação glenoumeral (PANDEY; WILLEMS, 2015). A articulação do ombro tem dois pares de forças, a saber, um no plano coronal e o outro no plano transversal (Fig.2.4). O par de força no plano coronal, que foi primeiro descrito por Inman; Saunders;

Abbott (1996), é o resultado do equilíbrio de momento criado pelo músculo deltoide (D) e os músculos infraespinhal e redondo menor (I/RM). O equilíbrio do par de força coronal acontece somente se a linha de ação da força do manguito estiver abaixo do centro de rotação da cabeça do úmero, dessa forma ele se opõe ao momento criado pelo músculo deltoide como mostrado na Fig. 2.4-A. Assim, o par de força coronal mantém o fulcro (ponto de apoio) adequado para o movimento da articulação glenoumeral. O par de força no plano transversal, descrito por Burkhart (1996) consiste do equilíbrio do momento entre o músculo subescapular (SC) e os músculos infraespinhal e redondo menor (I/RM) (ver Fig.2.4-B). Burkhart (1996) enfatizou que o par de força no plano transversal é desequilibrado na presença de lesões envolvendo o tendão supraespinhal, infraespinhal e redondo menor. Tal fato também colabora para o desequilíbrio do par de força coronal, que leva a uma migração pósterio-superior da cabeça do úmero e a sua incapacidade de manter um fulcro de movimento estável.



$$\sum M_o = 0 = I/RM \times a - D \times A$$

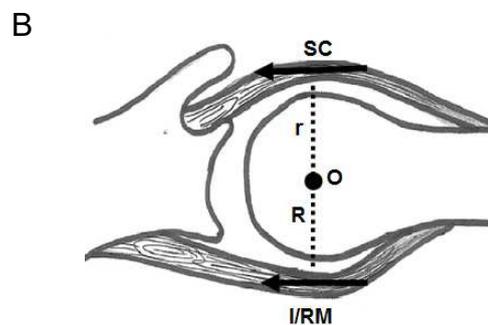
$$D \times A = I/RM \times a$$

I/RM= forças do infraespinhal/redondo menor

D = deltoide

O= centro de rotação

Mo= momento em torno de O



$$\sum M_o = 0 = I/RM \times R - SC \times r$$

$$I/RM \times R = SC \times r$$

I/RM = forças do infraespinhal/redondo menor

SC = subescapular

O = centro de rotação

Mo= momento em torno de O

Figura 2.4 – (A) Par de força no plano coronal. A posição inferior do manguito rotador cria um momento que deve equilibrar o momento do deltoide: I/RM= forças do infraespinhal/redondo menor, (D)= força do deltoide e (O)=centro de rotação. (B) Par de força no plano transversal. O subescapular está equilibrado contra o infraespinhal e redondo menor: I/RM=forças do infraespinhal/redondo menor e SC = subescapular. Adaptado de Burkhart (1996).

2.2. Biomecânica do tendão

Tendões são tecidos conjuntivos densos escassamente vascularizados cuja composição pode ser dividida em material celular e extracelular. O material celular formado por fibroblastos ocupa 20% do volume tecidual total. A matriz extracelular é constituída por 70% de água e 30% de matéria sólida que é composta por colágeno dos tipos I, II e III, glicoproteínas e elastina (CARLSTEDT, 1987; NORDIN; FRANKEL, 2004).

O principal componente estrutural da matriz extracelular é o colágeno do tipo I que representa um percentual de 95 – 99% da parte sólida do tendão (NORDIN; FRANKEL, 2004). O colágeno é uma proteína, sintetizada pelos fibroblastos, constituída por cadeias polipeptídicas tríplices, que assumem um arranjo helicoidal e possuem uma sequência repetitiva de aminoácidos principalmente glicina (33%), prolina (15%) e hidroxiprolina (15%) (CARLSTEDT, 1987; HOLZAPFEL, 2001; NORDIN; FRANKEL, 2004). Esses componentes são organizados paralelamente a um eixo originando as fibras de colágeno.

A Figura 2.5 mostra um esquema da estrutura hierárquica do tendão em que, as moléculas de colágeno (300 nm em comprimento, 1,5 nm em diâmetro) se organizam para formar as microfibrilas. As microfibrilas se organizam e formam as fibrilas (50 – 200 nm de diâmetro). No próximo nível hierárquico, as fibrilas se agregam para formar as fibras de colágeno (3 -7 μm de diâmetro). Essas fibras se combinam em feixes paralelos para formar os fascículos (com diâmetros na ordem de micrômetros); neste nível um padrão característico franzido pode ser visto histologicamente. Por fim, os fascículos são empacotados juntos em uma membrana fascicular para formar o tendão (diâmetro na ordem de milímetros ou centímetros) (KILLIAN et al., 2012).

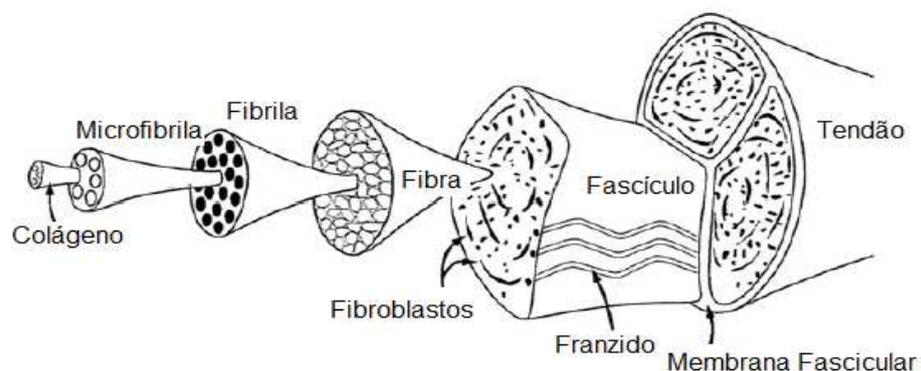


Figura 2.5 – Microarquitetura de um tendão. Adaptado de Killian et al. (2012).

As propriedades mecânicas dos tendões são devidas principalmente as fibras de colágeno do tipo I que estão arranjadas em matrizes densas e paralelas. Esse arranjo resulta em um tecido resiliente com alta resistência a tração na direção de orientação das fibras (KILLIAN et al., 2012; WILCHEZ, 2012).

Os tendões inserem os músculos aos ossos transmitindo as forças que produzem o movimento articular, além disso atuam como limitadores mecânicos e fornecem equilíbrio estático e dinâmico (CARLSTEDT, 1987; WANG, 2006; WILCHEZ, 2012).

Por suportarem e transmitirem grandes cargas de tração entre músculo e osso, os tendões estão sujeitos a movimentos repetitivos e degeneração com o passar do tempo. Essa condição os torna propensos a sofrerem lesões agudas ou crônicas (LIN; CARDENAS; SOSLOWSKY, 2004).

O comportamento mecânico do tendão é não linear, viscoelástico e anisotrópico (CARLSTEDT, 1987). A Figura 2.6 mostra uma curva típica de tensão x deformação que caracteriza o comportamento biomecânico do tendão. No início da curva tem-se a região “toe” na qual o tendão é alongado até aproximadamente 2%. Essa porção “toe” representa a redução da ondulação das fibras de colágeno com o aumento da tensão. Após a região “toe” tem-se a região linear. Nessa região o tendão sofre um alongamento inferior a 4% e as fibras de colágeno perdem seu padrão franzido e se tornam mais paralelas. A inclinação da região linear é referida como o módulo de elasticidade do tendão. Se o tendão é alongado acima de 4% ocorrem lesões microscópicas nas fibras do tendão. Entre 8 – 10% de deformação são observadas falhas macroscópicas no tendão, que podem causar a ruptura do tecido mole (CARLSTEDT, 1987; WANG, 2006). Nessa faixa de deformação a carga limite do conjunto de fibras é alcançada e acontece o principal colapso dos feixes de fibras de colágeno, e conseqüentemente a perda de capacidade do tendão para suportar carga.

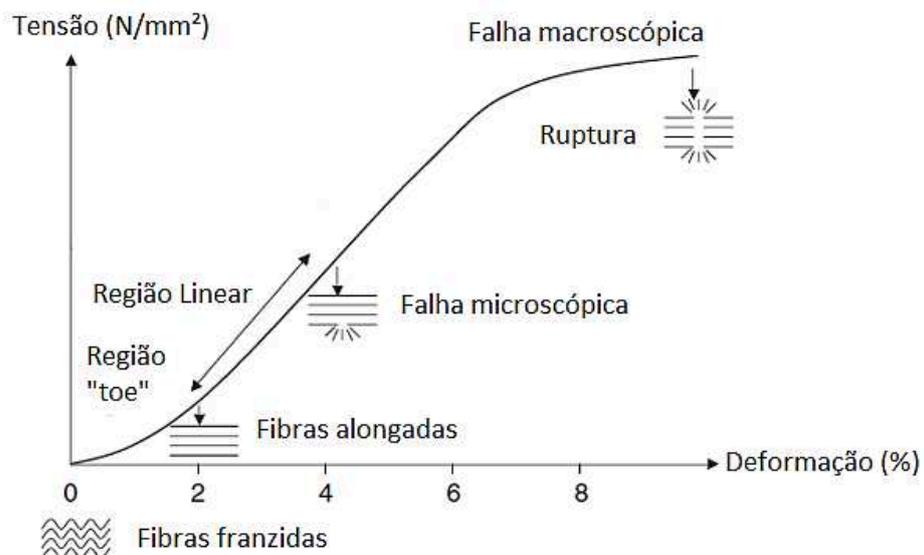


Figura 2.6 – Curva tensão x deformação do tendão. Adaptado de Wang (2006).

A viscoelasticidade é uma propriedade relevante do tendão e indica que o mesmo possui comportamento mecânico dependente do tempo. Assim, a relação entre tensão e

deformação não é constante, mas depende do tempo de deslocamento ou carga aplicada (WILCHEZ, 2012; HOLLISTER,2015). A viscoelasticidade de um material é definida pela relaxação da tensão, fluência e histerese.

Na fluência há o aumento da deformação do tendão sob uma tensão constante. A Figura 2.7-A ilustra o fenômeno da fluência e observa-se que inicialmente a deformação aumenta relativamente rápido e em seguida mais lentamente de forma progressiva. Já a relaxação da tensão é o comportamento em que a tensão decresce ou relaxa ao longo do tempo quando o tendão é submetido a uma deformação constante como mostrado na Fig. 2.7-B (CARLSTEDT, 1987; TAYLOR et al., 1990, TANG et al, 2011; HOLLISTER, 2015).

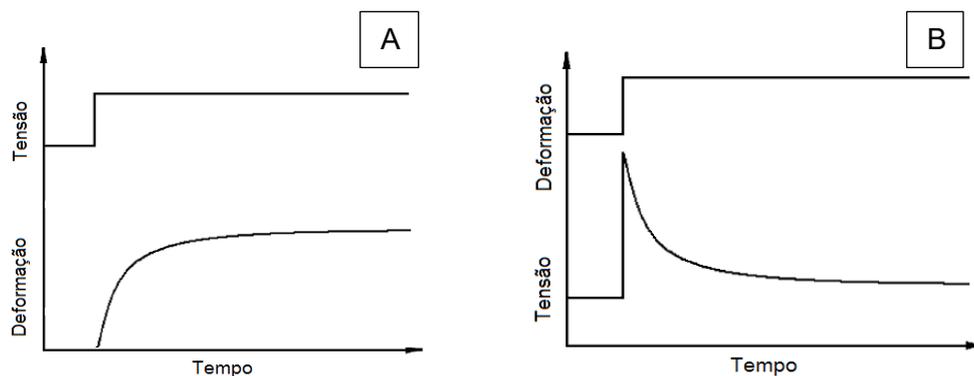


Figura 2.7 –Fluência (A) e Relaxação da tensão (B). Adaptado de Hollister (2015).

Outra característica do material viscoelástico é a histerese ou dissipação de energia. Isso significa que se um material viscoelástico é carregado e descarregado, a curva de descarregamento não seguirá a curva de carregamento. A diferença entre as duas curvas representa a quantidade de energia que é dissipada ou perdida durante o carregamento como mostrado na Fig. 2.8 (FUNG, 1993; HOLLISTER,2015).

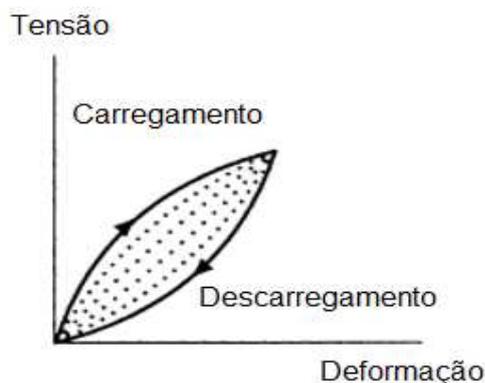


Figura 2.8 – Histerese. Adaptado de Fung (1993).

2.3. Lesões dos Tendões do Manguito Rotador

As lesões do manguito rotador são uma causa comum de dor e incapacidade funcional do ombro (DUQUIN; BUYEA; BISSON, 2010; RANDELLI et al., 2017). Estudos relatam que sua incidência aumenta com a idade, ocorrendo com maior frequência em indivíduos acima de 60 anos (TEMPELHOF; RUPP; SEIL, 1999; YAMAMOTO et al., 2010; MINAGAWA et al., 2013; TEUNIS et al., 2014).

Os tendões normais do manguito rotador são extremamente fortes, estima-se que em atividades cotidianas a força transmitida através deles seja da faixa de 140 N a 200 N com uma resistência máxima entre 600 N e 800 N na sexta e sétima década de vida do indivíduo (ROCKWOOD; MATSEN, 2009). Mesmo assim, esses tecidos estão sujeitos a lesões que podem ser causadas por fatores intrínsecos e extrínsecos ao manguito. Fatores extrínsecos predominantemente refletem variáveis anatômicas externas que interagem e contribuem para o dano do manguito rotador. Fatores intrínsecos estão relacionados a mudanças patológicas do próprio manguito (NHO et al., 2008; PANDEY; WILLEMS, 2015).

Dentro dos fatores extrínsecos, encontra-se a síndrome do impacto defendida por Neer que após avaliar 400 pacientes com lesões do manguito rotador chegou à conclusão de que 95% das lesões estavam associadas ao impacto anormal entre o arco coracoacromial (acrômio, processo coracóide, ligamento coracoacromial) e o tendão supraespinhal. Ele dividiu a síndrome do impacto em 3 estágios: estágio 1 caracterizado por dor, edema e hemorragia e presente em pacientes com idade inferior a 25 anos, estágio 2 caracterizado por inflamação e fibrose no tendão e presente em pacientes entre 25 e 40 anos e estágio 3 caracterizado pelo aparecimento de lesões no tendão, ocorrendo em pacientes acima de 40 anos (NEER, 1983). O grau de impacto entre o arco coracoacromial e o tendão foi sugerido por Bigliani; Morrison; April (1986) estar relacionado a forma do acrômio. Eles notaram em estudo usando ombros de cadáveres que o acrômio apresentou 3 diferentes tipos (ver Fig. 2.9) e que cada um influenciou no percentual de ocorrência de lesões do manguito. Tipo I, ou acrômio plano, foi associado com 3% das lesões, Tipo II, ou acrômio curvado, foi relacionado com 24% das lesões e Tipo III, acrômio em forma de gancho, foi visto em 73% das lesões dos tendões do manguito.

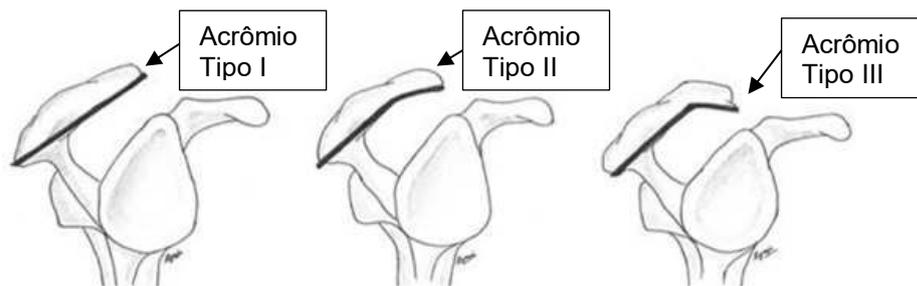


Figura 2.9 – Três diferentes tipos de acrômio. Fonte: Pandey; Willems (2015).

Outra causa de lesão do manguito ligada ao fator extrínseco está relacionada ao sobreuso mecânico do ombro dos quais fatores como frequência, intensidade e natureza das atividades mecânicas do membro superior poderiam causar dano aos tendões (NHO et al., 2008).

A teoria intrínseca, proposta por Codman em 1934, cita a hipovascularização e degeneração do tendão supraespinhal com a idade como mecanismos desencadeadores da lesão do manguito. Lorh; Uhthoff (1990) estudaram o padrão vascular do tendão supraespinhal em 18 amostras de ombros humanos com idade de 26 a 84 anos e confirmaram a presença de uma zona hipovascularizada próxima a inserção do tendão no seu lado articular. Segundo os autores isso representaria um fator significativo na patogênese das lesões degenerativas do manguito. Sarkar; Uhthoff (1996) mencionaram que com o aumento da idade as fibras do tendão do manguito rotador se tornam mais fracas, sendo, portanto, necessário uma menor força para rompê-lo, o que acarretaria no surgimento da lesão.

Entretanto, em muitos pacientes, é possível que a lesão dos tendões do manguito seja um subproduto da interação entre fatores intrínsecos e extrínsecos, assim as teorias traumáticas e degenerativas da falha do tendão podem ser sintetizadas em uma visão unificada da patogênese. Ao longo de sua vida, o manguito rotador é submetido a vários fatores, como tração, compressão, impacto subacromial, cisalhamento, inflamação, e degeneração relacionada à idade. As lesões do manguito normalmente começam na zona de maior tensão do tendão localizada na superfície da região anterior da inserção do supraespinhal na tuberosidade maior do úmero, como mostra a Fig. 2.10-A. As fibras do tendão falham quando a carga aplicada excede sua resistência mecânica (Fig. 2.10- B). A falha pode ocorrer em poucas ou atingir muitas fibras do tendão. Como essas fibras estão sob carga mesmo com o braço em repouso, elas se retraem após a ruptura (ROCKWOOD; MATSEN, 2009).

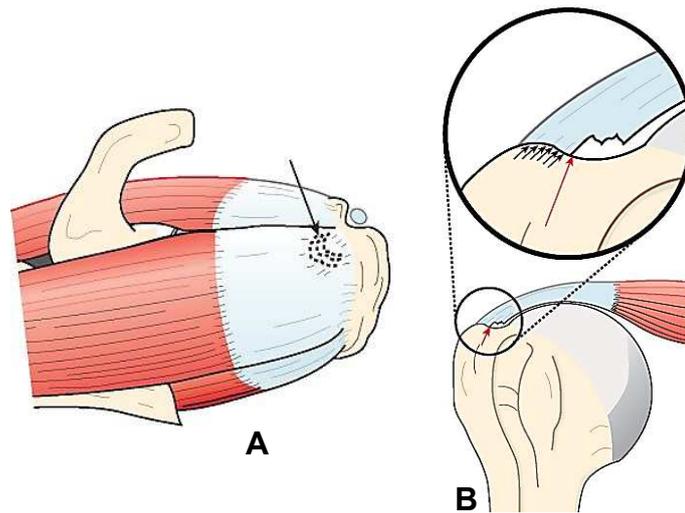


Figura 2.10 – (A) Início da lesão do tendão na porção anterior do supraespinhal, indicado pela seta. (B) Concentração de tensão, a interrupção das fibras na superfície transfere o excesso de carga para as fibras restantes, especialmente aquelas nas bordas do defeito. Fonte: Rockwood; Matsen (2009).

Cada fibra do tendão que se rompe gera pelo menos 4 efeitos adversos: (1) aumenta a carga nas fibras vizinhas; (2) separa fibras de inserção do tendão ao osso, diminuindo assim a força que o tendão pode exercer no ombro; (3) compromete a circulação sanguínea das fibras do tendão e contribui para uma isquemia local; (4) expõe as fibras do tendão ao líquido sinovial contendo enzimas líticas que removem qualquer hematoma que poderia contribuir para a cicatrização do tecido. Mesmo quando o tendão cicatriza, o tecido não tem a resiliência do tendão normal e, portanto, corre maior risco de falha em carregamentos subsequentes. Esses eventos, enfraquecem o manguito, prejudicam sua função e diminuem sua capacidade de reparo efetivo (CARMO, 2017).

Na ausência de reparo, o processo degenerativo tende a continuar e produzir uma lesão de espessura completa na porção anterior do tendão supraespinhal. Essa lesão concentra tensão em sua borda, aumentando a chance da falha de fibras adicionais com cargas menores do que aquelas necessárias para iniciar a lesão. Com subsequentes episódios de carregamento, o manguito se torna mais fraco e com menor capacidade de cicatrização. Uma vez que a lesão do tendão é estabelecida, ela se propaga posteriormente pelo restante do tendão supraespinhal e segue em direção ao tendão infraespinhal (ROCKWOOD; MATSEN, 2009).

Mediante ao exposto anteriormente, o tendão supraespinhal é o tendão do manguito mais afetado por lesões. Isso se deve em grande parte a sua posição anatômica, e em particular a condições de carregamento complexos a que ele está submetido constantemente

(LAKE et al., 2009; QUENTAL et al., 2016). A Figura 2.11 mostra a localização anatômica do tendão supraespinhal no ombro.

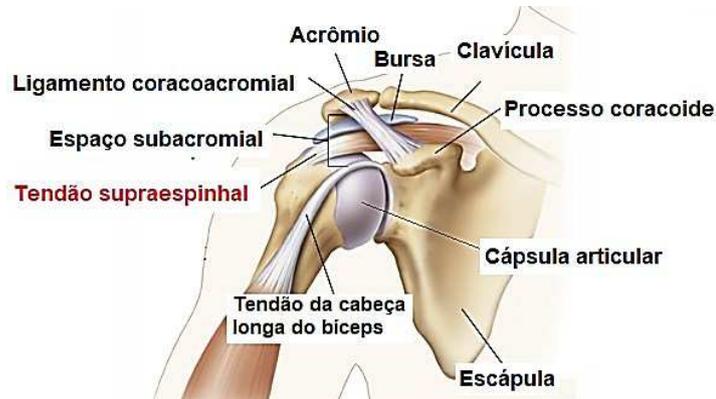


Figura 2.11 - Localização anatômica do tendão supraespinhal. Disponível em <<http://www.sephysio.com.au/blog/shoulder-impingement-and-the-equestrian>>. Acessado em 20 de abril de 2016.

2.3.1. Classificação das lesões do manguito rotador

Classificar as lesões do manguito rotador é importante para avaliar o tamanho, localização da lesão e também auxiliar no seu tratamento. A classificação é feita com base na quantidade de material danificado do tendão, sendo assim divididas em lesões parciais da espessura do tendão ou completas da espessura do tendão. Em geral, dos pacientes diagnosticados com a doença do manguito, 8% a 26% sofrem de lesões completas, e 13% a 37% sofrem de lesões parciais (ANDARAWIS-PURI; RICCHETTI; SOSLOWSKY, 2009).

Lesões parciais de espessura envolvem uma porção do tendão que pode ser do lado articular, do lado bursal ou intratendinosa ao tendão, permanecendo o restante intacto como ilustrado na Fig. 2.12.

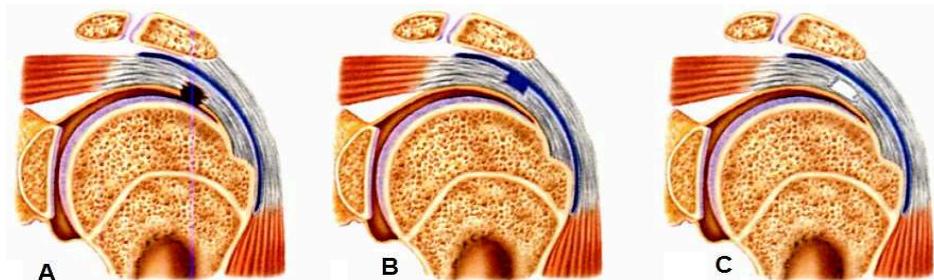


Figura 2.12 – Lesão parcial de espessura do tendão. (A) Lesão parcial no lado articular do tendão, (B) Lesão parcial no lado bursal do tendão e (C) Lesão parcial intratendinosa. Fonte: Zlatkin (2003).

Geralmente, lesões de espessura completa se caracterizam por apresentarem ruptura do tendão da sua inserção no osso com um certo grau de retração. Essas lesões podem apresentar diversas formas e tamanhos, e como consequência existem diferentes sistemas de classificação para elas. Patte (1990) desenvolveu um sistema de classificação que incorporou os seguintes fatores: (1) extensão das lesões do manguito rotador; (2) topografia da lesão no plano sagital; (3) topografia da lesão no plano coronal; (4) qualidade do músculo envolvido na lesão do tendão rompido, particularmente com relação a presença de atrofia e (5) estado do tendão da cabeça longa do bíceps (intacto, rompido, deslocado) (PATTE, 1990). Um fator importante que é abordado no esquema de Patte é o grau de retração do tendão no plano coronal como mostrado na Fig. 2.13 onde estágio 1 representa uma lesão com retração mínima, estágio 2 representa uma lesão retraída até o nível da cabeça do úmero e estágio 3 representa uma lesão retraída ao nível da glenoide.



Figura 2.13 - Diferentes estágios da retração do tendão no plano coronal. Estágio 1 – lesão com retração mínima; Estágio 2- lesão retraída até o nível da cabeça do úmero; Estágio 3- lesão retraída ao nível da glenoide. Fonte: Zlatkin (2003).

Burkhart (2000), Davidson; Burkhart (2010) descreveram as lesões completas em três diferentes tipos de acordo com a geometria que podem apresentar: Tipo I, lesões em crescente; Tipo II, lesões em forma de U; Tipo III, lesões em forma de L. A Fig. 2.14-A, 2.14-B e 2.14-C mostra respectivamente as lesões em crescente, em forma de U e em forma de L.

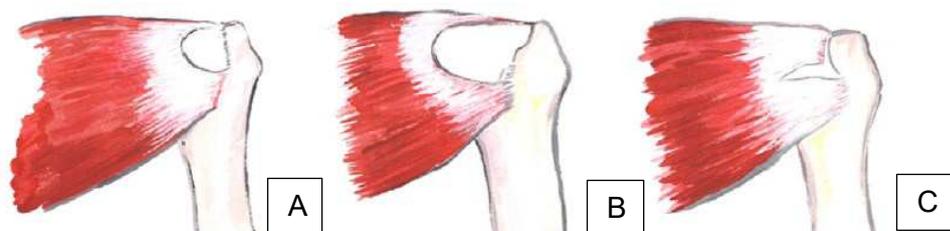


Figura 2.14 – Classificação das lesões completas do manguito rotador. A – Lesão em crescente; B – Lesão em forma de U e C – Lesão em forma de L. Fonte: Davidson; Burkhart, (2010).

Outros sistemas de classificações são feitos em função do número de tendões afetados pela lesão; do tamanho da lesão se pequena (menor que 1cm), média (entre 1 e 3 cm) grande (de 3 a 5 cm) e maciça (maior que 5 cm); da cronologia se agudas ou crônicas (GUIMARÃES, 2013).

2.3.2. Testes experimentais e análise por elementos finitos em modelos com lesões do manguito rotador

As lesões do manguito rotador afetam a funcionalidade do próprio manguito, da articulação glenoumeral e consequentemente do membro superior.

Parsons et al. (2002) quantificaram o efeito das lesões do manguito na magnitude das forças de reação da articulação glenoumeral durante a abdução do ombro no plano da escápula usando nove extremidades superiores de cadáveres humanos. O movimento da extremidade superior foi simulado usando um aparato de teste dinâmico do ombro como mostrado na Fig.2.15. Um sensor com seis graus de liberdade foi incorporado no sistema de teste para permitir a medida das forças de reação da articulação glenoumeral durante a abdução (Fig.2.15).

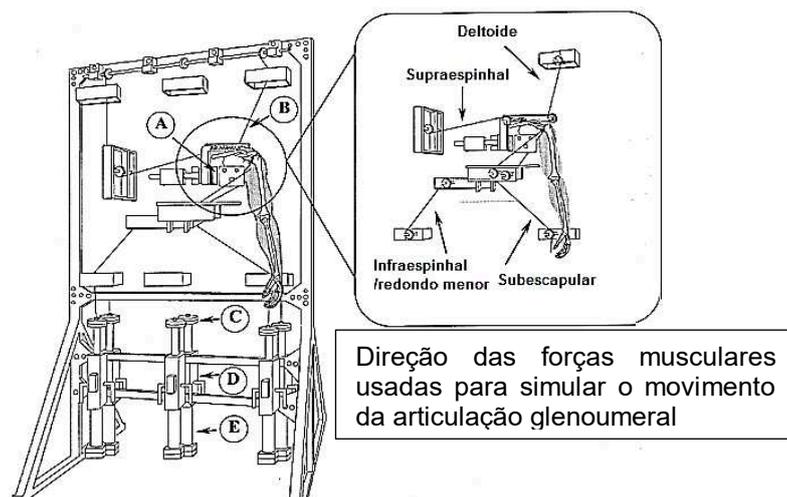


Figura 2.15– Aparato de testes dinâmicos do ombro: (A) – sensor universal de força ligado na montagem escapular , (B) sistema de cabos-polias, (C) célula de carga, (D) cilindro hidráulico e (E) dispositivo de medição do ângulo de abdução da glenoumeral. Fonte: Parsons et al. (2002).

Garras senoidais foram fixadas a cada um dos tendões do manguito rotador e deltoide. Uma vez que o infraespinhal e o redondo menor tem uma linha de ação similar e funcionam como rotadores externos no ombro, esses músculos foram combinados para formar um tendão

complexo. Após a escápula ser posicionada adequadamente, cabos de cilindros servo-hidráulicos foram fixados as garras do tendão através de um sistema de polias (Fig.2.15). Antes de cada teste, 5 N de força foi aplicada em cada tendão para centralizar a cabeça do úmero na glenóide definindo a posição inicial como 0° de abdução. A posição de “máxima abdução” foi então realizada pela aplicação de forças iguais em cada tendão a uma taxa constante de 20 N/s até que a extremidade superior alcançasse aproximadamente 90° de abdução no plano escapular. O manguito rotador foi testado em cinco condições diferentes: intacto: sem ruptura do manguito rotador; lesão parcial do tendão supraespinhal (SS); lesão completa do supraespinhal (SS); lesão parcial do supraespinhal/infraespinhal (SS/IS): lesão do supraespinhal/subescapular/redondo menor/infraespinhal (lesão maciça). A Figura 2.16 mostra a mudança na magnitude das forças de reação da articulação glenoumeral na abdução para as condições testadas. Na máxima abdução, as forças de reação da articulação para as cinco condições de teste foram: intacta = 337 ± 88 N; lesão incompleta do supraespinhal = 296 ± 83 N; lesão completa do supraespinhal = 300 ± 85 N; Lesão SS/IS = 149±15 N; Lesão global = 126 ±31 N. Não houve diferença significativa na magnitude da força de reação para a condição intacta ou aquelas envolvendo uma lesão incompleta ou uma lesão completa do tendão supraespinhal, entretanto quando a lesão envolveu 2 ou mais tendões verificou-se diminuição significativa na magnitude da força de reação da glenoumeral. Os resultados obtidos sugerem que as forças de reação da articulação são afetadas pela integridade do manguito rotador, pois lesões envolvendo 2 ou mais tendões rompem o par de força no plano transversal o que prejudica o funcionamento adequado da articulação glenoumeral.

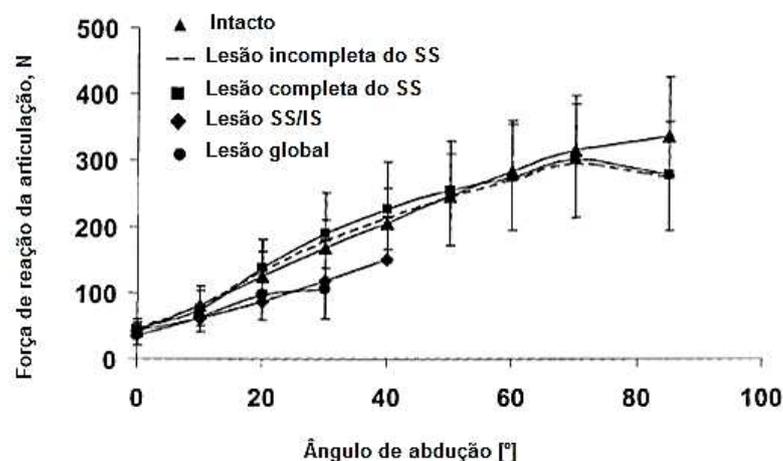


Figura 2.16 – Mudança na magnitude da força de reação da articulação glenoumeral durante a abdução para as condições: intacta, lesão parcial do supraespinhal (SS), lesão completa do supraespinhal (SS), lesão supraespinhal/infraespinhal (SS/IS) e lesão global (média ± desvio padrão). Fonte: Parsons et al. (2002).

Collin et al., (2014) avaliaram o efeito de lesões maciças do manguito rotador no movimento da glenoumeral em 100 pacientes com média de idade de 67.7 ± 8.2 anos acompanhados entre março de 2008 e abril de 2011. Os pacientes foram divididos em 5 grupos com base no padrão da lesão: (A) lesão no supraespinhal e porção superior do subescapular, (B) lesão no supraespinhal e todo o subescapular, (C) lesão no supraespinhal, porção superior do subescapular e infraespinhal, (D) lesão no supraespinhal e infraespinhal e (E) lesão no supraespinhal, infraespinhal e redondo menor (ver Fig. 2.17). Os movimentos funcionais de abdução, rotação interna e rotação externa de cada paciente foram avaliados usando um goniômetro. Os resultados mostraram que 80% dos pacientes com lesão no supraespinhal/ subescapular completo e 45 % dos pacientes com lesão envolvendo o supraespinhal/ infraespinhal /porção superior do subescapular apresentaram incapacidade para elevar o braço acima de 90° . Verificou-se também uma perda de rotação externa relacionada a lesões envolvendo o infraespinhal e redondo menor e perda de rotação interna associada a lesões no subescapular.

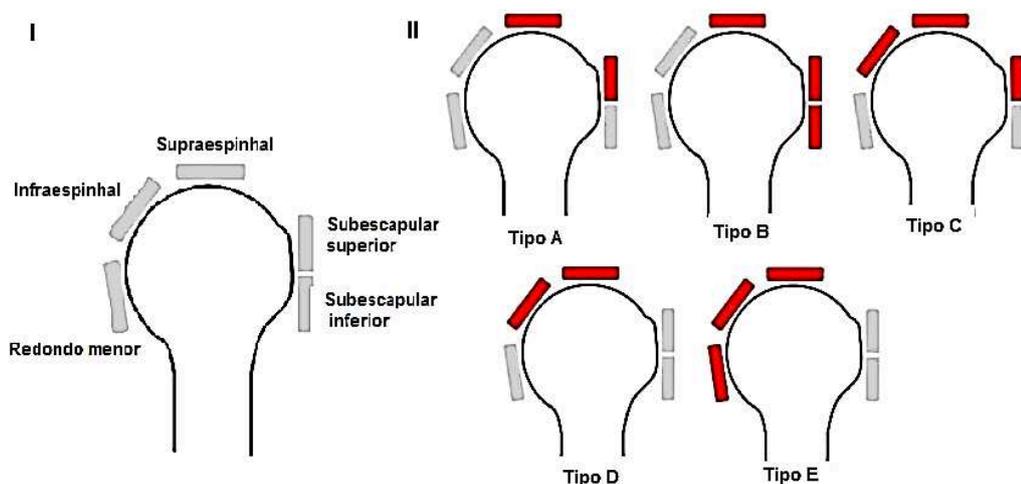


Figura 2.17 – (I) Manguito rotador foi dividido em 5 componentes: supraespinhal, subescapular superior, subescapular inferior, infraespinhal e redondo menor. (II) Lesões do manguito rotador classificadas pelos componentes envolvidos: Tipo A: supraespinhal e subescapular superior; Tipo B: supraespinhal e subescapular superior e inferior; Tipo C: supraespinhal, subescapular superior e infraespinhal; Tipo D: supraespinhal e infraespinhal e Tipo E: supraespinhal, infraespinhal e redondo menor. Fonte: Collin et al. (2014).

O método de elementos finitos é uma poderosa ferramenta analítica e numérica usada na área da biomecânica para investigar por exemplo a distribuição de tensão e deformação no osso, ligamento ou tendão. Nesse aspecto, estudos foram feitos para avaliar o

comportamento mecânico de lesões dos tendões do manguito usando análise por elementos finitos.

Sano et al. (2013) estudaram o padrão de distribuição de tensão de von Mises nos tendões do manguito rotador em dois tipos de lesões de espessura completa. As lesões em questão foram: lesão em crescente e lesão em forma de L. Para isso imagens de tomografia computadorizada (CT) do ombro normal de um cadáver humano de 69 anos de idade foram usadas para desenvolver uma modelo tridimensional de elementos finitos dos tendões do manguito. As lesões em crescente e em forma de L foram criadas em três diferentes tamanhos, 1 cm, 2 cm e 3 cm como pode ser visto na Fig. 2.18-A e 2.18-B. As propriedades mecânicas dos tendões atribuídas aos modelos foram de: módulo de elasticidade de 305,5 MPa e coeficiente de Poisson de 0,497.

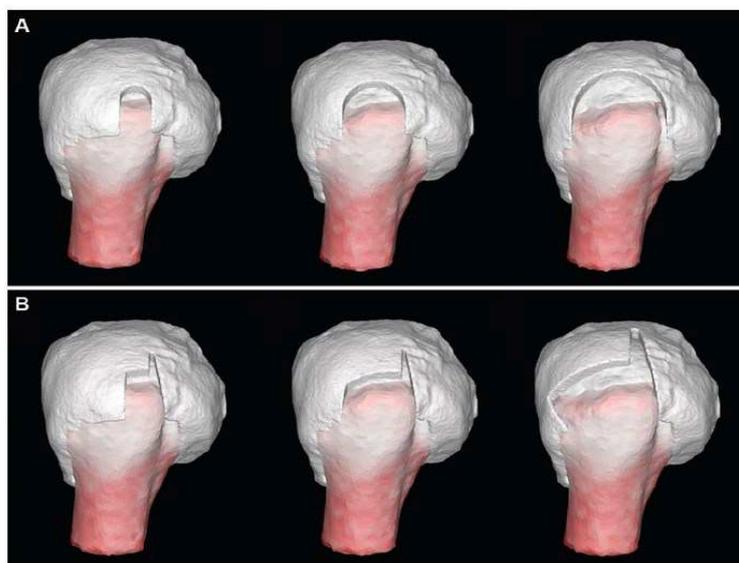


Figura 2.18 - Modelos de elementos finitos desenvolvidos. (A) modelos de lesão em forma-crescente e (B) modelos de lesão em forma de L. Três diferentes tamanhos (1, 2 e 3 cm de larguras) de lesão foram criados. Fonte: Sano et al. (2013).

Com relação ao carregamento e condições de contorno a força de tração aplicada para cada tendão do manguito nas posições do ombro em 0° de abdução e 0° de rotação externa é mostrado na Tab. 2.1. O coeficiente de atrito entre a cabeça do úmero e a superfície articular do tendão do manguito rotador foi determinado como 0. A extremidade distal do eixo umeral foi completamente restringida em todas as direções durante a análise. Em cada modelo a distribuição da tensão equivalente de von Mises foi avaliada. O padrão de distribuição de tensão na borda do tendão rompido foi comparado entre os 2 modelos e entre os 3 diferentes tamanhos de lesão. Os resultados mostraram que para os modelos de lesão na forma crescente as cargas de abdução levaram a uma concentração de tensão nas bordas anterior

e posterior do tendão rompido. No modelo de lesão de 1 cm, a tensão equivalente na borda anterior foi comparável aquela na borda posterior. Nos modelos de 2 cm e 3 cm, a maior concentração de tensão apareceu na borda posterior do tendão, especialmente no lado articular. As áreas com alta concentração de tensão aumentaram com o aumento do tamanho da lesão (Fig.2.19-A). Um padrão de distribuição de tensão similar foi visto com as cargas de rotação externa (Fig.2.19-B).

Tabela 2.1 – Forças aplicadas em cada tendão para simular abdução e rotação externa da articulação do ombro. Fonte: Sano et al. (2013).

	Forças [N]		
	Subescapular	Supraespinhal	Infraespinhal/redondo menor
Abdução	22,5	50,1	63,3
Rotação externa	15,0	10,5	94,9

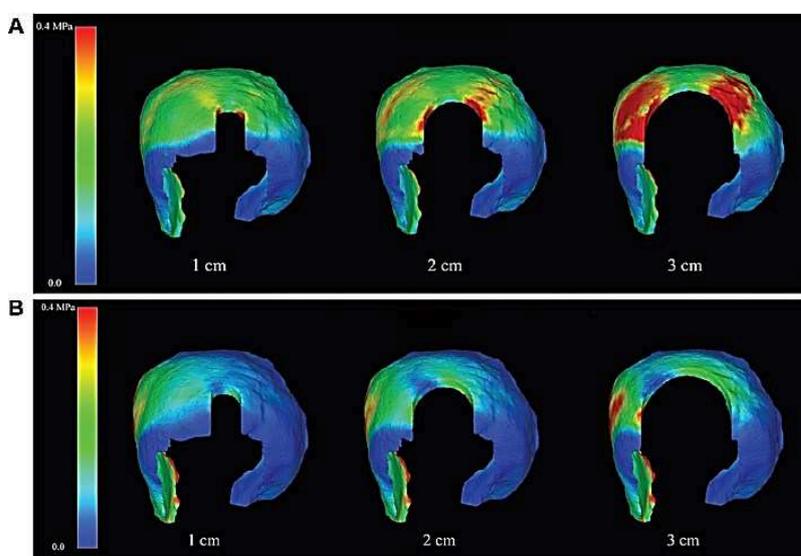


Figura 2.19 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises nos modelos com lesões em crescente com forças de (A) abdução e (B) rotação externa. A concentração de tensão (em vermelho) é vista nas bordas anterior e posterior do tendão rompido, especialmente no lado articular. Fonte: Sano et al. (2013).

Para o modelo de lesão em forma de L com tamanho de 1 cm as cargas de abdução e rotação externa levaram a uma concentração de tensão na borda posterior do tendão rompido assim como na borda inferior do lado longitudinal da lesão. Nos modelos de 2 cm e 3 cm, a mais alta concentração de tensão apareceu no lado articular da borda posterior do tendão rompido. Uma concentração de tensão relativamente alta também foi vista na parte inferior do lado longitudinal da lesão em L (Fig.2.20). Os autores concluíram que uma alta concentração de tensão foi vista em ambas as bordas anterior e posterior do tendão nas lesões em crescente

e nas lesões em forma de L uma alta concentração de tensão foi vista na borda posterior e parte inferior do lado longitudinal da lesão. As Figuras 2.21-A e 2.21-B mostram que o valor da tensão máxima de von Mises aumentou com o aumento do tamanho da lesão. Além disso, a mais alta concentração de tensão foi vista no lado articular da borda posterior do tendão rompido. O que pode estar relacionado com a patologia da delaminação, definida como uma divisão das camadas do tendão e associada com a progressão da lesão do manguito.

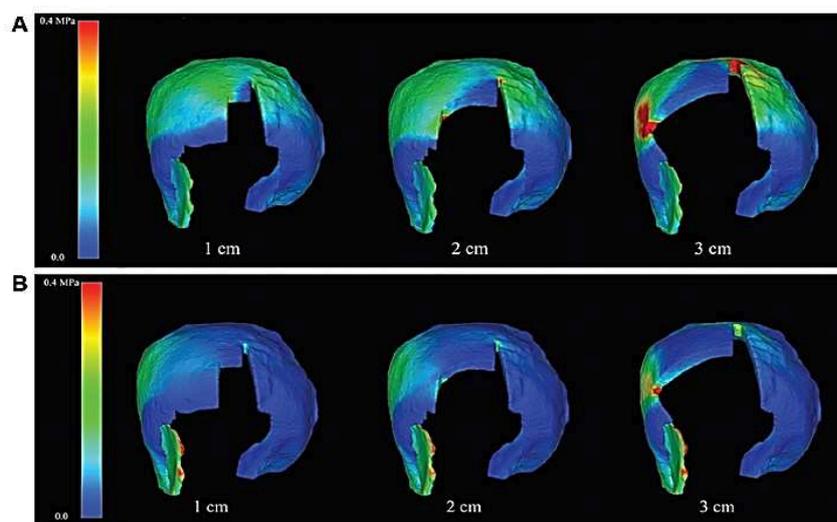


Figura 2.20 – Distribuição da tensão equivalente de von Mises nos modelos com lesão em forma de L com forças na (A) abdução e (B) rotação externa. Uma concentração de tensão é vista na borda posterior do tendão rompido assim como na parte inferior da lesão longitudinal. Fonte: Sano et al. (2013).

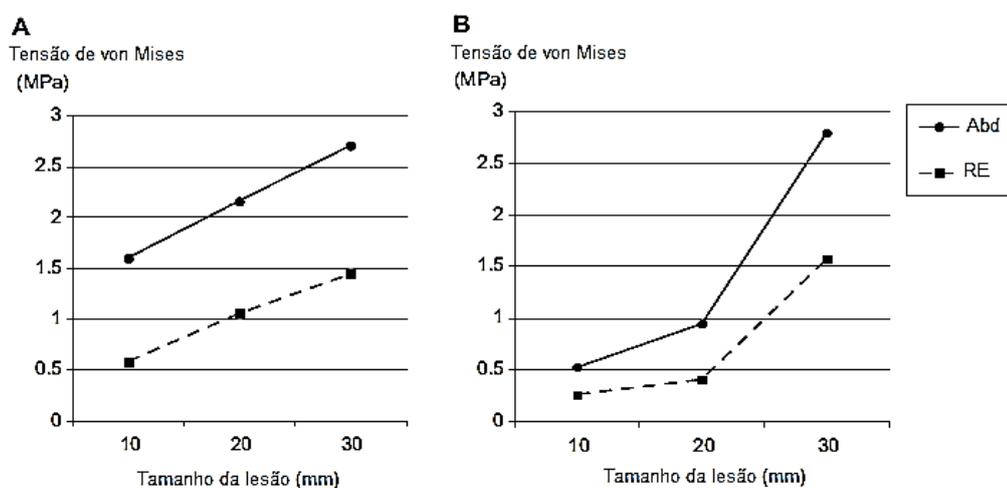


Figura 2.21 – Mudanças na tensão de von Mises com o tamanho da lesão: (A) modelos de lesão em crescente e (B) modelos de lesão na forma de L. Para a abdução e rotação externa,

a tensão de von Mises aumentou com o aumento do tamanho da lesão nos dois tipos de lesão. Abd : cargas de abdução; RE, cargas de rotação externa. Fonte: Sano et al. (2013).

Quental et al.(2016) investigaram o potencial para propagação de lesões completas de espessura de diferentes tamanhos posicionadas nas regiões posterior, central e anterior da inserção do tendão supraespinhal usando um modelo tridimensional (3D) do úmero e tendão. O modelo geométrico do tendão supraespinhal e do úmero, mostrado na Fig. 2.22, foi reconstruído a partir de imagens de ressonância magnética. As geometrias do osso e tendão foram exportadas para o programa Abaqus® e as malhas 3D foram geradas com os elementos C3D10 e C3D10H para o úmero e tendão respectivamente. Para simplificar a simulação o úmero foi assumido como um corpo rígido.

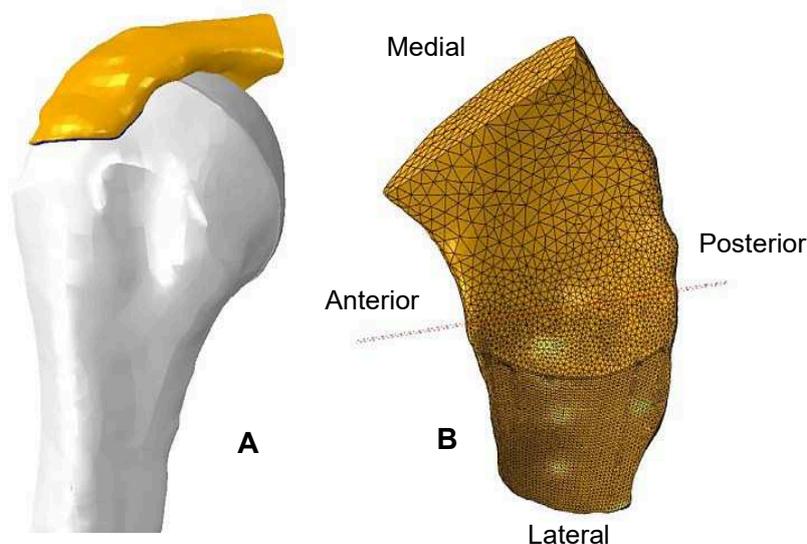


Figura 2.22 – Modelo tridimensional: (A) geometria 3D do úmero e tendão supraespinhal, e (B) vista inferior da malha de elementos finitos do tendão supraespinhal. Fonte: Quental et al. (2016).

O tendão supraespinhal foi modelado como um material hiperelástico usando as seguintes constantes: $C_{10}=1,901$ MPa, $k_1=0,590$ (MPa), $k_2= 89,680$ e $\kappa=0,139$. As análises foram feitas considerando as condições: tendão intacto, tendão com 10% de ruptura, tendão com 50% de ruptura e tendão com 90% de ruptura da sua inserção na cabeça do úmero. As lesões foram feitas nas regiões anterior, posterior e central do tendão como mostrado na Fig. 2.23-A, 2.23-B, 2.23-C e 2.23-D. Para cada lesão, três análises foram realizadas para forças de 100 N, 200 N e 400 N aplicadas na superfície mais medial do tendão supraespinhal. As Figuras 2.24-A, 2.24-B, 2.24-C e 2.24-D mostram os campos de deformação principal máxima para o tendão

submetido a uma carga de 200 N nos casos do tendão intacto e tendão com lesões completas de 10%, 50% e 90%, respectivamente.

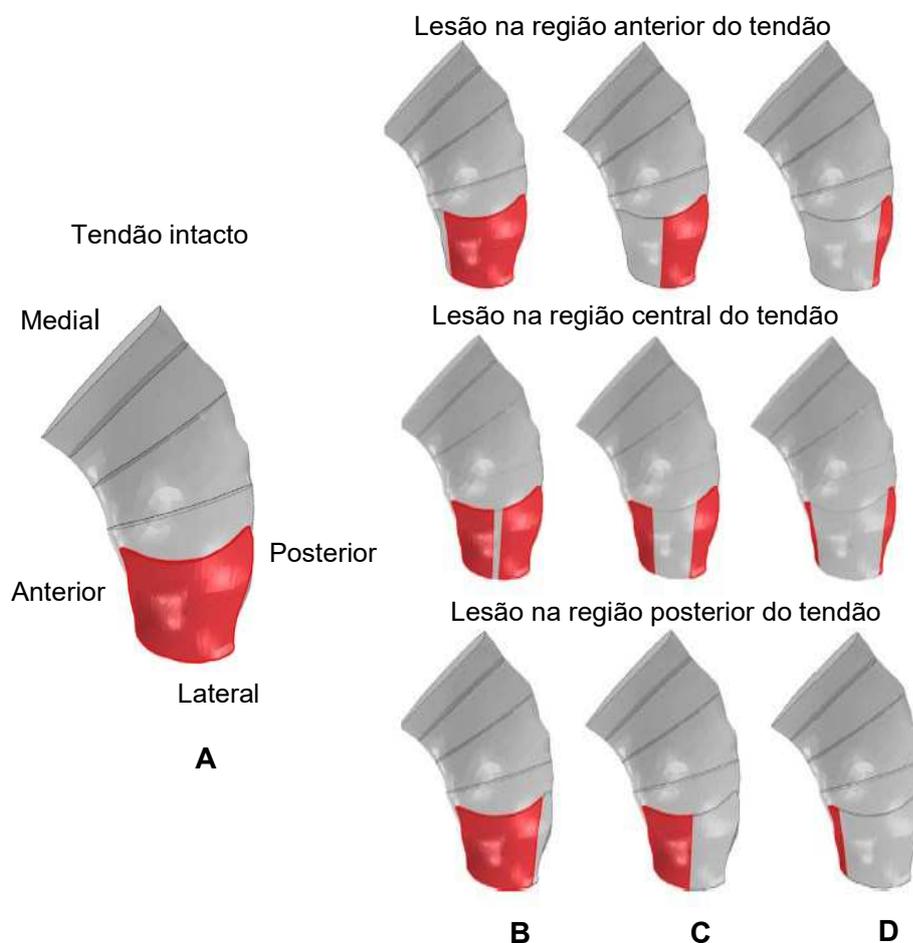


Figura 2.23 – Área em vermelho representa o tendão inserido no osso, para (A) tendão intacto, (B) tendão desinserido de 10 % do osso, (C) tendão desinserido de 50 % do osso e (D) tendão desinserido de 90 % do osso. As lesões foram simuladas nas regiões posterior, central e anterior. Fonte: Quental et al. (2016).

De acordo com a Fig. 2.24 no tendão saudável (intacto), as deformações principais máximas foram distribuídas ao longo do contorno articular do local de inserção do supraespinhal, especialmente nas regiões posterior e anterior. A simulação da lesão agravou as deformações principais máximas no tendão e também mudou parte da carga para a proximidade da lesão, independente do seu tipo. Para as lesões posteriores maiores do que 50% a região posterior do tendão ficou protegida, pois a carga foi transferida principalmente para a região anterior. As análises mostraram um impacto significativo do tamanho da lesão e sua localização não somente na magnitude, mas também no padrão das deformações principais máximas. O resultado mostrou que as lesões anteriores são mais severas do que as posteriores ou

centrais. Tal fato sugere que as lesões anteriores são mais propensas a se propagarem do que as centrais ou posteriores.

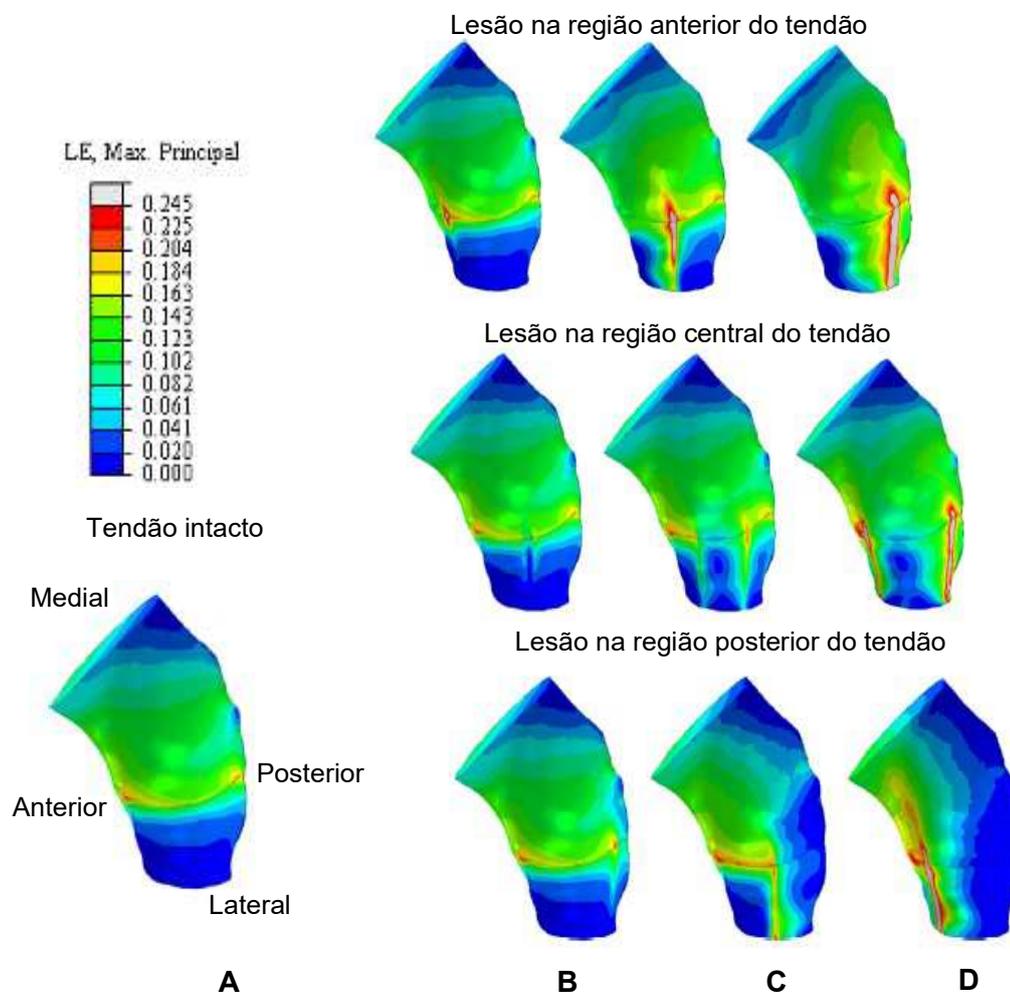


Figura 2.24– Campo de deformação principal máxima para uma carga de 200 N considerando (A) tendão intacto, (B) tendão desinserido de 10 % do osso, (C) tendão desinserido de 50 % do osso e (D) tendão desinserido de 90 % do osso. Fonte: Quental et al. (2016).

2.3.3. Reparo cirúrgico do manguito rotador

O tratamento para as lesões do manguito rotador depende do tipo de lesão, se parcial ou completa de espessura do tendão. Em geral, o tratamento conservador é indicado para a lesão parcial e o tratamento cirúrgico para lesões completas. No tratamento conservador o paciente é submetido a uma combinação de medicamentos para alívio da dor e fisioterapia para reforço muscular. O tratamento cirúrgico pode ser feito por via aberta ou usando a técnica da artroscopia (GUIMARÃES, 2013).

As finalidades técnicas do reparo do manguito incluem alcançar uma alta resistência de fixação inicial, minimizar a formação de “*gap*” e manter a estabilidade mecânica até a cicatrização do tendão ao osso (PROVENCHER et al., 2011; DENARD; BURKHART, 2013). A saber, a chamada “*gap*” acontece devido a retração da borda do tendão de seu local de inserção no úmero em função de carregamentos no manguito (LEE, 2013). A formação de uma *gap* de 5 mm, após cirurgia do manguito, indica rerruptura do tendão reparado (DENARD; BURKHART, 2013; GOSCHKA et al., 2015).

A cirurgia artroscópica do ombro é uma técnica minimamente invasiva e considerada essencial não só para o diagnóstico, mas principalmente para o tratamento das doenças articulares. A artroscopia quando comparada com a técnica aberta de reparo do manguito possui vantagens como: preservação do músculo deltoide, melhor visualização e mobilização das lesões, menor tempo de recuperação pós-operatório (GUIMARÃES, 2013).

Na artroscopia o cirurgião observa a articulação por meio de uma câmera ligada a um aparelho óptico denominado artroscópio. Para o reparo do tendão do manguito usando implantes tipo âncoras de sutura, é necessária habilidade extra do cirurgião, principalmente no manuseio dos fios de sutura, para o qual diferentes instrumentos cirúrgicos são usados como: ganchos para puxar os fios de sutura, passador de fio pelo tendão, empurrador de nó. Basicamente, a artroscopia usando âncoras consiste das seguintes etapas:

- Abertura de portais na região do ombro para a colocação de cânulas de no máximo 9 mm de diâmetro, passagens de instrumentos cirúrgicos e do artroscópio, como mostrado na Fig.2.25;
- Posicionamento do artroscópio na região do ombro onde a lesão está localizada;
- Inspeção do tendão usando uma pinça para verificar sua mobilidade;
- Remoção de 1 a 2 mm do osso cortical do úmero até que o osso trabecular fique visível para inserção do tendão;
- Inserção da âncora no osso e passagem dos fios de sutura pelo tendão;
- Aproximação do tendão do local previamente preparado na cabeça do úmero;
- Amarração dos nós dos fios de sutura para reinserção do tendão no osso trabecular do úmero.

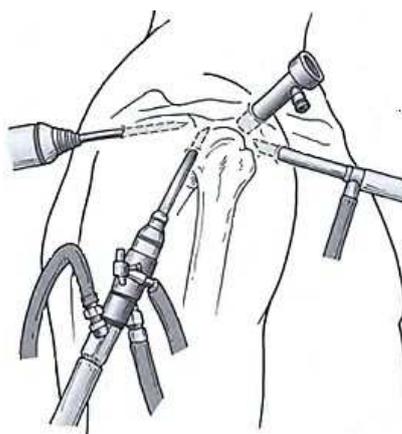


Figura 2.25 – Ilustração mostrando a localização padrão dos portais de entrada para o reparo artroscópico do manguito rotador. Fonte: Provencher et al. (2011).

A Figura 2.26 mostra um esquema simplificado do reparo do manguito rotador usando âncora de sutura, onde vê-se a âncora inserida na camada trabecular da cabeça do úmero, os fios de sutura sendo passados pelo tendão e o tendão fixado no osso com a amarração dos fios.

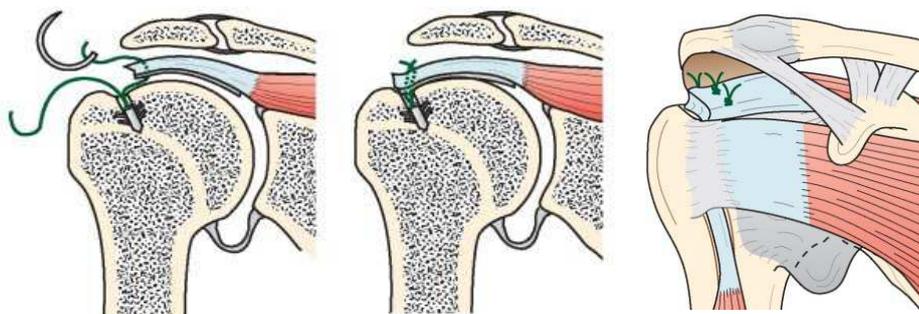


Figura 2.26 – Esquema simplificado do reparo do manguito rotador usando âncora de sutura. Fonte: Matsen et al. (2009).

Após a cicatrização do tendão ao osso, que necessita de aproximadamente quatro semanas, a estrutura, organização e propriedades mecânicas do tecido cicatrizado são inferiores às do tendão normal. Embora essas propriedades melhorem ao longo do tempo, elas não retornam aos níveis anteriores à lesão (LIN; CARDENAS; SOSLOWSKY, 2004; DHAWAN et al., 2012).

2.4. Âncoras de sutura para o reparo do manguito rotador

O primeiro relato do uso de dispositivos de fixação para o tendão rompido do manguito rotador data de 1889, quando fios confeccionados a partir de intestino de gato foram usados no reparo dos tendões supraespinhal e infraespinhal. Em 1906, Von Perthes, professor da Universidade de Leipzig, reparou lesões do manguito usando pinos metálicos em forma de U com um laço de sutura de intestino de gato passado pelo pino (BURKHEAD, 1996). Esses implantes são considerados os precursores das âncoras de sutura que só vieram a ser desenvolvidas em 1985 por Goble e Somers nos Estados Unidos.

As âncoras de sutura são consideradas os implantes padrão para reinserção do tendão do manguito ao osso (GALLAND et al., 2013). Esses implantes possuem um corpo que pode ser feito de material metálico ou não-metálico, um orifício para a passagem do fio de sutura e o próprio fio de sutura. A Figura 2.27 mostra as partes constituintes de um implante tipo âncora de sutura e a função de cada um no reparo do tendão ao osso. No caso, a âncora é inserida no osso e os fios de sutura são passados pelo tendão e amarrados para fixá-lo na estrutura óssea.

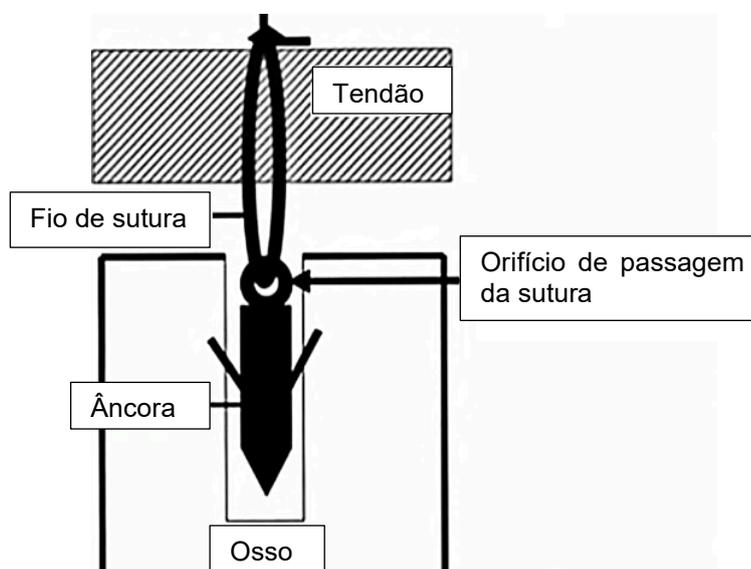


Figura 2.27 – Esquema mostrando as partes constituintes de uma âncora de sutura. Fonte: Guimarães (2013).

Uma grande variedade de modelos de âncoras com diferentes geometrias e materiais estão disponíveis comercialmente. As âncoras podem apresentar corpo total ou parcialmente roscado, empregar ganchos, nervuras ou ranhuras para melhorar a fixação no osso. O orifício de passagem do fio pode estar localizado em diferentes posições, por exemplo, na cabeça ou no interior do corpo da âncora. Além disso, as âncoras estão disponíveis em diâmetros que variam de 3 mm à 8 mm, comprimento de 12 mm à 18 mm e podem ser fabricadas com materiais metálicos biocompatíveis (titânio, aço inoxidável), polímeros biorreabsorvíveis

(poli(ácido-L-láctico) PLLA) e não-absorvíveis ((poli-éter-éter-cetona) PEEK). Normalmente, esses implantes são carregados com dois fios de sutura confeccionados à base de polímeros sintéticos que incluem fibras têxteis fabricadas de UHMWPE (polietileno de ultra-alto peso molecular). A Figura 2.28 mostra algumas âncoras de sutura e suas diferentes configurações.

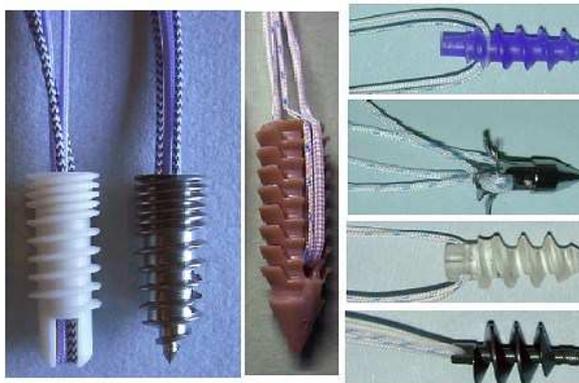
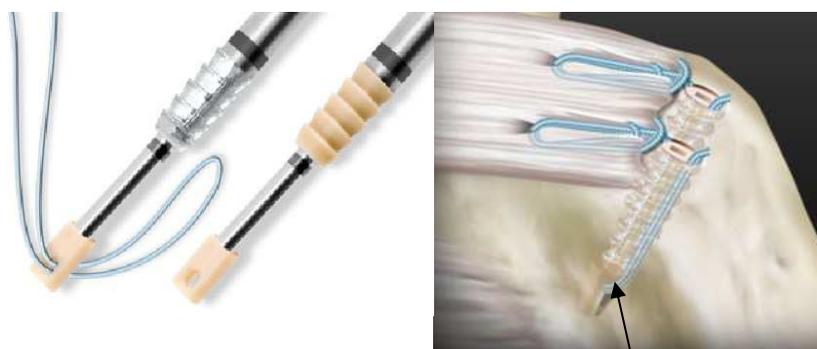


Figura 2.28 – Diferentes âncoras de sutura, com diferentes materiais, geometrias e orifícios de passagem para o fio de sutura. Fonte: Barber; Herbert (2013).

Nas âncoras tradicionais é necessário a amarração e confecção de nós de sutura para fixar o tendão no osso do úmero. Já nas chamadas âncoras de sutura sem nó (*"knotless suture anchor"*), um sistema especial de bloqueio interno ou pressão entre o corpo da âncora e o osso é usado para segurar as suturas, sem a necessidade do nó. (BARBER; HERBERT, 2013; LATJAI et al., 2013; MILLER; THOMPSON, 2015). A Figura 2.29 ilustra o esquema de funcionamento da âncora de sutura sem nó.



Fio de sutura fica preso entre o osso e a âncora sem a necessidade de nós.

Figura 2.29 – Âncora sem necessidade de nó. Fonte: Adaptado de Arthrex (2018).

Há pouco tempo, o conceito de âncoras *"all-suture"* foi introduzido no mercado para o reparo de lesão labral e do manguito rotador. As principais características da âncora *"all-suture"* são que ela é feita inteiramente de material têxtil e seu diâmetro é reduzido em

comparação com as âncoras de sutura tradicionais. Devido a isso, essas âncoras geram menor remoção de tecido ósseo para sua implantação. Porém, seu diâmetro reduzido pode aumentar o número de pontos de ancoragem no osso, necessitando assim de mais implantes quando comparado com as âncoras tradicionais (GALLAND et al., 2013). As Figuras 2.30 - A e 2.30 - B mostra um esquema da implantação dessas âncoras no osso.

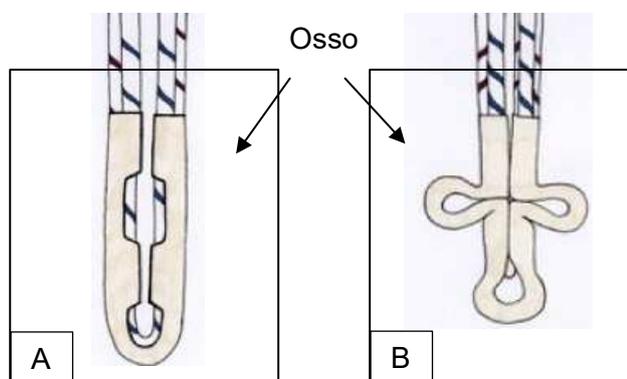


Figura 2.30 – Âncora “all-suture”: A: Âncora implantada no osso e B: Âncora após a amarração dos nós de sutura – Fonte: Adaptado de Consigliere et al. (2017).

2.4.1. Materiais das âncoras de sutura

As âncoras de sutura, podem ser encontradas em diversos materiais dentre os quais destacam-se o titânio, polímeros biorreabsorvíveis como o poli (ácido-L-láctico) PLLA e polímeros não-absorvíveis como o poli-éter-éter-cetona (PEEK).

Âncoras metálicas possuem vantagens como alta estabilidade mecânica até mesmo em implantes de pequenas dimensões, boa resistência mecânica e podem ser visualizadas em radiografias, o que torna possível avaliar se houve migração e soltura da âncora na região do manguito rotador. Muitas âncoras metálicas são autoperfurantes, ou seja, não há necessidade de um pré-furo para sua inserção no osso (CHAUDHRY; DEHNE; HUSSAIN, 2016). Contudo, esses implantes causam distorção de imagens pós-operatórias feitas com ressonância magnética e são de difícil remoção caso seja necessária uma cirurgia de revisão do manguito (LAJTAI; SNYDER, et al., 2003; MA et al., 2011).

Âncoras biorreabsorvíveis tem como principal vantagem a sua degradação e substituição pelo osso com o tempo. O processo de degradação desses implantes forma produtos atóxicos, biocompatíveis que são reabsorvidos pelo organismo e eliminados por caminhos naturais após sua metabolização. Uma observação importante é que as âncoras devem manter sua resistência mecânica durante a cicatrização do tendão ao osso, se isso não acontecer pode ocorrer a rerruptura do tendão (DHAWAN et al., 2012).

Outra classe de materiais que tem sido usado como constituintes na fabricação de âncoras de sutura são os biocerâmicos. Materiais biocerâmicos possuem um conteúdo mineral semelhante ao dos ossos naturais, macroporosidade e microporosidade que lhes fornecem propriedades como resistência a compressão, osteocondutividade e biocompatibilidade (NAVARRO et al., 2008; DHAWAN et al., 2012). As âncoras de biocompósito, assim chamadas, são constituídas por um polímero biorreabsorvível e por uma biocerâmica osteocondutora tal como o beta fosfato tri-cálcico (β -TCP) ou hidroxiapatita (HA). O polímero biorreabsorvível permite a reabsorção de uma porção da âncora e a biocerâmica fornece substratos de cálcio e fosfato que fornecem uma base para a formação e mineralização óssea (CHAUDHRY; DEHNE; HUSSAIN, 2016).

Apesar de não ser biorreabsorvível mas biologicamente inerte, um polímero radiolucido usado como material para produção de âncoras de sutura, é o poli-éter-éter-cetona (PEEK). As propriedades mecânicas do PEEK em um ambiente fisiológico são o que, em particular, fazem desse material tão atrativo para o uso em ortopedia. O PEEK é resistente a hidrólise e oxidação, até mesmo em temperaturas elevadas (DHAWAN et al., 2012), além disso o PEEK é macio o suficiente para ser perfurado, o que torna possível as cirurgias de revisão do manguito rotador (MILLER; THOMPSON, 2015).

2.4.2. Ensaios biomecânicos de âncoras de sutura

O estudo biomecânico da fixação do tecido mole ao osso usando implantes, tais como as âncoras de sutura, avalia aspectos da interface entre a âncora e o tendão, entre o fio de sutura e a âncora e entre a âncora e o osso. Em geral, os ensaios desses dispositivos incluem: (1) carregamento uniaxial até a falha e/ou (2) teste cíclico até a falha. Esses ensaios fornecem diferentes informações sobre o comportamento biomecânico do dispositivo, como por exemplo, a resistência ao arrancamento do implante do osso.

Barber; Hapa; Bynum (2010) compararam alguns tipos de âncoras de sutura usando carregamento cíclico. Nos ensaios foram utilizados 16 úmeros de 8 cadáveres humanos. O tecido mole de todos os úmeros foi retirado, restando apenas a estrutura óssea. A idade média dos doadores foi de 80 anos (70 a 96 anos). Três locais na parte medial e três na parte lateral da tuberosidade maior foram escolhidos para inserção de oito diferentes tipos de âncoras de sutura (Tab.2.2). Após a preparação e inserção das âncoras, as amostras foram colocadas em uma máquina de ensaios mecânicos MTS 810[®] carregada com uma célula de carga de 1 kN. Cada amostra foi posicionada na máquina com o eixo longitudinal do úmero colocado a aproximadamente 135° em relação ao atuador de carga (Fig. 2.31). Todas as âncoras foram carregadas com 2 suturas contendo polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE). As

duas suturas de cada âncora foram apreendidas com igual tensão e comprimento por uma garra pneumática. As construções foram pré-carregadas com 10 N a uma taxa de 1 N/s. A pré-carga foi mantida por 5 segundos, e então as construções foram cicladas de 10 até 60 N em 1 Hz para 500 ciclos. Para aquelas construções que se mantiveram integras em 500 ciclos, um teste de tração com velocidade 33 mm/s foi feito até a falha da âncora de sutura. Dados da média da resistência até a falha e deslocamento cíclico que pode ser referido a interface âncora-osso estão mostrados na Tab.2.3. A âncora que apresentou a maior média de resistência ao arrancamento foi a Versalok[®] e um deslocamento até a falha de 1,8 mm, já a âncora Footprint[®] exibiu a menor média de resistência e o maior valor médio de deslocamento até a falha que foi de 6,6 mm. Com relação ao modo de falha, verificou-se que as âncoras falharam principalmente devido ao arrancamento do osso. O segundo modo de falha mais observado foi a quebra do orifício de passagem do fio de sutura, o que segundo os autores foi devido ao aumento da resistência do material dos fios de sutura que impôs maior tensão ao orifício da âncora.

Tabela 2.2 – Âncoras de sutura usadas nos ensaios mecânicos. Fonte: Barber; Hapa e Bynum, 2010).

Âncora (Fabricante)	Material da âncora	Material da sutura
Corkscrew FT [®] (Arthrex)	PLLA	UHMWPE
CrossFT [®] (ConMed Linvatec,)	PEEK	UHMWPE
TwinFix [®] (Smith e Nephew Endoscopy)	PEEK	UHMWPE
Healix [®] (DePuy Mitek)	PEEK	UHMWPE
PopLok [®] (ConMed Linvatec)	PEEK	UHMWPE
PushLock [®] (Arthrex)	PEEK	UHMWPE
Footprint [®] (Smith e Nephew Endoscopy)	PEEK	UHMWPE
Versalok [®] (DePuy Mitek)	PEEK / Titânio	UHMWPE

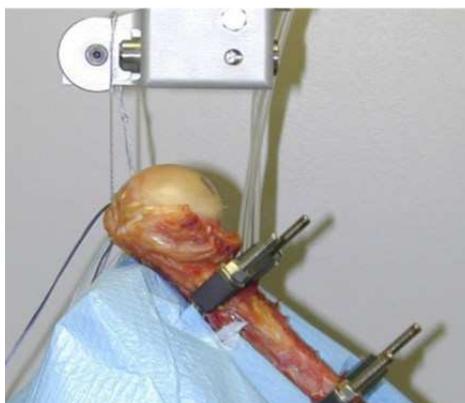


Figura 2.31 – Posicionamento do úmero com a âncora de sutura na máquina de ensaios mecânicos. Fonte: Barber; Hapa; Bynum (2010).

Tabela 2.3 – Resultados obtidos com os ensaios das âncoras de sutura. Fonte: Barber; Hapa; Bynum (2010).

Âncora	Deslocamento cíclico [mm]	Resistência média [N]
Corkscrew FT®	1,7	209,3
CrossFT®	2,5	269,3
TwinFix®	2,1	263,7
Healix®	1,3	295,9
PopLock®	3,4	209,8
PushLock®	5,6	201,7
Footprint®	6,6	163,2
Versalok®	1,8	308,0

Galland et al. (2013) compararam a resistência ao arrancamento de duas âncoras “*all-suture*” de 1,4 mm de diâmetro com a resistência de uma âncora roscada de 5,5 mm de diâmetro. Nos experimentos foram usadas 15 amostras de úmeros de bovinos, 30 âncoras *all-suture* de 1,4 mm de diâmetro e 15 âncoras de 5,5 mm de PEEK (ver Fig.2.32). As âncoras foram inseridas na tuberosidade do úmero. Em seguida foi feito um teste de arrancamento uniaxial com velocidade de 10 mm/min em uma máquina de ensaios Instron 5566A® até a falha da ancoragem. Nesse caso a falha foi definida como a ruptura dos fios, ruptura ou arrancamento da âncora. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre as âncoras em termos de carga até a falha, sendo que a âncora de 1,4 mm apresentou média de força de $265,06 \pm 87,25 N$ e a âncora de 5,5 mm média de $325,35 \pm 113,46 N$, o deslocamento médio até a ruptura da âncora de 1,4 mm foi de $23 \pm 7 mm$ e da âncora de 5,5 mm foi de $21 \pm 6 mm$. Aqui, o deslocamento é referente ao deslocamento do fio de sutura e da âncora. O modo de falha mais frequente foi o arrancamento da âncora do osso, em seguida a ruptura do orifício de passagem do fio de sutura e por último a ruptura do fio de sutura.



Figura 2.32 – Âncora de sutura de 5,5 mm de diâmetro e duas âncoras de material têxtil de 1,4 mm de diâmetro cada. Fonte: Galland et al., (2013).

Barber; Herbert (2013) analisaram a força até a falha de 24 tipos diferentes de âncoras de sutura submetidos a ensaios de carregamento cíclico. As âncoras de sutura foram testadas

em osso fresco cortical e trabecular de fêmures de suínos. Vinte âncoras de cada tipo foram testadas, sendo que 10 amostras de cada âncora foram inseridas na porção cortical e 10 inseridas na porção trabecular do osso, exceto as âncoras “*all-suture*” que foram testadas somente em osso cortical. As âncoras usadas nos ensaios foram: 2 tipos diferentes de âncora *knotless* feitas de PEEK; 12 tipos diferentes de âncoras fabricadas em PEEK, sendo 8 carregadas com 2 fios e 4 carregadas com 3 fios de sutura; 4 tipos diferentes de âncoras de titânio, sendo 3 carregadas com 3 fios e 1 carregada com 2 fios de sutura; 3 tipos diferentes de âncoras confeccionadas em poli (ácido-L-láctico)/ hidroxiapatita (PLLA/HA), sendo 2 carregadas com 3 fios e 1 com 2 fios de sutura; 1 âncora “*all-suture*”; 1 âncora constituída de 77% poli (L-co-D, L ácido láctico) PLDLA e 23% micro-TCP (fosfato tri-cálcico) carregada com 3 fios de sutura e 1 âncora composta por 30% β – TCP (Beta - fosfato tri-cálcico) e 70% poli(L-ácido láctico-co-ácido glicólico) PLGA carregada com 3 fios de sutura. Todos os fios de sutura usados nas âncoras são de alta resistência. A Figura 2.33 ilustra algumas das âncoras testadas. Os fêmures contendo as âncoras foram posicionados na máquina de ensaios mecânicos Instron 3345®. Os fios de sutura foram amarrados em um suporte hidráulico. Em seguida, uma carga cíclica de 10 N a 100 N à 0,5 Hz foi aplicada para 200 ciclos. Um extensômetro foi usado para registrar o deslocamento das âncoras de sutura. Após o teste cíclico um teste de tração foi realizado com uma velocidade de 12,5 mm/s.



Figura 2.33 – Âncoras usadas nos ensaios mecânicos. Fonte: Barber;Herbert (2013).

A média da força até a falha nos ossos cortical e trabecular foram respectivamente, de: 457,9 N e 396,1 N para as âncoras “*Knotless*”; 402,3 N e 416 N para as âncoras de PEEK; 594,4 N e 587,8 N para as âncoras de titânio; 519,3 N para a âncora “*all-suture*”; 371,2 N e 377,6 N para as âncoras de PLLA/HA; 687,7 N e 689 N para a âncora 77% PLDLA e 23% micro-TCP; 312,1 N e 348,5 N para a âncora 30% β – TCP e 70% PLGA. O deslocamento das âncoras durante o carregamento cíclico foi registrado. Deslocamentos de 5 mm ou mais são frequentemente considerados um limiar significativo em um teste biomecânico. Porém, nenhuma âncora alcançou 5 mm de deslocamento durante os testes cíclicos. O modo de falha

predominante foi a quebra do orifício de passagem das suturas nas âncoras. O que segundo os autores se deve ao aumento da resistência do material dos fios de sutura.

Green et al. (2014) avaliaram o efeito do ângulo de inserção e ângulo de aplicação da carga na resistência ao arrancamento de âncoras de sutura roscadas. Os testes foram feitos usando blocos de poliuretano da fabricante Sawbones® com propriedades similares ao osso trabecular do úmero. As âncoras de sutura metálicas foram inseridas nos blocos nos ângulos de 90°, 60°, 45° e 30° graus. O ângulo de tração do fio de sutura variou de 0° a 180° em incrementos de 30° (0°, 30°, 60°, 90°, 120°, 150° e 180°) (Fig.2.34). Cinco construções, para cada combinação de ângulos, foram testadas até o arrancamento da âncora usando uma máquina de ensaios mecânicos Zwick Z050®.

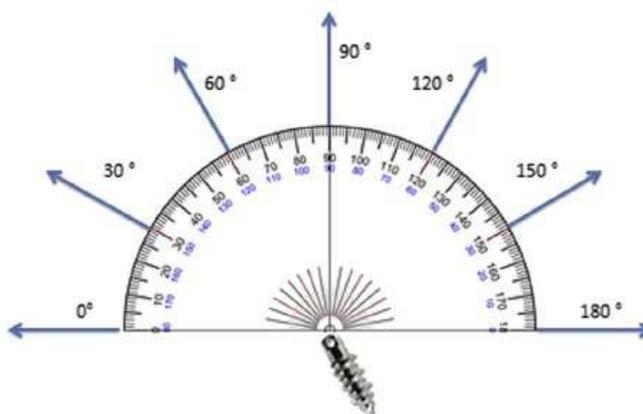


Figura 2.34 –Ângulo de aplicação da carga com relação ao ângulo de inserção. Fonte: Green et al. (2014).

As médias das resistências de arrancamento para todas as construções são mostradas na Tab.2.4. O ângulo de inserção de 90° e carga aplicada a 90° produziu a construção mais resistente, falhando em uma média de 306 N. As maiores resistências ao arrancamento para cada ângulo de inserção foram vistas quando o ângulo de aplicação da carga foi similar ao ângulo de inserção. As resistências ao arrancamento diminuíram quando o ângulo da força aplicada foi diferente do ângulo de inserção. A construção menos resistente foi para um ângulo de inserção de 30° e carga aplicada a 120° falhando em 97 N. O ângulo “*deadman*” com 45° de inserção e 150° de aplicação da carga falhou em 127 N. Os autores concluíram que o ângulo de aplicação da carga para uma âncora de sutura e o ângulo de inserção influenciaram significativamente na resistência biomecânica ao arrancamento das âncoras de sutura roscadas.

Tabela 2.4 – Resistência ao arrancamento para cada construção. Fonte: Green et al. (2014).

Resistência ao arrancamento média (desvio padrão) [N]							
Ângulo de inserção	Ângulo de aplicação da carga						
	180°	150°	120°	90°	60°	30°	0°
90°	-	-	-	306 (9)	243 (22)	199 (7)	182 (11)
60°	164 (14)	143 (7)	174 (6)	218 (10)	296 (10)	268 (16)	259 (14)
45°	150 (9)	127 (4)	144 (5)	201 (7)	278 (16)	294 (8)	243 (14)
30°	124 (14)	108 (19)	97 (11)	114 (12)	178 (6)	288 (21)	292 (12)

Goschka et al. (2015) analisaram a formação de “*gap*” e a força até a falha de uma âncora “*all-suture*” e compararam com as tradicionais âncoras de sutura. Os ensaios foram feitos usando ombros de cadáveres humanos submetidos a carregamentos cíclicos seguidos por teste de tração. Trinte e seis ombros com manguito rotador intacto foram usados nos testes, e separados igualmente em quatro grupos de testes. Os grupos foram os seguintes: grupo (A) formado pela âncora “*all-suture*” que consiste de dois fios de sutura N°. 2 e é toda feita com fibra de polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE); grupo (B) âncora feita em PEEK com diâmetro de 3,9 mm; grupo (C) âncora feita em PEEK com diâmetro de 4,5 mm e grupo (D) âncora feita em PLDLA. Para simular uma ruptura foram feitas lesões de espessura completa no tendão supraespinhal do manguito rotador. Em seguida as âncoras foram usadas para reparar o tendão lesionado. Posteriormente, o úmero foi fixado na base da máquina de ensaio Instron 1321 a 135° para simular a direção fisiológica de carregamento do músculo supraespinhal que foi fixado na garra da máquina. A Figura 2.35 mostra o posicionamento do úmero na máquina de ensaios. Duas linhas paralelas foram feitas no úmero e no tendão próximo ao seu local de inserção e usadas como marcardor para medir a *gap* entre o úmero e o tendão supraespinhal. Uma formação de *gap* de 5 mm é considerada falha. Para o teste mecânico, uma pré-carga de 10 N foi aplicada ao tendão durante 60 s seguida por um carregamento cíclico de 10 até 100 N em 0,25 Hz durante 500 ciclos. Por fim, o tendão foi submetido a um teste de tração na velocidade de 1 mm/s. Os resultados mostraram que a formação de *gap* para todas as âncoras testadas foi menor que 5 mm. A carga até a falha para o grupo A foi de aproximadamente 313,2 N, para o grupo B foi de 457,9 N, para o grupo C foi de 420,2 N e para o grupo D foi de 430,9 N. As falhas observadas foram: arrancamento da âncora (grupos C e D), o fio de sutura cortando o tendão (grupos A e B). Os autores concluíram que a âncora “*all-suture*” demonstrou desempenho biomecânico comparável as tradicionais âncoras de sutura.

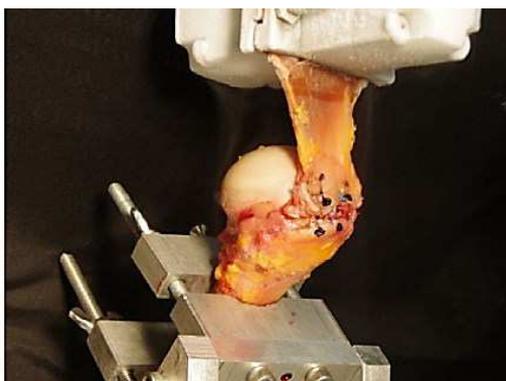


Figura 2.35 – Posicionamento do úmero e tendão máquina de ensaios. Fonte: Goschka et al. (2015).

Braunstein et al. (2015) verificaram se a técnica do cimento ósseo juntamente com as âncoras de sutura melhora as propriedades mecânicas de ossos de baixa qualidade (ossos osteoporóticos). A finalidade da técnica de cimento ósseo é aumentar a superfície da âncora de sutura para permitir um melhor contato entre as roscas da âncora e o osso trabecular. Para isso 28 cabeças de úmero como osso osteoporótico foram usadas no estudo. A qualidade do osso nos locais de inserção das âncoras (grupo 1 – posição pósteromedial; grupo 2 – posição ântero-lateral) foi analisada usando um tomógrafo de alta resolução. Tanto na posição pósteromedial (grupo 1) quanto na posição ântero-lateral (grupo 2) foram inseridas âncoras tradicionais sem cimento ósseo e parafusos de ancoragem com cimento ósseo de Polimetilmetacrilato (PMMA). As âncoras foram carregadas ciclicamente com uma pré-carga de 20 N a uma velocidade de 1mm/s para simular condições pós-operatórias do reparo do manguito rotador. Uma carga máxima de 50 N foi escolhida para os 10 primeiros ciclos, sendo esta aumentada em incrementos de 0,4 N por ciclo. Todos os testes foram realizados até o arrancamento da âncora. A resistência ao arrancamento para o grupo 1 (posição pósteromedial) foi de 226 N para as âncoras sem cimento ósseo e para a técnica com cimento ósseo foi de 332 N. No grupo 2 (posição ântero-lateral) a resistência ao arrancamento foi de 209 N para as âncoras convencionais e 304 N para as âncoras com a técnica de cimento ósseo. Comparando as técnicas convencional com a técnica de cimento ósseo observou-se que a resistência ao arrancamento de âncoras de sutura em ossos de baixa qualidade foi aumentada.

Barber; Herbert (2016) avaliaram as características biomecânicas de âncoras “*all-suture*” inseridas em amostras de osso suíno e blocos de espuma de poliuretano. Além disso, verificaram se os blocos de espuma são adequados para ensaios com esse tipo de âncora. As âncoras “*all-suture*” inseridas em amostras de osso suíno e blocos de espuma foram posicionadas em uma máquina de ensaios Instron modelo 3345. Em ambas as amostras, a

carga foi aplicada em linha com o eixo de inserção da âncora. As suturas foram fixadas na garra superior da máquina. Uma pré-carga de 10 N foi aplicada as amostras. Depois da pré-carga, uma carga cíclica alternando entre 10 N e 100 N foi aplicada a 0,5 Hz para 200 ciclos. Após completados os 200 ciclos, as âncoras “*all-suture*” foram tracionadas a uma velocidade de 12,5 mm/s. Caso alguma âncora (interface âncora-osso) atingisse 5 mm ou mais de deslocamento, o número de ciclos para estes deslocamentos seria registrado. Um deslocamento de 5 mm ou mais frequentemente é considerado um limiar significativo em um teste biomecânico. As âncoras testadas variaram em tamanho, material e quantidade de sutura e características que são listadas na Tab. 2.5 e ilustradas na Fig. 2.38.

Tabela 2.10– Âncoras “*all-suture*” usadas nos ensaios. Fonte: Barber;Herbert (2016).

Âncora	Material da âncora	Número de sutura	Diâmetro do furo [mm]
JuggerKnot ^{®*} 1.4	Poliéster	Uma	1,4
JuggerKnot [®] 1.5	Poliéster	Uma	1,5
JuggerKnot [®] 2.9	Poliéster	Duas	2,9
Iconix ^{®*} 1	Poliéster	Uma	1,4
Iconix [®] 2	Poliéster	Duas	2,3
Iconix [®] 3	Poliéster	Três	2,3
Y-Knot ^{®*} 1.3	UHMWPE	Uma	1,3
Y-Knot [®] 1.8	UHMWPE	Duas	1,8
Y-Knot [®] 2.8	UHMWPE	Duas/Três	2,8
Q-Fix ^{®*} 1.8	Poliéster	Uma	1,8
Q-Fix [®] 2.8	Poliéster	Duas	2,8
Draw Tight [®] *1.8	UHMWPE	Uma	1,8
Draw Tight [®] 3.2	UHMWPE	Duas	3,2

*JuggerKnot - Biomet Sports Medicine; *Iconix – Stryker Endoscopy; *Y-Knot – ConMed Linvatec; *Q-Fix – Smith & Nephew; *Draw Tight – Parcus Medical.



Figura 2.36 – Âncoras “*all-suture*” usadas nos ensaios mecânicos. Fonte: Barber;Herbert (2016).

Os resultados obtidos mostraram que a média da resistência até a falha das âncoras carregadas com três suturas (564 ± 42 N) foi significativamente maior do que a média da resistência para as âncoras carregadas com duas suturas (465 ± 33 N), e as âncoras carregadas com duas suturas foram mais resistentes do que as âncoras carregadas com uma sutura (256 ± 35 N). Nenhuma diferença foi encontrada entre os resultados no osso suíno e no bloco de espuma de poliuretano. Nenhuma das âncoras alcançou 5 mm de deslocamento durante o carregamento cíclico. O modo de falha variou dependendo das âncoras, a ruptura da sutura foi vista em 97% das âncoras Q-Fix[®], 81% das âncoras JuggerKnot[®] e 58% das âncoras Iconix, o arrancamento da âncora ocorreu com 76% das âncoras Draw Tight[®], enquanto que em 50% das âncoras Y-Knot[®] aconteceu ruptura da sutura e nos outros 50% a falha observada foi o arrancamento da âncora. Logo, os autores concluíram que a carga até a falha está correlacionada diretamente com o número de suturas, que os modos de falha variaram entre as âncoras e que o bloco de espuma de poliuretano é um modelo válido para testes com âncoras “*all-suture*”.

Nagra et al. (2017) compararam a resistência até a falha, o deslocamento e o tipo de falha das âncoras “*all-suture*” com as tradicionais âncoras de sutura usando ensaio cíclico. Quatro tipos de âncoras “*all-suture*” e um tipo de âncora de sutura tradicional foram avaliadas. As âncoras de sutura foram inseridas em amostras de úmero que foi então posicionado na base da máquina de ensaios Zwick/Roell[®]. Os fios de sutura foram fixados na garra superior da máquina com uma distância de 100 mm entre a âncora e a garra superior. A Figura 2.37 mostra o posicionamento da amostra na máquina de ensaios para o teste cíclico. Em seguida, as amostras foram cicladas de 10 N até 180 N por 200 ciclos em 0,2 Hz. Esse protocolo de teste simula a fase inicial de reabilitação pós-operatória do tendão do manguito rotador. Por fim, as amostras foram carregadas até a falha a uma velocidade de 1 mm/s. Os resultados mostraram que os valores de resistência máxima à tração foram significativamente maiores para a âncora tradicional (média 181 N, com desvio padrão de 17,6 N) comparado com as âncoras “*all-suture*” (média 133,1 N e desvio padrão de 16,7 N). O deslocamento médio apresentado por todas as âncoras foi de 16 mm para 100 ciclos de teste. Esse deslocamento inclui o deslocamento do fio de sutura, deslizamento da sutura na garra da máquina e deslocamento da âncora. As âncoras “*all-suture*” falharam predominantemente devido ao arrancamento do osso, enquanto a âncora tradicional falhou devido ao fio de sutura. Os autores concluíram que as âncoras “*all-suture*” apresentaram menor resistência até a falha em comparação com as âncoras tradicionais e o deslocamento para ambos os tipos de âncora foi praticamente similar.

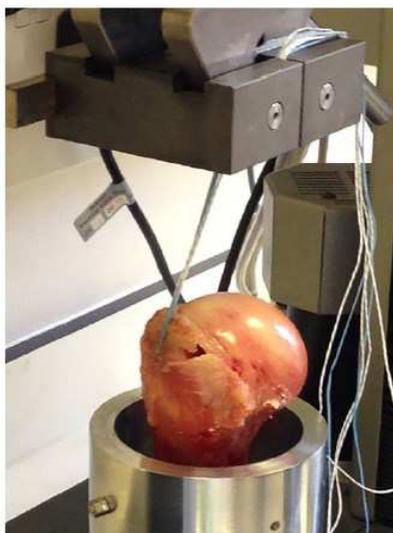


Figura 2.37 – Posicionamento da amostra na máquina de ensaios. Fonte: Nagra et al. (2017).

2.5. Patentes de implantes para o reparo de tendão ou ligamento ao osso

A seguir, é apresentada uma breve descrição de algumas patentes de implantes sem fios de sutura desenvolvidos para o reparo de tendão e/ou ligamento ao osso.

- US 4278091 (1981) - Esta patente refere-se a um dispositivo que combina um grampo e um elemento para retenção de tendão e/ou ligamento. O elemento para retenção do tecido mole possui ranhuras em sua superfície inferior de forma a manter o tecido seguro na estrutura óssea. Uma vez que o dispositivo de retenção é separado do grampo, esse pode ser usado em combinação com diferentes grampos ósseos (BORZONE, 1981). A Figura 2.38 mostra a geometria do grampo cirúrgico.

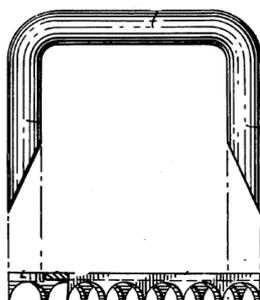


Figura 2.38– Grampo com elemento de retenção de tecido mole. Fonte: Borzone (1981).

- EP 0127994 B1 (1984) - Este documento trata-se de um grampo cirúrgico de corpo único para união de ligamento ao osso. A haste horizontal do grampo, que liga as duas hastes verticais possui um formato de arco com uma superfície côncava no sentido das hastes verticais. Segundo os inventores, o formato da haste horizontal minimiza uma possível

pressão excessiva entre o tecido mole e o osso. A superfície inferior da haste horizontal, em sua parte côncava, possui ranhuras cuja função é manter o tecido mole seguro à estrutura óssea. As hastes verticais do grampo possuem nervuras distribuídas ao longo de seu comprimento (ELLISON; BORZONE, 1984). A Figura 2.39 mostra a geometria do dispositivo de fixação do tecido mole.

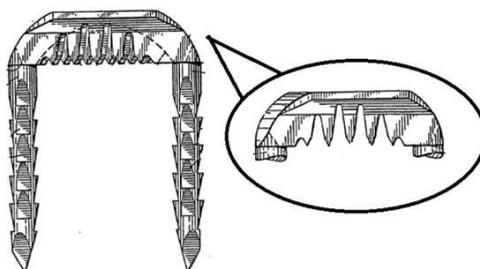


Figura 2.39 – Grampo cirúrgico para união de tecido mole ao osso. Fonte: Ellison; Borzone (1984).

- US 5454814 (1995) – Este documento refere-se a um grampo cirúrgico utilizado para a fixação de ligamentos. O grampo cirúrgico é composto por duas hastes verticais e uma haste horizontal retangular que une as hastes verticais. O dispositivo, por conseguinte, tem a forma de um U invertido. A superfície externa das hastes verticais é serrilhada para segurar o grampo no osso. Essas hastes terminam em pontas afiadas para facilitar a inserção na estrutura óssea. A superfície inferior da haste horizontal possui duas linhas de elementos serrilhados para manter o ligamento seguro ao osso. Para diminuir o trauma do dispositivo com o tecido mole circundante, o perfil arredondado das laterais da haste horizontal é constituído por um arco formando 90° com o centro do perfil (COMTE, 1995). A Figura 2.40 mostra duas vistas do grampo projetado para fixação de ligamentos.

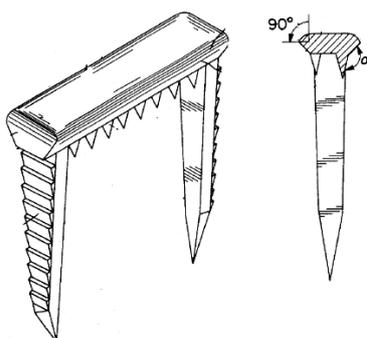


Figura 2.40 – Grampo cirúrgico para fixação de ligamentos. Fonte: Comte (1995).

- US 2003/0105465 A1 (2003) – O dispositivo de reparo do tendão dessa patente inclui dois componentes separados, um parafuso e uma arruela (Fig. 2.42-A). A arruela se

liga a extremidade proximal do parafuso e pode ser uma arruela em forma de tampa lisa (Fig. 2.42-B) ou uma arruela com dentes pontiagudos dispostos na face inferior (Fig. 2.42-C) o que segundo os inventores pode melhorar a fixação do tendão no osso. O corpo do parafuso é roscado e a extremidade distal possui ponta ligeiramente afiada para auxiliar na inserção do implante no osso (SCHMIEDING et al., 2003).

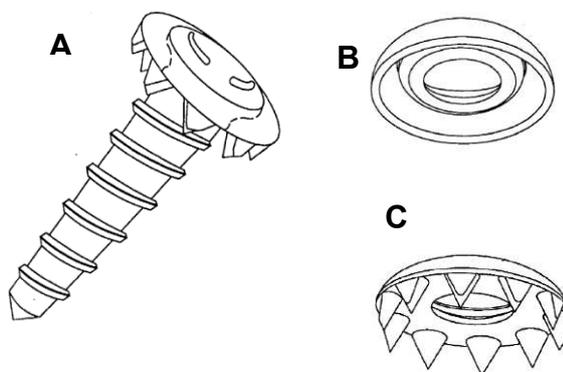


Figura 2.42 – (A) Implante com parafuso (corpo) + arruela (cabeça); (B) arruela em forma de tampa lisa; (C) arruela com dentes dispostos na face inferior. Fonte: Schmieding et al.(2003).

- US 8202306 B2 (2012) – A patente em questão trata de um implante tipo tacha proposto para o reparo do tendão ao osso. O implante é compreendido por um eixo completamente canulado para a inserção de um fio guia e uma cabeça longitudinalmente oblonga colocada na extremidade proximal da tacha. Nervuras dispostas no eixo foram projetadas para garantir uma melhor fixação do implante no osso. Uma malha tridimensional de colágeno bioabsorvível foi moldada no eixo e na cabeça do implante com a finalidade de reforçar a aderência do tecido biológico (DREYFUSS, 2012). A Figura 2.43 ilustra a geometria da tacha para uso em cirurgias de reparo do tecido mole ao osso.

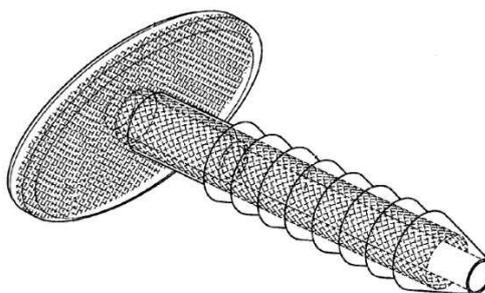


Figura 2.43 - Implante projetado para o reparo de tecido mole ao osso. Fonte: Dreyfuss (2012).

CAPÍTULO III

SISTEMA DE IMPLANTES TIPO GRAMPO PARA FIXAÇÃO DO MANGUITO ROTADOR

Neste capítulo é mostrado a proposta de um implante alternativo às tradicionais âncoras de sutura para ser usado no reparo do manguito rotador. A finalidade de tal implante é possibilitar a fixação do tendão ao osso sem a necessidade dos fios de sutura, diminuindo assim os transtornos causados pela passagem e amarração dos fios durante o procedimento artroscópico do manguito rotador. Este capítulo apresenta a concepção de duas novas configurações de implante. Além disso, foi desenvolvida uma ferramenta para inserção dos implantes no osso durante a cirurgia do manguito. Será apresentado também o procedimento cirúrgico proposto para o reparo do manguito rotador usando os implantes de fixação desenvolvidos.

3.1. Projeto do implante tipo grampo

O implante inicialmente projetado possui o formato de um grampo e foi baseado em um dispositivo ortopédico comercialmente conhecido como grampo de Blount (GUIMARÃES, 2013). A Figura 3.1 mostra o implante desenvolvido para o manguito rotador. Em síntese, nesta primeira proposta, a largura da cabeça linear do implante foi definida como 4 mm e a distância de um filete ao outro é de 7 mm. A cabeça possui uma altura de 1,5 mm. O comprimento do implante é de 20 mm. As hastes verticais foram projetadas em formato de semicírculo com 1 mm de raio e filetes dispostos na porção inferior das hastes formando um

ângulo de 45° com a borda vertical de cada haste. A Figura 3.2 mostra as dimensões principais do implante.

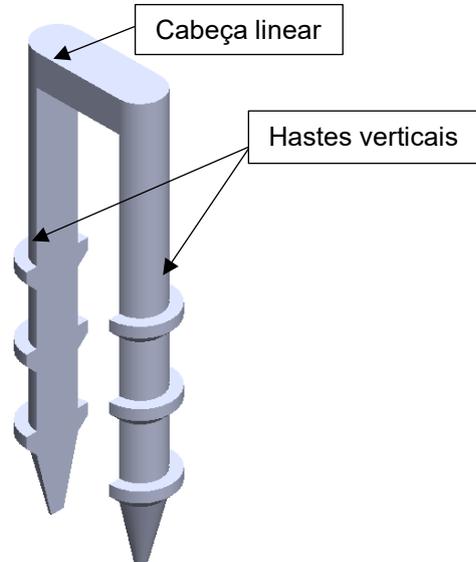


Figura 3.1 – Proposta inicial do implante para o reparo do manguito rotador. Desenho feito no programa comercial Solidworks®.

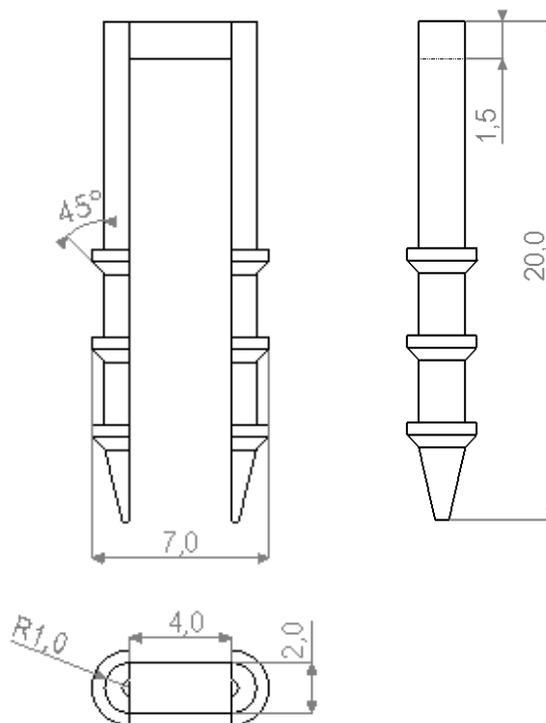


Figura 3.2 – Dimensões principais do implante em [mm]. Desenho feito no Solidworks®.

O princípio de funcionamento deste grampo (Fig. 3.1) é perfurar a estrutura óssea pressionando a parte lesionada do tendão contra a parte inteira da cabeça do grampo, com a

aplicação de golpes externos sobre a própria cabeça do grampo. Os filetes funcionam em um primeiro momento para auxiliar no alargamento da estrutura óssea e possuirão funções de autotravamento somente com o processo de osseointegração. Portanto, apesar do procedimento cirúrgico simplificado, não é projetado uma cirurgia para retirada futura desse implante.

Nos ensaios *in vitro* realizados observou-se um comportamento estrutural satisfatório no processo de simulação de fixação dos tendões. Porém, observou-se uma certa fragilidade da estrutura da cabeça do implante e que poderia causar fraturas no mesmo.

Com o objetivo de otimizar, a estrutura do implante, mostrado na Fig. 3.1, passou por algumas modificações levando em consideração características que pudessem melhorar o processo de fixação e reparo do manguito rotador como, por exemplo, o aumento da área de suporte do tendão no osso. Estas novas análises levaram a proposição de duas novas configurações de implantes.

A Figura 3.3 mostra a configuração de um dos novos implantes propostos, onde, pode ser visto que o implante possui duas hastas verticais de fixação na estrutura óssea e uma cabeça retangular alargada para fixar o tendão no osso. As dimensões do implante foram restringidas pelo diâmetro máximo da cânula usada na artroscopia do ombro que é de 9,0 mm. Essa restrição foi usada como parâmetro de largura máxima para a distância entre as extremidades dos filetes do implante.

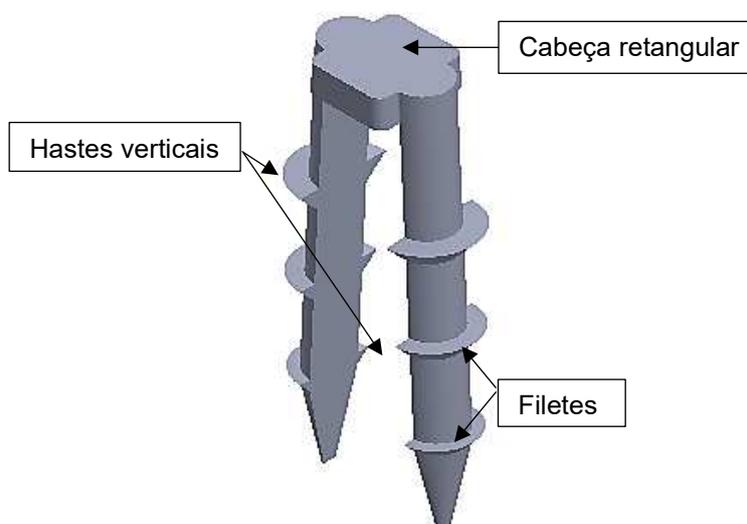


Figura 3.3 – Nova geometria do implante tipo grampo. Desenho feito no Solidworks®.

A geometria da cabeça desse implante é retangular com 4,5 mm de largura, comprimento de 4 mm e espessura de 1,5 mm. Neste caso, a área de contato implante/tendão e da interface tendão/osso foi aumentada, como pode ser visto na Fig.3.4. Para Montovani et al. (2016), uma maior área de contato pode beneficiar o processo de cicatrização do tendão

ao osso, além de aumentar a resistência mecânica de fixação. Outro fato importante é que, para evitar traumas nos tecidos adjacentes ao manguito rotador, os cantos da cabeça do implante foram arredondados.

O comprimento total do implante é de 20 mm e foi definido tendo como base uma média dos comprimentos das âncoras de sutura para o reparo do manguito rotador presentes no mercado. Essa medida permitirá ao implante atingir uma boa profundidade no osso trabecular do úmero.

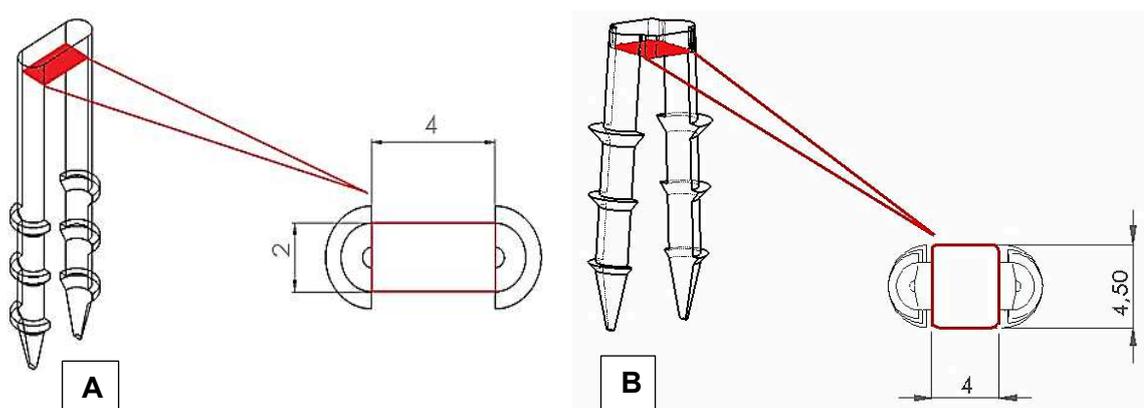


Figura 3.4 – A – Área (vermelho) da cabeça do implante inicial que ficará em contato com o tendão e B – Área (vermelho) da cabeça do novo implante proposto que ficará em contato com o tendão. Dimensões em [mm].

A fixação do implante no osso é feita por hastes verticais em formato de semicírculo de 1,25 mm de raio e cujas pontas terminam em formato de tronco de cone com o raio menor de 0,3 mm. As hastes verticais também possuem uma inclinação de 3° em relação ao eixo vertical. Esta configuração foi projetada para evitar um possível contato entre as hastes do implante no interior da estrutura óssea e também propiciar um aumento da resistência de fixação no osso após o efeito da osseointegração. Os filetes dispostos nas hastes verticais do implante formam um ângulo de 45° com a borda vertical de cada haste. Entretanto, o raio e a altura de cada um dos filetes são variáveis e suas dimensões diminuem com a aproximação dos filetes da extremidade distal do implante. A inclinação da haste vertical implicou na variação das dimensões de cada filete obedecendo, porém, a restrição da largura máxima de 9 mm. Além disso, a distância entre cada filete é de 4,5 mm. A função dos filetes é aumentar a resistência ao arrancamento do implante da estrutura óssea. A Figura 3.5 mostra as dimensões do novo implante.

A segunda configuração de implante proposta para o tratamento do manguito rotador é mostrada na Fig.3.6. Esse modelo foi projetado visando aumentar a resistência ao

arrancamento e a área de contato do tendão com o osso em relação aos implantes apresentados anteriormente.

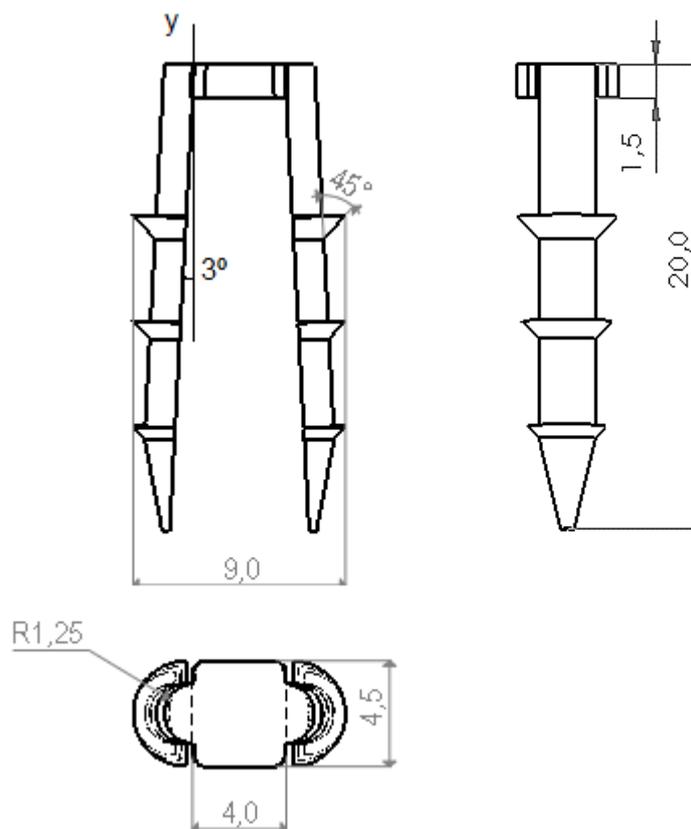


Figura 3.5 – Dimensões principais do implante dadas em [mm]. Desenho feito no Solidworks®.

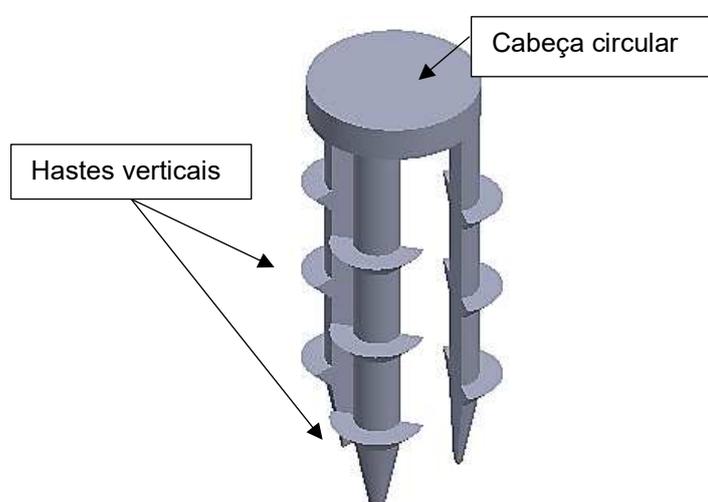


Figura 3.6 – Geometria do implante de 3 hastes para o tratamento de lesões do manguito rotador implementada no Solidworks®.

Nesta concepção de implante, a cabeça do dispositivo de fixação possui um formato circular e a retenção do implante na estrutura óssea é feita por três hastes verticais. A largura máxima do implante também foi fixada em 9 mm, uma vez que, este dispositivo será utilizado na artroscopia do manguito rotador.

Assim como no implante de duas hastes, a cabeça do implante possui uma espessura de 1,5 mm. As hastes verticais do implante possuem uma forma de semicírculo com raio de 1 mm. O comprimento desde a extremidade proximal até a extremidade distal das hastes verticais também é de 20 mm. Os filetes dispostos nas hastes verticais formam um ângulo de 45° com a borda vertical de cada haste e a distância de um filete ao outro é de 4,5 mm. A ponta, na extremidade distal do implante, possui formato semicônico. A Figura 3.7 mostra as principais vistas e dimensões do implante com as hastes para o tratamento do manguito rotador. Destaca-se aqui que as três hastes verticais foram igualmente espaçadas na superfície inferior da cabeça do implante e os filetes das hastes verticais possuem dimensões iguais.

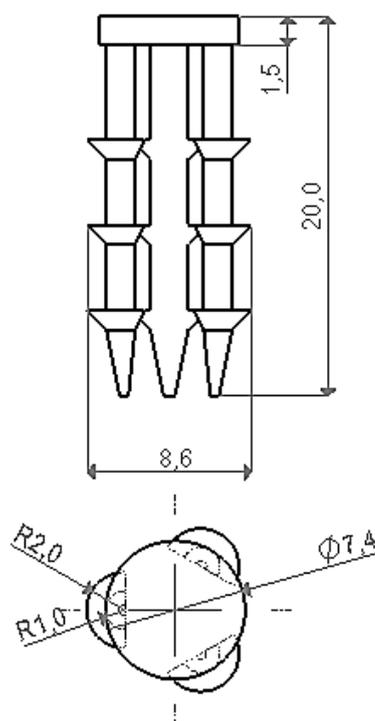


Figura 3.7 – Dimensões principais do implante de 3 hastes dadas em [mm]. Desenho feito no Solidworks®.

A cabeça do implante de três hastes possui formato circular e diâmetro de 7,4 mm, e, com isso possui uma maior área de contato entre a interface implante/tendão e entre a interface tendão/osso em comparação aos implantes de duas hastes. A Figura 3.8 mostra a área disponível da cabeça do implante que estará em contato com o tendão.

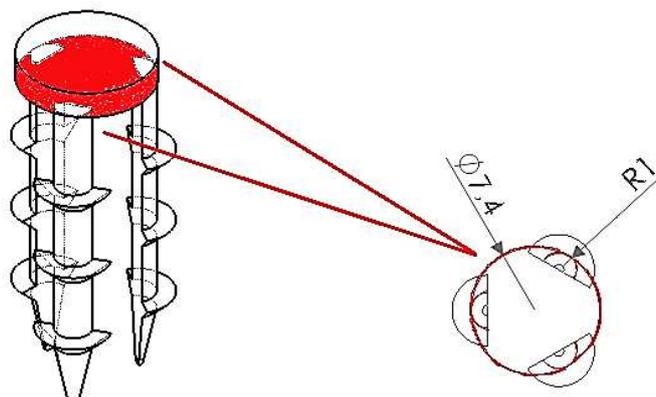


Figura 3.8- Área (vermelho) disponível para o contato entre o implante/tendão. Dimensões em [mm].

Nos implantes a parte lisa entre a cabeça dos implantes e o filete proximal ficará em contato com o tendão após inserção no osso. Optou-se por uma superfície lisa para evitar possíveis traumas ao tecido mole. Em geral a espessura do tendão humano varia na faixa de 3 a 4 mm (NAKAJIMA et al., 1994; ITOI et al., 1995) e essa parte possui dimensão longitudinal aproximado de 5 mm nos novos implantes e 7 mm na primeira versão do grampo.

Para cada uma das configurações de implante propostas foram solicitados os seguintes pedidos de patente:

- Implante para fixação de lesões completas dos tendões do manguito rotador". Número do registro: BR1020150213310. Depósito: 02/09/2015;

- Grampo ortopédico usado no reparo de rupturas dos tendões do manguito rotador". Número do registro: BR1020160223372. Depósito: 27/09/2016.

3.2. Projeto do ferramental para inserção dos implantes no úmero

Durante a cirurgia de reparo do manguito rotador, o implante é inserido no ombro com a ajuda de um dispositivo de inserção. A Figura 3.9 ilustra a concepção inicial do dispositivo projetado para a colocação dos novos implantes propostos. O dispositivo, em síntese, é formado por uma haste cilíndrica interna sólida, por uma haste cilíndrica externa "vazada", por uma garra intercambiável e por uma cabeça de impacto. Deve-se destacar que a garra intercambiável poderá ser trocada de acordo com o implante a ser utilizado. A Figura 3.10 mostra as principais dimensões, em mm, do instrumento de inserção e também uma vista em corte do dispositivo.

A priori o dispositivo será utilizado para a colocação de implantes metálicos fabricados em liga de titânio. Isso porque a fixação do implante no osso se dará através de impactos na

cabeça do dispositivo de inserção, fazendo com que o osso seja perfurado pelo próprio implante, não necessitando assim de pré-furos.

O princípio de funcionamento do dispositivo, ou seja, a apreensão e soltura do implante é baseada no deslizamento da haste externa sobre a haste interna. Para isso primeiro a garra é inserida na haste interna do dispositivo e em seguida o implante é posicionado nos “dentes” da garra. A garra foi projetada para segurar o implante através de um cilindro externo do dispositivo que deslizará sobre o cilindro interno pressionando o fechamento da garra e aprisionando, dessa forma, o implante. Após o implante ser fixado no osso, a haste cilíndrica externa será deslizada de forma a liberar o implante podendo-se assim remover o instrumento de fixação da região do manguito rotador.

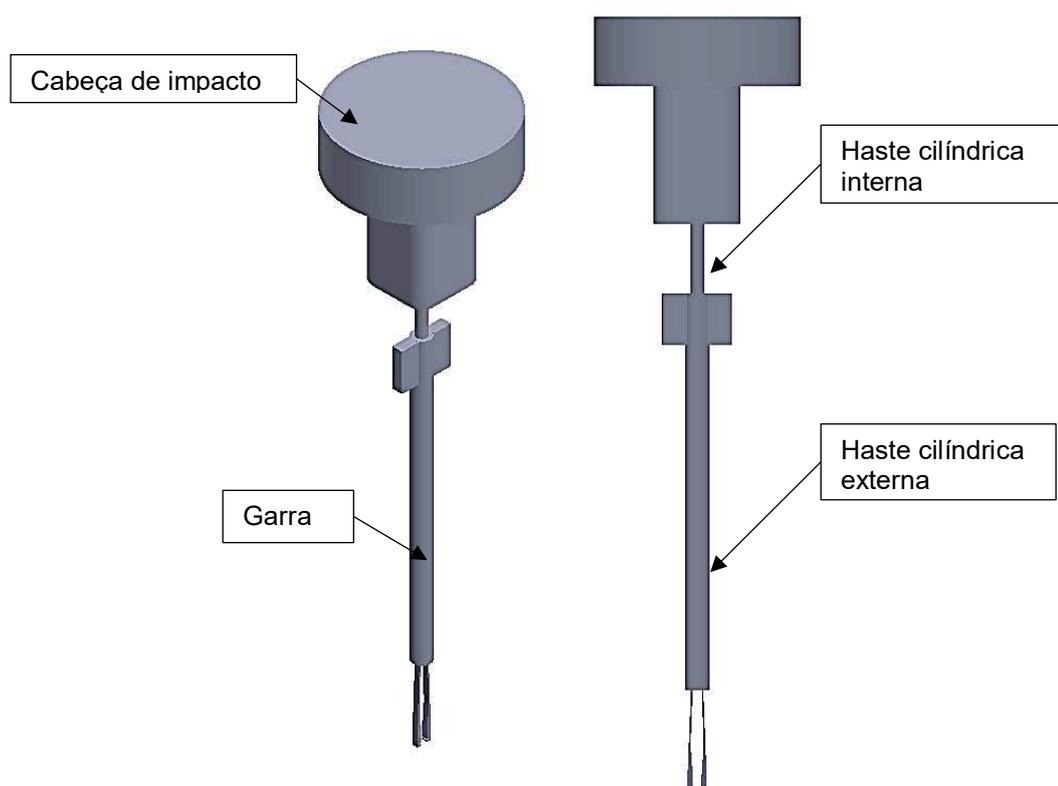


Figura 3.9 – Dispositivo de inserção dos implantes para a fixação do tendão ao osso nos reparos do manguito rotador.

3.3. Procedimento cirúrgico proposto para os implantes desenvolvidos

Na técnica artroscópica para o reparo do manguito usando âncoras de sutura são feitos portais no ombro para passagem de instrumentos cirúrgicos e colocação da câmera. Sob visualização pela câmera é feito o preparo do tendão e da superfície da cabeça do úmero onde a âncora será fixada.

Após o preparo da região do tendão e osso, cânulas que tem no máximo 9 mm são posicionados nos portais e âncoras de sutura carregadas com 1 ou 2 fios são passadas pelas cânulas e implantadas na cabeça do úmero. Com as âncoras implantadas, é feito a sutura do tendão com o auxílio de diferentes instrumentos como pinça para passar o fio pelo tendão e gancho para puxar os fios de sutura para serem amarrados. A configuração da sutura no tendão e nó usado depende da preferência do cirurgião (CARMO, 2017).

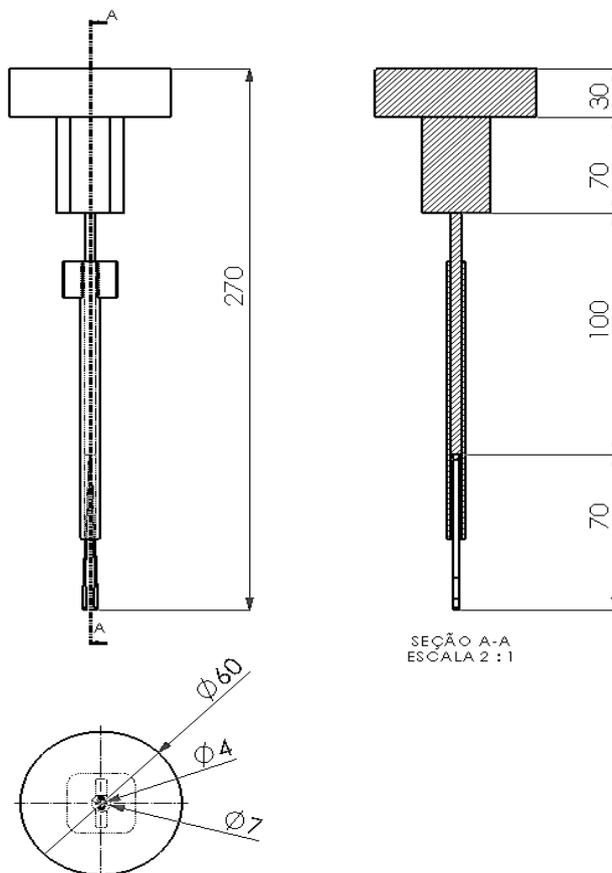


Figura 3.10 – Principais dimensões do dispositivo de inserção em [mm]. Desenho feito no Solidworks®.

O uso dos implantes desenvolvidos no procedimento artroscópico trará como um de seus principais benefícios a eliminação dos instrumentos cirúrgicos de passagem e amarração dos fios de sutura. O que possibilitará uma diminuição do tempo cirúrgico e também dos custos do procedimento.

O médico ortopedista Thiago Corrêa do Carmo sugeriu um procedimento de reparo do manguito usando os implantes propostos. Segundo ele, a cirurgia artroscópica se inicia da mesma forma do método convencional relatado anteriormente, sendo similar a esse até findado o preparo do úmero .

Com o úmero proximal já preparado, são inseridas as cânulas nos portais. Na sequência, o tendão é reduzido ao local onde será inserido na cabeça do úmero. O implante é então posicionado no instrumento de inserção proposto e o conjunto ferramenta/implante é passado pela cânula. Após, o implante perfura o tendão sendo então martelado através da ferramenta de inserção e fixado no osso, prendendo assim o tendão à superfície óssea (CARMO, 2017).

CAPÍTULO IV

METODOLOGIA DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS

Este capítulo apresenta a metodologia empregada para avaliar o comportamento mecânico dos implantes desenvolvidos para o reparo do manguito rotador. Para isso, os implantes foram fabricados com uma liga de titânio por manufatura aditiva e submetidos a ensaios mecânicos que permitiram obter informações como resistência e deslocamento até o arrancamento do implante do bloco de espuma rígida, força e golpes necessários para a inserção de cada implante no bloco. Além disso, mostra a metodologia do ensaio de tração com a fita de poliéster e do ensaio para verificar a influência da fita nos testes de arrancamento.

4.1. Fabricação dos implantes

Os implantes propostos foram confeccionados com a liga de titânio Titanium Ti-6Al-4V em uma impressora da fabricante EOS® (Electro Optical System) modelo EOSINT M 270 no Laboratório Biofabris da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). A impressora EOSINT M 270® constrói peças metálicas usando “*Direct Metal Laser Sintering*” (DMLS) (Sinterização direta de metal a laser). Essa tecnologia consiste na fundição do pó metálico por meio de um feixe de laser resultando em uma peça sólida. As peças são construídas aditivamente, camada por camada a partir de dados de um modelo tridimensional (CAD 3D).

A seleção do titânio como material dos implantes foi feita em função de suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade. Além disso, o titânio possui a rigidez

necessária para que os implantes possam perfurar o bloco de espuma sem a necessidade de um pré-furo.

Para a impressão dos implantes foram ajustados os seguintes parâmetros: potência do laser de 170 W; velocidade de varredura de 1.250 mm/s; espaçamento entre feixe do laser de 0,1mm; altura de construção das camadas de 0,03 mm. A fim de facilitar a compreensão dos diferentes tipos de geometria, os implantes serão referenciados como implante tipo 1, tipo 2 e tipo 3, conforme ilustra a Fig. 4.1, enquanto na Tabela 4.1 é apresentada uma breve descrição dos implantes fabricados.

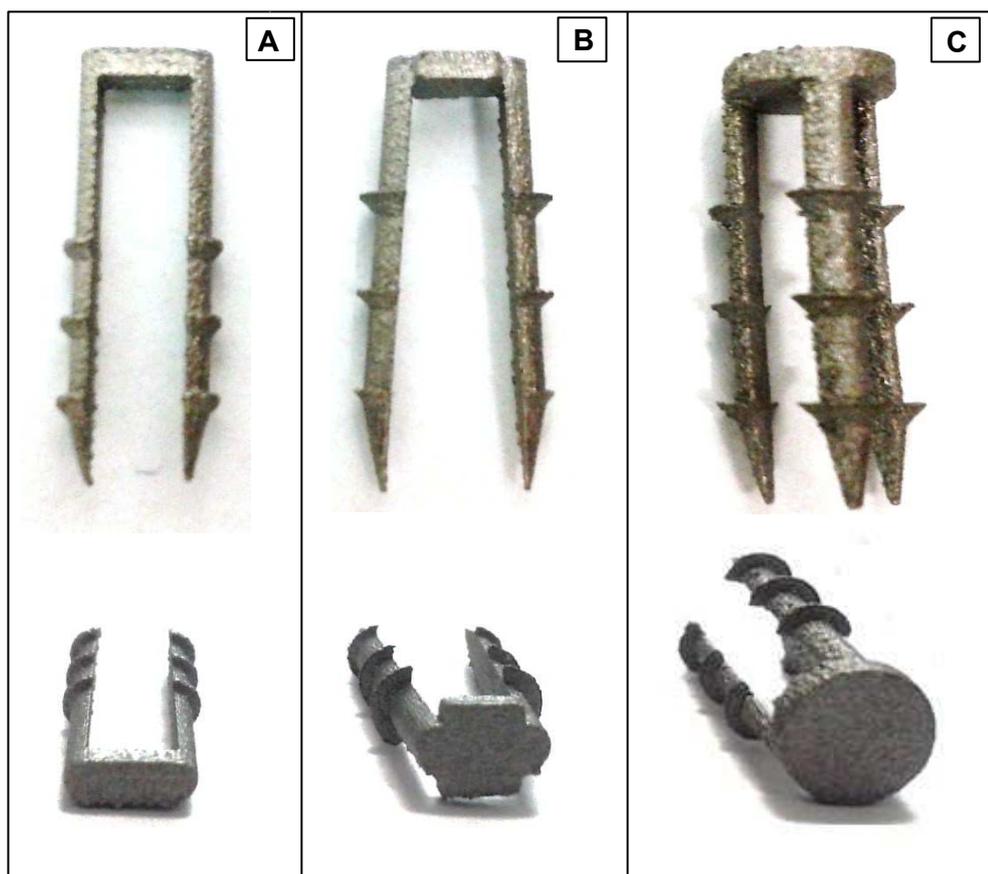


Figura 4.1 – Vistas frontal e superior dos Implantes fabricados para os ensaios mecânicos. A: Implante Tipo 1. B: Implante Tipo 2. C: Implante Tipo 3.

Tabela 4.1 - Tipos e descrição simplificada de cada implante.

Tipo	Implante	Descrição
1		<ul style="list-style-type: none"> • Cabeça linear; • Duas hastes verticais; • Filetes possuem dimensões constantes; • Área inferior da cabeça em contato com tendão: 8 mm².
2		<ul style="list-style-type: none"> • Cabeça retangular; • Duas hastes verticais com pequena abertura; • Raio de cada um dos filetes é variável e decresce em direção à extremidade distal do implante; • Área inferior da cabeça em contato com tendão: 18 mm².
3		<ul style="list-style-type: none"> • Cabeça circular; • Três hastes verticais; • Filetes possuem dimensões constantes. • Área inferior da cabeça em contato com tendão: 37 mm².

4.2. Ensaio mecânicos

Os implantes de titânio foram submetidos a ensaios mecânicos que consistiram de ensaio de inserção do implante e ensaio de arrancamento. Os dados obtidos com esses testes foram importantes para avaliar cada um dos implantes em termos da resistência de fixação e deslocamento até o pico máximo da resistência, da força e golpes necessários para sua inserção no bloco.

Como o objetivo neste momento é verificar o comportamento mecânico do implante e não especificamente do reparo do manguito rotador, optou-se pelo uso de materiais sintéticos para inserção do implante e sua fixação na máquina de ensaios. Dessa forma, blocos de

espuma rígida de poliuretano foram selecionados para a inserção dos implantes e fitas 100% poliéster foram usadas para prendê-los na garra da máquina. Ambos os materiais foram escolhidos com base na norma ASTM F 564 “*Standard Specification and Test Methods for Metallic Bone Staples*” (2015) que especifica métodos para caracterização mecânica de implantes tipo grampos metálicos usados para fixação do sistema musculoesquelético.

4.2.1. Ensaio de tração das fitas de poliéster

A norma ASTM F 564 (2015) recomenda que a fita a ser usada nos ensaios com implantes tipo grampo deve ser fina, plana, ter largura para cobrir pelo menos 90 % da superfície inferior da cabeça do implante e apresentar resistência suficiente para que ela não se rompa sob as cargas aplicadas aos implantes. Dessa forma, a fita de poliéster selecionada para os testes possui 0,25 mm de espessura e 6 mm de largura.

A fim de certificar se a fita seria resistente o suficiente para suportar as cargas impostas, ensaios de tração foram realizados com a intenção de verificar suas propriedades mecânicas. Os testes de tração foram feitos em uma máquina de ensaios universal MTS 810[®] equipada com uma célula de carga com capacidade de 25 kN. Cinco fitas de poliéster com 250 mm de comprimento total foram usadas nos testes. Porém, para simular a forma como ficariam fixadas no implante, essas fitas foram dobradas ao meio e cada lado da fita foi preso a garra hidráulica da máquina com um comprimento de 25 mm. Assim, o comprimento útil da fita submetido ao ensaio de tração foi de 100 mm. A Figura 4.2 mostra uma fita usada no ensaio de tração.

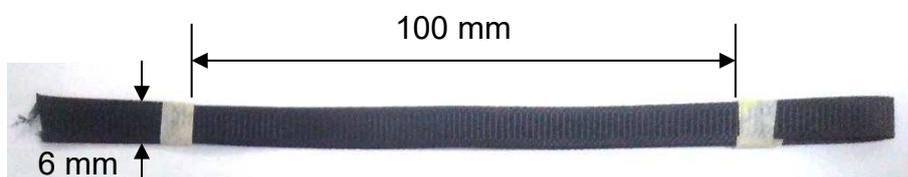


Figura 4.2 – Fita de poliéster usada no ensaio de tração.

As fitas devidamente posicionadas na máquina foram submetidas a uma pré-carga de 10 N e em seguida ensaiadas com uma velocidade de 5 mm/min até a ruptura da amostra. As curvas de força [N] versus deslocamento [mm] foram adquiridas e os dados levados em planilha Excel[®] para serem tratados e analisados. A Figura 4.3 mostra o posicionamento da fita na máquina para o ensaio de tração.



Figura 4. 3 – Fita posicionada na máquina de ensaio MTS 810[®] para o ensaio de tração.

4.2.2. Ensaio de inserção dos implantes

Os materiais selecionados para a inserção dos implantes foram blocos de espuma rígida de poliuretano modelo 20 PCF da empresa Nacional Ossos[®]. A seleção desse material foi feita conforme recomendações da norma ASTM F 564 (2015), a qual indica que além de osso fresco ou congelado, materiais como madeira natural, plásticos sólidos ou espumas rígidas podem ser usados como substituto do osso. Isso, desde que o material substituto possua propriedades similares em resistência, densidade ou rigidez do osso fresco, congelado ou preservado. Além disso, optou-se por esses blocos, pois necessitava-se de um material com propriedades padronizadas para que fosse possível comparar de forma equivalente as características dos diferentes implantes sem que estas fossem afetadas pela variabilidade do tecido ósseo animal.

O bloco de espuma rígida de poliuretano escolhido possui dimensões de 97 mm (largura) x 100 mm (comprimento) x 50 mm (altura) e o modelo 20 PCF refere-se à densidade aparente do material que é de 20 *pounds per cubic foot* (20 lb/ft³) ou 0,32 g/cm³. A Tabela 4.2 apresenta as propriedades de densidade aparente, resistência e módulo a compressão do bloco.

Tabela 4.2 – Propriedades do bloco de espuma de poliuretano 20 PCF. Fonte: Nacional Ossos (2016).

Bloco de espuma rígida de poliuretano 20 PCF		
Densidade [g/cm ³]	Resistência à compressão [MPa]	Módulo de compressão [MPa]
0,32	6,7	244,3
Ensaio de compressão foi feito de acordo com a norma ASTM D1621-16 “ <i>Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Cellular Plastics</i> ”.		

A norma ASTM F-1839 (2009) “*Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments*” menciona que a espuma rígida de poliuretano não se destina a replicar as propriedades mecânicas do osso trabecular humano. De fato, trata-se de um material consistente e uniforme com propriedades na faixa do osso trabecular humano para ser usado como meio de teste para ensaios mecânicos com dispositivos ortopédicos como parafusos e outros.

Tendo em vista tal afirmação, a densidade aparente do bloco de espuma rígida 20 PCF (ver tab.4.2) se encontra dentro da faixa da densidade aparente do osso trabecular citada por An; Draughn (1999) que é de 0,14 até 1,10 g/cm³ e por Hayes; Piazza; Zysset (1991) que é de 0,1 até 1,0 g/cm³, a saber, a densidade aparente do osso cortical é de aproximadamente 1,8 g/cm³ (HAYES; PIAZZA; ZYSSET, 1991).

A inserção dos implantes no bloco foi feita usando um sistema de carga (instrumental) desenvolvido para simular impactos sobre os diferentes implantes. Esse sistema é composto por uma célula de carga com capacidade de 1 kN, na qual em um dos seus lados foi aparafusado um suporte de impacto para aplicação de golpes contínuos e no outro lado foi enroscado um dispositivo com encaixe para a cabeça dos implantes. A Figura 4.4 mostra o desenho do sistema de carga com dimensões em [mm] feito no programa Solidworks® e como ficou o sistema já construído.

O dispositivo de encaixe possui três diferentes configurações, sendo uma para prender o implante tipo 1, outra para segurar o implante tipo 2 e a terceira para o encaixe do implante tipo 3. Assim, para cada um dos implantes foi usado um dispositivo de encaixe próprio que foi enroscado na parte inferior da célula de carga no momento dos testes de inserção. A Figura 4.5 ilustra os dispositivos de encaixe desenvolvidos.

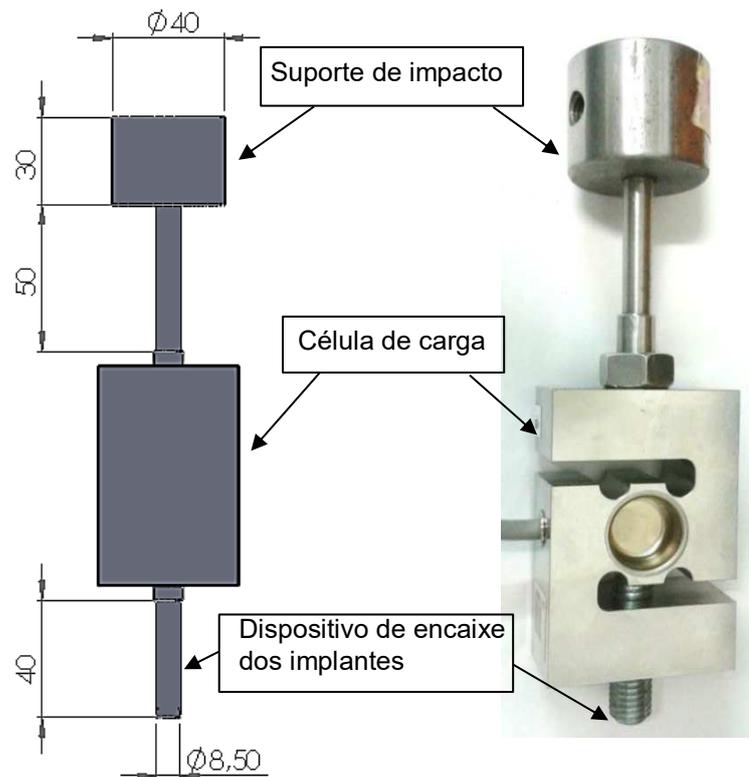


Figura 4.4 – Desenho do sistema de aplicação de carga com dimensões em [mm] e sistema construído.



Figura 4.5 – Dispositivos de encaixe usados nos ensaios de inserção dos implantes.

A obtenção de parâmetros como força de inserção e quantidade de golpes para fixar o implante no bloco foram obtidos usando um equipamento de aquisição de dados modelo ADS 2000 da empresa LYNX[®]. Nesse equipamento foram acoplados um computador para coleta e armazenamento dos dados e a célula de carga usada no sistema de impacto para inserção dos implantes. A Figura 4.6 mostra a célula de carga do sistema de impacto conectada ao equipamento de aquisição de dados.

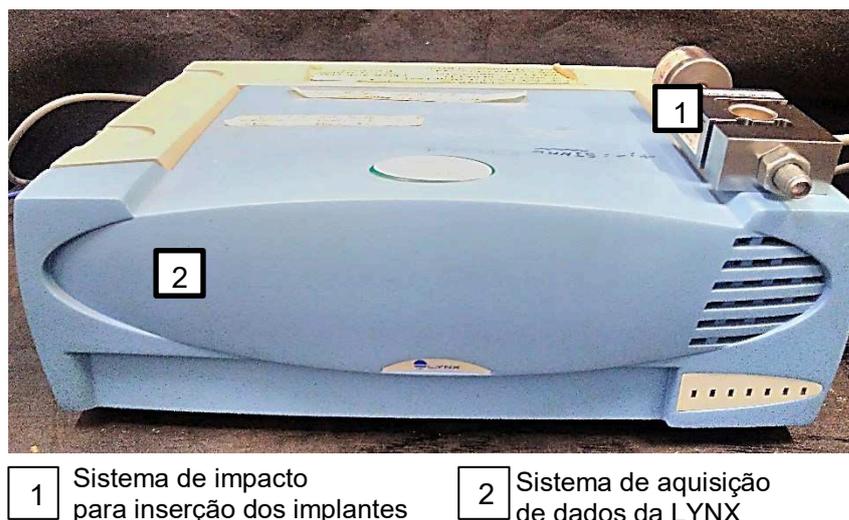


Figura 4.6 – Sistema de impacto com célula de carga (1) e equipamento de aquisição de dados da LYNX® (2).

Após a fabricação dos dispositivos de impacto e encaixe, posterior adaptação destes a célula de carga e montagem do sistema de aquisição de dados, iniciou-se os ensaios para a obtenção de valores de força e golpes necessários para a inserção dos implantes no bloco de espuma rígida. Para isso, divisões de aproximadamente 20 mm x 20 mm foram feitas na superfície do bloco para o adequado posicionamento de cada implante (Fig.4.7-A). Em seguida, o bloco foi fixado em uma morsa e o implante posicionado no local demarcado no bloco (Fig. 4.7-B). Logo após, passou-se a fita pela superfície inferior da cabeça do implante, que foi então preso no dispositivo de encaixe (Fig. 4.7-C). Na sequência, foram aplicados golpes contínuos com um martelo no suporte de impacto até a completa inserção do implante no bloco (Fig.4.7-D).

Para se manter uma padronização dos testes, todos os implantes foram manuseados por um único indivíduo. Além disso, os implantes foram inseridos perpendicularmente em relação a superfície do bloco e as fitas foram acomodadas de forma a ter igual comprimento em ambos os lados da cabeça dos implantes.

Os valores de força e quantidade de golpes até a total inserção de cada implante foram adquiridos para um tempo de 20 s ajustado nos parâmetros de entrada do equipamento da LYNX®.

É importante ressaltar que esse ensaio foi feito para se ter uma estimativa da dificuldade relacionada a inserção dos implantes, ou seja, verificar qual implante importaria uma maior ou menor dificuldade para sua inserção.

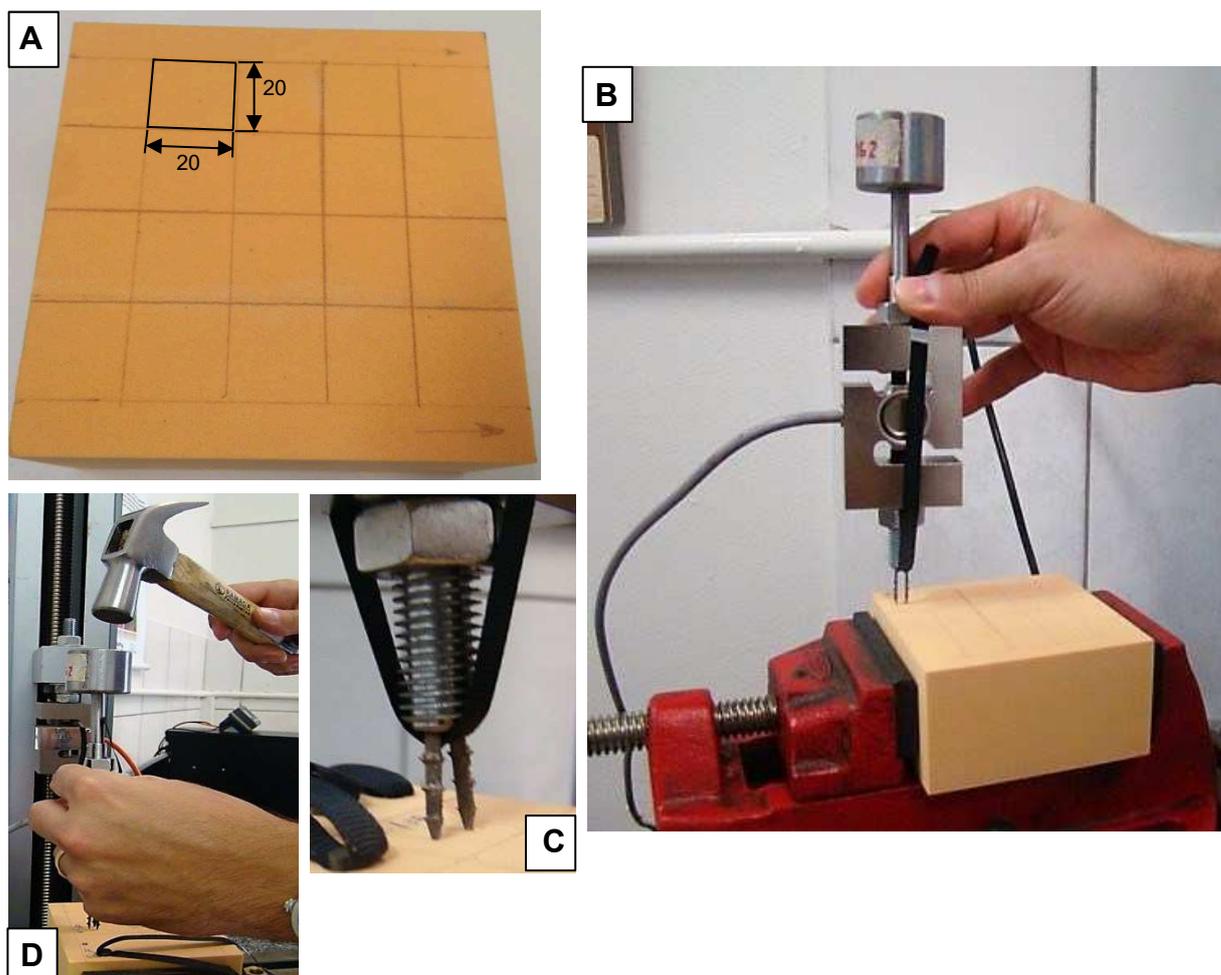


Figura 4.7 – (A) Divisões de 20 x 20 mm feitas na superfície do bloco; (B) Posicionamento do bloco na morsa e implante sobre a superfície demarcada do bloco; (C) Fita passada entre as hastes do implante e fixação deste no dispositivo de encaixe e (D) Aplicação de golpes contínuos usando um martelo para a inserção do implante no bloco.

4.2.3. Ensaio para estimar a força aplicada nos implantes

Esse ensaio foi feito para verificar a força que potencialmente pode chegar aos implantes durante os testes de arrancamento. Para isso, uma célula de carga de 1 kN conectada no sistema de aquisição de dados da LYNX[®] foi fixada na garra inferior da máquina de ensaios MTS 810[®]. No outro lado da célula foi acoplado um dispositivo para passagem da fita de poliéster. Aqui a célula de carga por onde a fita é passada simula o implante. O procedimento descrito está esquematizado na Fig. 4.8.

Para a realização dos ensaios, passou-se a fita de poliéster pelo dispositivo na célula de carga que foi então fixada na garra superior da máquina de ensaios. Adotou-se uma

distância de 100 mm entre o dispositivo da célula e a garra superior da máquina. Em seguida, iniciou-se o ensaio de tração da fita a 5 mm/min e a aquisição de dados pelo sistema da LYNX[®] foi feita para um tempo de 60 s. No caso, o ensaio parou quando a máquina registrou 5 mm de deslocamento.

Os dados gerados pela máquina MTS 810[®] e pelo sistema de aquisição da LYNX[®] foram analisados e comparados quanto aos valores de força e estimou-se quanto de força potencialmente chega no implante.

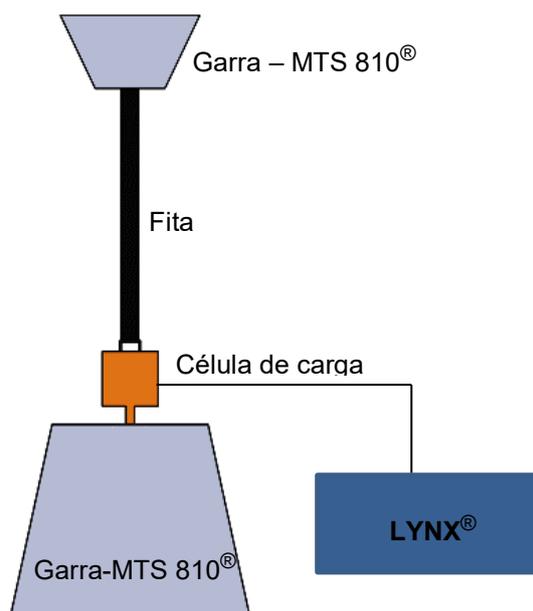


Figura 4.8 – Esquema do procedimento usado para o ensaio de verificação da força que chega nos implantes.

4.2.4. Ensaios de arrancamento dos implantes

Após os testes de inserção, os conjuntos implante/fita foram submetidos a ensaios de arrancamento de acordo com a norma ASTM F 564 (2015). O objetivo desses ensaios foi avaliar a resistência axial de fixação dos diferentes implantes.

Os testes de arrancamento foram feitos em uma máquina de ensaios mecânicos MTS 810[®] equipada com uma célula de carga de 25 kN.

Para o posicionamento do bloco na máquina foi fabricado um aparato composto por um suporte em formato de viga U enrijecida para colocação do bloco e uma guia para movimentação lateral do suporte. A guia é constituída por uma haste cilíndrica soldada a uma base em forma de trilho onde o suporte foi posicionado. O suporte foi projetado para acomodar e permitir a regulação do bloco com o conjunto implante/fita durante os testes. No interior do

suporte, o bloco podia ser movimentado ao longo de um comprimento de 200 mm. Além disso, o suporte possui largura de 100 mm e altura de 52 mm o que restringiu movimentos bruscos do bloco nesses sentidos durante os ensaios. A Figura 4.9 mostra as vistas frontal e lateral do suporte em forma de U e da guia para prender e posicionar o suporte na máquina de ensaios, e também uma vista isométrica ilustrando com setas os ajustes do suporte no trilho e do bloco no suporte.

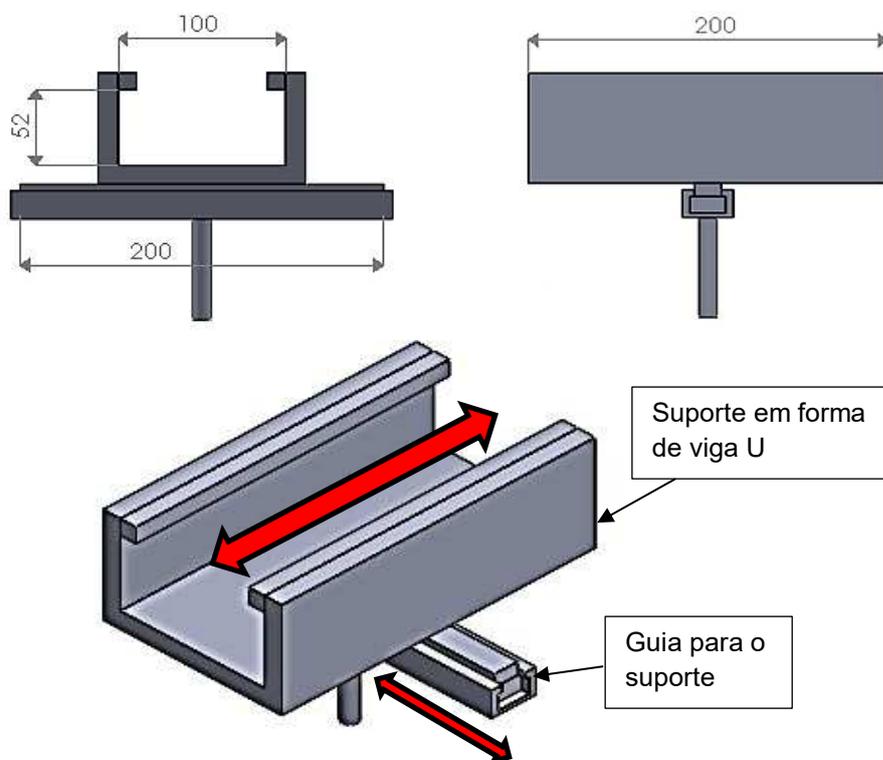


Figura 4.9 – Vistas frontal e lateral esquerda da guia e do suporte em forma de U com suas dimensões [mm] principais. Vista isométrica ilustrando com setas as regulagens para o suporte na máquina e para o bloco no suporte. Desenho feito no Solidworks®.

Após a fabricação do aparato, testes iniciais com os implantes foram feitos e verificou-se que seria necessário a passagem de duas fitas pela cabeça do implante tipo 3, pois, somente uma fita não cobriu 90 % da cabeça do implante. Já para os implantes tipo 1 e tipo 2 o uso de apenas uma fita foi suficiente.

Para a realização dos ensaios de arrancamento, a guia foi montada na garra inferior da máquina e sobre o suporte o bloco com o conjunto implante/fita foi posicionado. Em seguida, as extremidades da fita foram presas a garra superior da máquina com uma distância de 100 mm entre a cabeça do implante e a garra. A fita também foi alinhada a 90° em relação a superfície da cabeça do implante como pode ser visto no esquema da Fig. 4.10-A. Na

sequência, o conjunto implante/fita foi submetido a um pré-carga de 10 N e o ensaio foi iniciado com uma velocidade constante de 5 mm/min até a falha do implante (ver Fig.4.10-B).

Segundo a norma ASTM F 564 (2015), a falha é caracterizada por uma queda significativa na força à tração exercida sobre o implante depois de um pico máximo de força, seja por soltura do implante do bloco ou ruptura da fita. As curvas de força (N) versus deslocamento (mm) foram adquiridas e os dados levados em planilha Excel[®] para serem tratados e analisados.

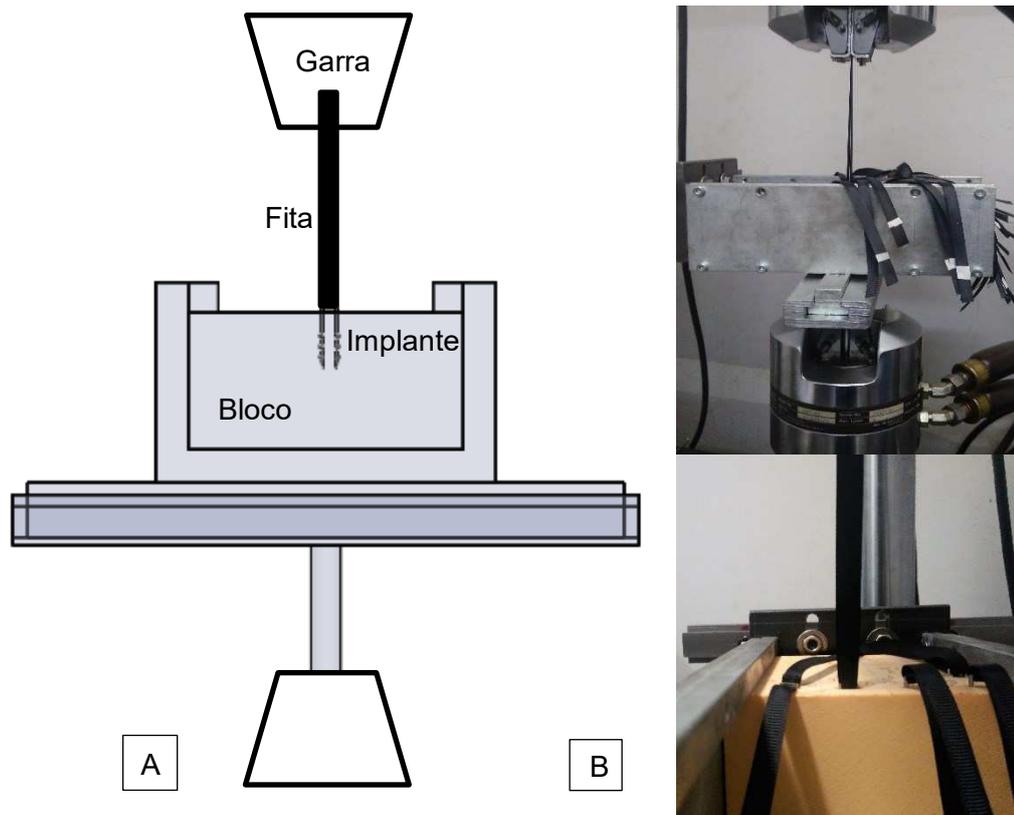


Figura 4.10 – (A) Esquema mostrando o posicionamento do bloco com o conjunto implante/fita na máquina de ensaios; (B) Foto mostrando o posicionamento do conjunto na máquina.

CAPÍTULO V

MODELAGEM POR ELEMENTOS FINITOS

O método dos elementos finitos (MEF) é uma poderosa ferramenta de análise matemática-computacional que permite a obtenção de soluções aproximadas para diversos problemas em engenharia. Na área médica, com destaque para a ortopedia, o MEF tem sido largamente utilizado para a avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, em particular ossos, músculos, tendões e ligamentos. O método permite também testar e otimizar o desempenho de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, implantes para fixação de tecidos moles ao osso entre outros.

O presente capítulo trata da metodologia usada para validar o comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento. Foi desenvolvido, um modelo tridimensional do úmero e tendão supraespinhal visando avaliar o reparo do manguito rotador com os implantes propostos. Aqui, são detalhadas as geometrias consideradas, as propriedades dos materiais, as características do contato, os carregamentos e as condições de contorno dos modelos estudados.

5.1. Validação do comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento

O processo de validação do em elementos finitos consistiu em aplicar nos modelos tridimensionais do conjunto bloco/fita/implantes valores de força selecionados dos ensaios de arrancamento e validar os deslocamentos dos implantes dado pelo MEF com os obtidos nos testes experimentais. Por este motivo, ajustes na geometria, nas propriedades dos materiais e condições de contato foram necessários para a obtenção do comportamento desejado dos implantes.

O objetivo desta análise foi validar o modelo numérico próximo da região de fixação no contorno dos implantes no bloco com propriedades similares às do osso trabecular e entender o comportamento deste tipo de fixação. Os testes experimentais foram usados como referência para validar os modelos em elementos finitos.

Como a fita desempenhou a função de tracionar os implantes nos ensaios de arrancamento, simulando o efeito do tendão, o primeiro passo consistiu em validar o seu comportamento em elementos finitos de acordo com os valores de deslocamento obtidos nos testes de tração. Feito isso, passou-se para a validação do comportamento de cada um dos implantes propostos.

A seguir são descritos os procedimentos realizados para a análise via elementos finitos dos modelos.

5.1.1. Modelos geométricos desenvolvidos

A primeira etapa para a realização de determinada análise em elementos finitos é a definição da geometria do modelo que se deseja estudar. Nesse caso, para a validação do comportamento dos implantes e fita pelo MEF, geometrias tridimensionais do bloco, fitas e implantes foram desenvolvidas no programa comercial Solidworks®.

Duas geometrias de fita foram concebidas, uma com duas extremidades e a outra com três extremidades. A primeira foi feita para simular a fita passada pela cabeça dos implantes de duas hastes e a segunda para simular as fitas passadas pela cabeça do implante de 3 hastes. Em virtude da geometria do implante tipo 3, a melhor forma encontrada para representar as fitas usadas nos ensaios experimentais foi desenhando uma fita com 3 extremidades. Isso foi feito também pois, verificou-se nos testes que a geometria do implante tipo 3 fez com que as duas fitas se encontrassem em uma das aberturas entre as hastes desse implante como mostrado na Fig. 5.1-B. Além disso, a Figura 5.1-A mostra imagens da fita passada pelo implante tipo 2. Ambas as fitas desenhadas possuem espessura de 0,25 mm e o mesmo comprimento útil usado nos ensaios experimentais que foi de 100 mm. Já a largura das fitas foi adaptada levando em consideração a geometria da cabeça dos implantes. Dessa forma, a largura da fita de duas extremidades possui 4 mm e a largura da fita de 3 extremidades possui 3,5 mm. A Figura 5.2 mostra a geometria das duas fitas e ao lado de cada uma é ilustrada a parte que ficará em contato com a cabeça dos implantes.

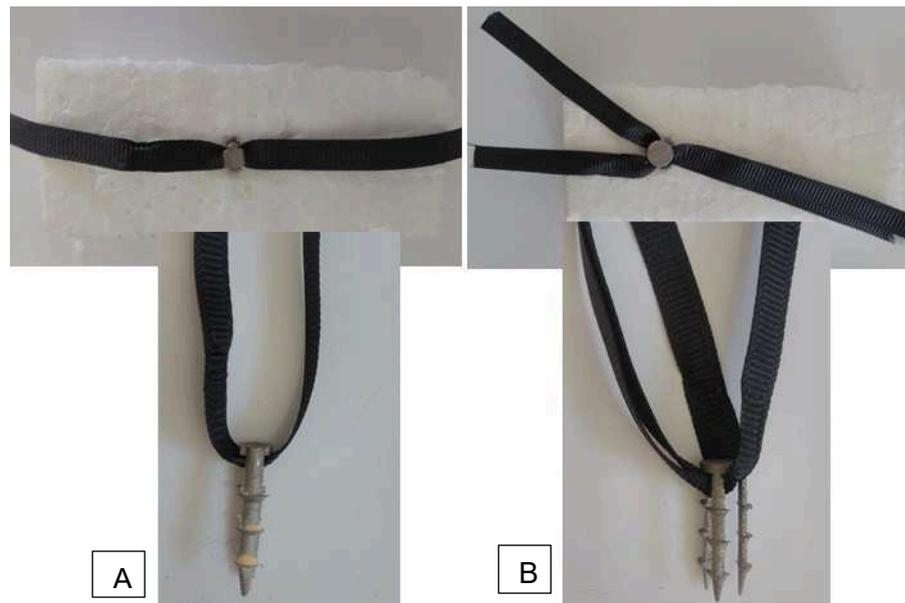


Figura 5.1 – Fitas passadas pela cabeça do implante tipo 2 (A) e pelo implante tipo 3 (B).

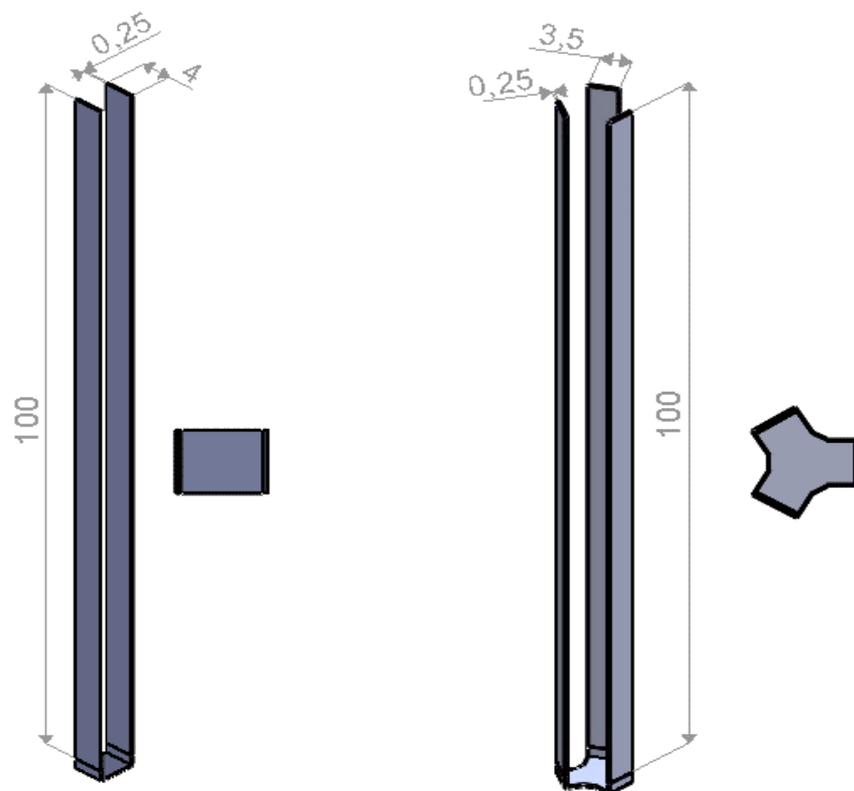


Figura 5.2 – Geometria das fitas com dimensões em [mm]. E ao lado de cada fita é mostrada a parte que passará pela cabeça dos implantes.

O bloco foi feito com 20 mm de largura por 20 mm de comprimento e altura de 40 mm, as dimensões de largura x comprimento representam aquelas definidas nos ensaios para a inserção de cada implante. Com relação aos implantes, somente suas geometrias serão

mostradas, uma vez que suas dimensões foram detalhadas no Capítulo III. A Figura 5.3 ilustra o bloco e suas dimensões e os implantes tipo 1, tipo 2 e tipo 3.

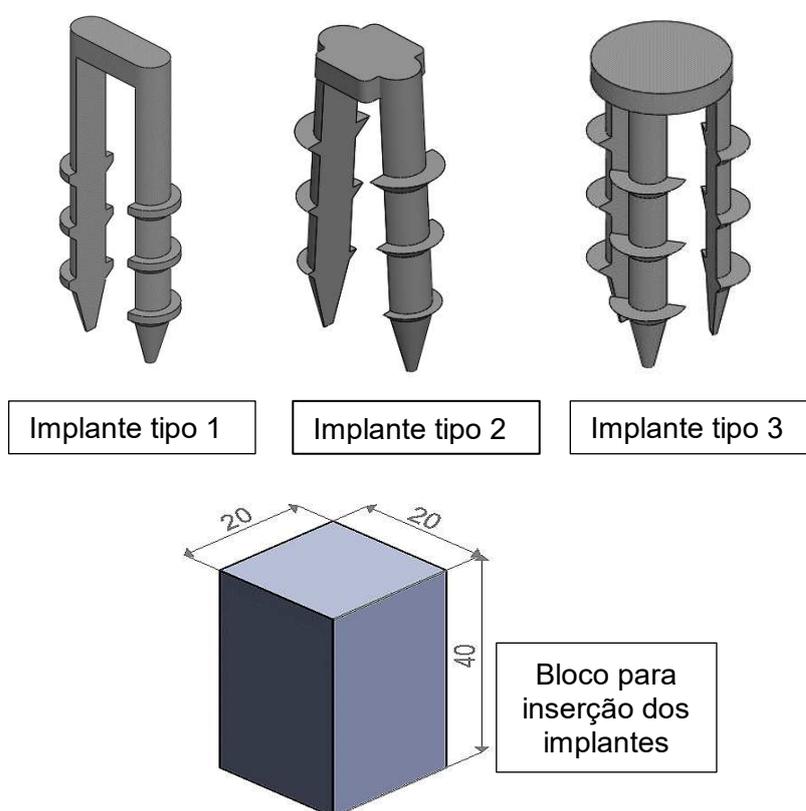


Figura 5.3 – Geometria dos implantes e do bloco com suas dimensões em [mm].

As montagens dos modelos foram realizadas de maneira a reproduzir as condições adotadas nos ensaios de arrancamento. Assim, a fita foi posicionada na superfície inferior da cabeça dos implantes que foram então inseridos nos blocos. Em seguida usou-se a ferramenta do Solidworks® denominada “Cavidade” para subtrair material do bloco e criar um furo com a forma dos implantes tipo 1 e tipo 3. O furo do modelo do implante tipo 2 após análises preliminares em elementos finitos foi ajustado para que fosse possível simular adequadamente o comportamento do implante. O ajuste consistiu em aumentar a altura do furo na região dos filetes do implante em 1,5 mm. A Figura 5.4-A, 5.4-B e 5.4-C mostra as vistas frontal, lateral e inferior do conjunto fita/implante tipo 1, tipo 2 e tipo 3, respectivamente. As vistas frontal e isométrica do modelo completo do implante tipo 1 e tipo 3 são exibidas na Fig. 5.5-A e 5.5-B, respectivamente. Já a Fig. 5.6 mostra uma vista frontal do bloco com a altura do furo ajustada na região dos filetes para o implante tipo 2, uma vista lateral e uma vista isométrica do conjunto com o implante tipo 2.

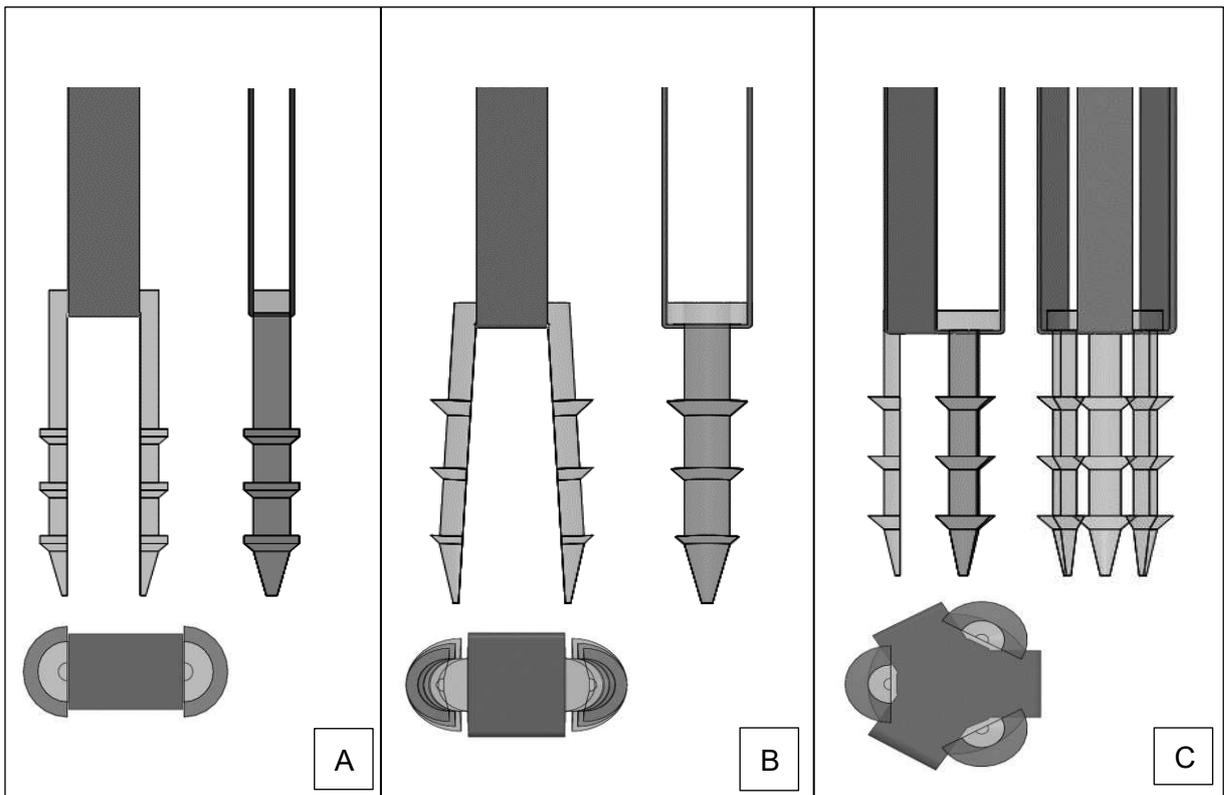


Figura 5.4 – Vistas do conjunto fita/implantes tipo 1 (A) , tipo 2 (B) e tipo 3 (C).

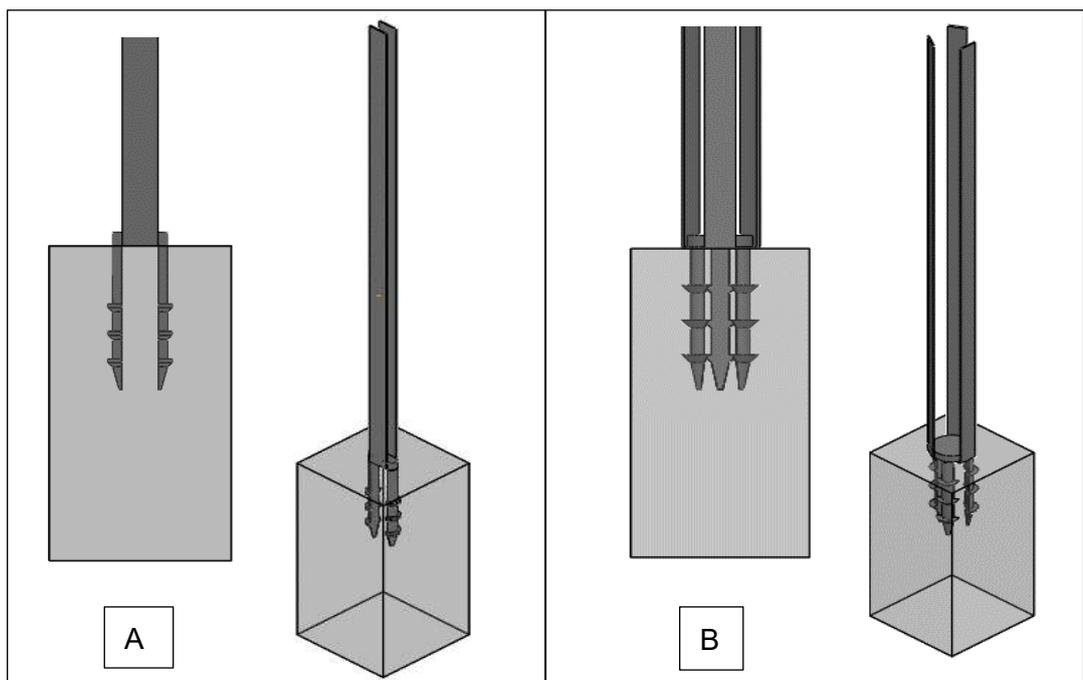


Figura 5.5 – Vistas dos implantes tipo 1 (A) e tipo 3 (B) inseridos no bloco de espuma rígida.

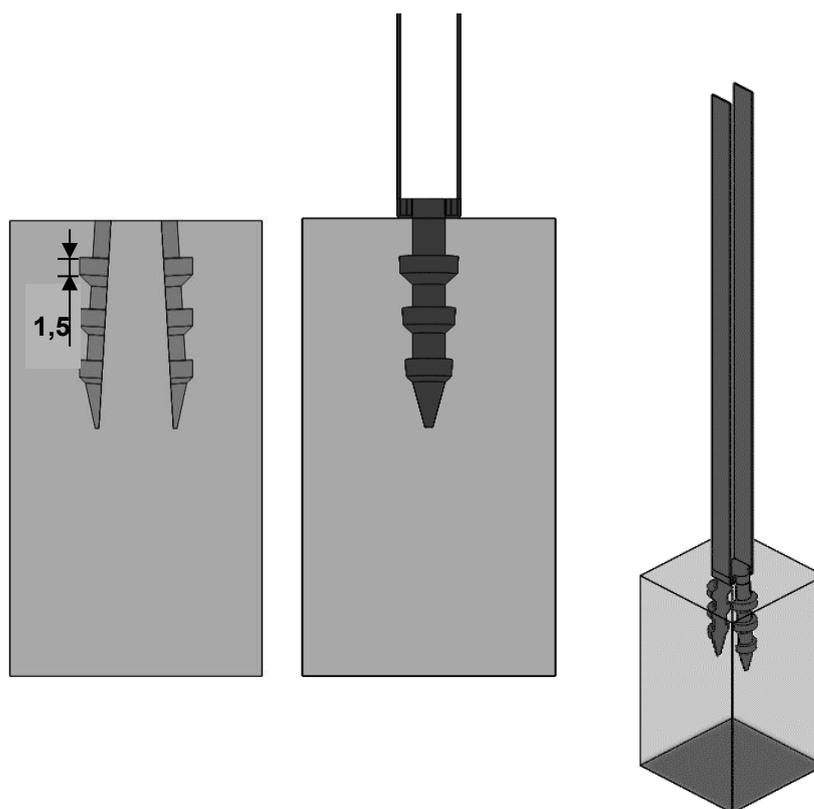


Figura 5.6 – Vistas do implante tipo 2 inserido no bloco e do ajuste da altura de 1,5 mm feito no furo do bloco.

Na sequência, as montagens foram salvas na extensão Parasolid (.x_t) e importadas para o programa comercial de elementos finitos Abaqus®.

5.1.2. Propriedades mecânicas dos materiais

As propriedades elásticas do bloco de espuma rígida, dos implantes de liga de titânio Ti-6Al-4V e da região linear da fita de poliéster foram inseridas nos modelos. O módulo de elasticidade da fita foi obtido dos ensaios de tração sendo o seu valor de 5085 MPa. Mas, para validar o comportamento elástico da fita pelo MEF foi preciso ajustar o valor desse módulo, já o coeficiente de Poisson foi obtido de uma aproximação do valor usado no trabalho de Menegaz (2014). O módulo de elasticidade do bloco de espuma rígida foi fornecido pelo fabricante sendo esse de 244,3 MPa (Nacional Ossos, 2016). No entanto, em simulações preliminares usando o módulo de 244,3 MPa verificou-se a necessidade de ajustar seus valores para que os implantes do tipo 1 e tipo 3 tivessem comportamento parecido com aquele dos ensaios de arrancamento. Os valores do módulo de elasticidade do bloco usados para validar o modelo de elementos finitos com os implantes tipo 1 e 3 ficaram bem abaixo do fornecido pelo fabricante como pode ser visto na Tab.5. Para o implante tipo 2 o valor do

módulo foi mantido, mas fez-se um ajuste na geometria do furo do bloco como mencionado anteriormente. O coeficiente de Poisson do material do bloco foi obtido do trabalho de Chao et al. (2008). Para a liga de titânio Ti-6Al-4V o módulo de elasticidade foi conseguido no *data sheet* do fabricante (EOS, 2010) e o coeficiente de Poisson usado foi o encontrado no livro de Norton (2013). A Tabela 5.1 mostra os valores do módulo de elasticidade (**E**) e do coeficiente de Poisson (**v**) dos componentes dos modelos, inclusive os valores do módulo ajustado para a fita de poliéster e para o bloco de espuma rígida com o implante tipo 1 e tipo 3.

Tabela 5.1 – Propriedades mecânicas dos componentes dos modelos tridimensionais.

Materiais elásticos lineares		
Componente	E [MPa]	v
Fita de poliéster	3095	0,35
Liga de titânio Ti-6Al-4V	110000	0,34
Bloco de espuma rígida	Implante tipo 1	5
	Implante tipo 2	244,3
	Implante tipo 3	1,5
		0,30

Além das propriedades elásticas lineares do material da fita, também foram adicionadas ao programa Abaqus® as propriedades plásticas desse material. Para isso, o primeiro passo foi determinar a tensão real e a deformação real do material (DS SIMULIA ABAQUS, 2008). Os valores da deformação real (ε_r) foram obtidos usando a Eq.1,

$$\varepsilon_r = \ln(1 + \varepsilon_{nom}) \quad (1)$$

A deformação nominal (ε_{nom}) presente na Eq. 1 foi calculada considerando,

$$\varepsilon_{nom} = \frac{l - l_0}{l_0}$$

onde l é o comprimento instantâneo para cada força do ensaio de tração e l_0 corresponde ao comprimento original da fita antes da força ser aplicada, sendo esse de 100 mm.

A tensão real foi determinada por meio da Eq.2,

$$\sigma_r = \sigma_{nom}(1 + \varepsilon_{nom}) \quad (2)$$

aqui, os valores da tensão nominal (σ_{nom}) foram obtidos fazendo,

$$\sigma_{nom} = \frac{F}{A_0}$$

onde F é a força adquirida dos ensaios de tração e A_0 corresponde a área original da seção transversal da fita antes da força ser aplicada cujo valor é de 1,5 mm².

O próximo e último passo consistiu em determinar as deformações plásticas usando a Eq. 3 que relaciona as deformações plásticas às deformações reais e elásticas do material,

$$\varepsilon_{plastica} = \varepsilon_r - \left(\frac{\sigma_r}{E}\right) \quad (3)$$

onde E é o módulo de elasticidade do material de cada ensaio da fita.

Após o procedimento descrito, fez-se as médias da tensão real e deformação na região plástica do material da fita para os cinco ensaios realizados, das quais selecionou-se os valores mostrados na Tab. 5.2 para serem inseridos no Abaqus®. A primeira linha dos dados define a tensão de escoamento do material e, portanto, deve ter uma deformação plástica de zero (DS SIMULIA ABAQUS, 2008). A partir dos dados da Tab.4.2 foi construído a curva da Tensão real [MPa] x Deformação plástica real [mm/mm] como pode ser visto na Fig.5.7.

Tabela 5.2 – Dados da região plástica do material da fita.

Tensão real [MPa]	Deformação plástica [mm/mm]
80,295	0,000
90,123	0,004
100,066	0,009
110,127	0,014
120,128	0,018
130,261	0,022
142,083	0,025
152,054	0,028
162,088	0,031
172,087	0,033
182,029	0,036
192,111	0,038
202,052	0,040
212,063	0,043
222,115	0,045
232,200	0,048
242,052	0,050
252,347	0,053
262,189	0,055
272,059	0,058
282,281	0,061
292,166	0,064
302,131	0,067

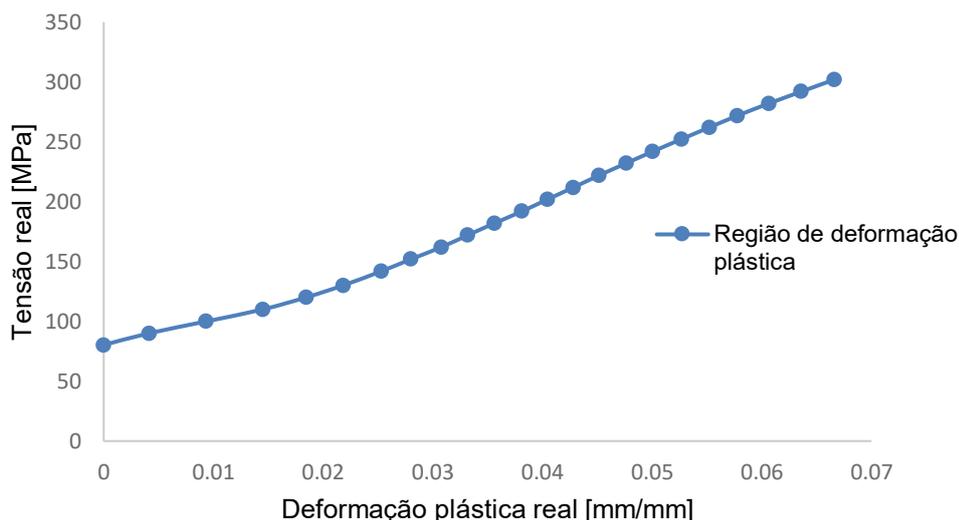


Figura 5.7 - Curva da Tensão real [MPa] x Deformação plástica real [mm/mm] feita a partir dos dados da Tab.5.2.

5.1.3. Características do contato mecânico

Nos modelos do presente trabalho a condição de contato entre a superfície dos implantes e a do bloco foi feita usando um coeficiente de atrito de 0,2 obtido do trabalho de Zhang;Tan;Chou (2004). Para o contato entre a superfície da fita e a do bloco adotou-se o coeficiente de atrito de 0,2, já que não foi encontrado na literatura nenhum estudo que fizesse menção a interação entre esse tipo de componentes.

As superfícies da fita e da cabeça do implante foram “coladas” de forma a simular a condição verificada no ensaio experimental feito para estimar a força que chega ao implante pela fita. O resultado do ensaio mostrou que a força no implante é praticamente a mesma da fita, portanto, o conjunto foi colado para que não houvesse dissipação de energia da fita para o implante devido ao atrito.

Aqui, também foram feitos ajustes no contato entre o bloco e os filetes dos implantes tipo 1 e tipo 3. Em ambos os implantes a superfície dos dois filetes inferiores foram “coladas” à superfície do furo do bloco. Optou-se por “colar” as superfícies mencionadas para que houvesse convergência dos modelos. A Figura 5.8 mostra a região dos implantes e bloco que foram “coladas”.

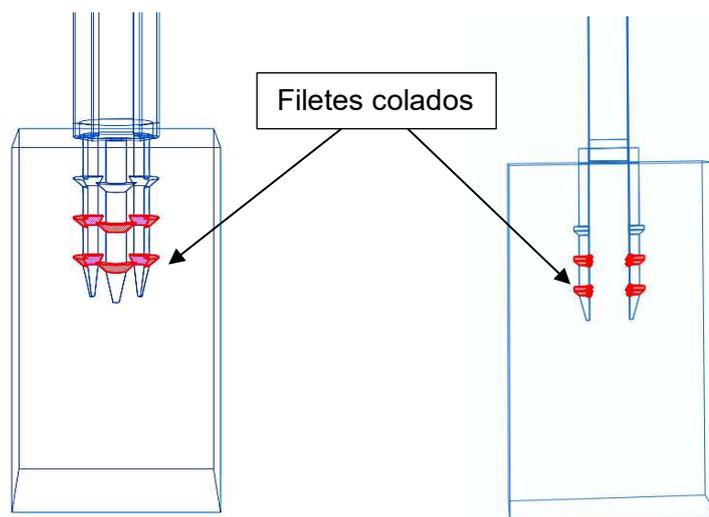


Figura 5.8 – Filetes que foram colados à superfície do furo do bloco.

5.1.4. Forças e condições de contorno

As condições de contorno utilizadas no modelo da fita de duas extremidades procuraram simular aquelas empregadas nos testes experimentais de tração. Para isso, a superfície inferior da fita foi engastada em todas as direções de forma a representar a extremidade da fita presa na garra da máquina de ensaios. Os movimentos da superfície da fita referentes ao comprimento de 100 mm foram restringidos nas direções x e z, podendo a fita se movimentar somente na direção y, ou seja, a direção de aplicação da força de tração. As forças empregadas nas simulações foram escolhidas arbitrariamente dos ensaios de tração e aplicadas na fita usando um recurso no Abaqus® denominado de “*Coupling Constraint*” que permite restringir o movimento de uma superfície ao movimento de um único ponto. Para o uso de tal recurso, criou-se um ponto central entre as duas extremidades da fita e em seguida as superfícies da área da seção transversal das extremidades da fita foram selecionadas e vinculadas ao ponto criado. Por fim, cada força de tração escolhida foi aplicada no ponto obtendo-se, portanto, o deslocamento em y da fita. A Tabela 5.3 mostra os valores de força selecionados do ensaio de tração e a Fig. 5.9 ilustra como as forças foram aplicadas na fita e as condições de contorno usadas no modelo.

Tabela 5.3 – Forças selecionadas dos ensaios de tração da fita.

Forças [N] do ensaio de tração										
20,3	50,6	80,4	100,1	130,5	150,7	200,6	230,4	250,5	300,4	350,6

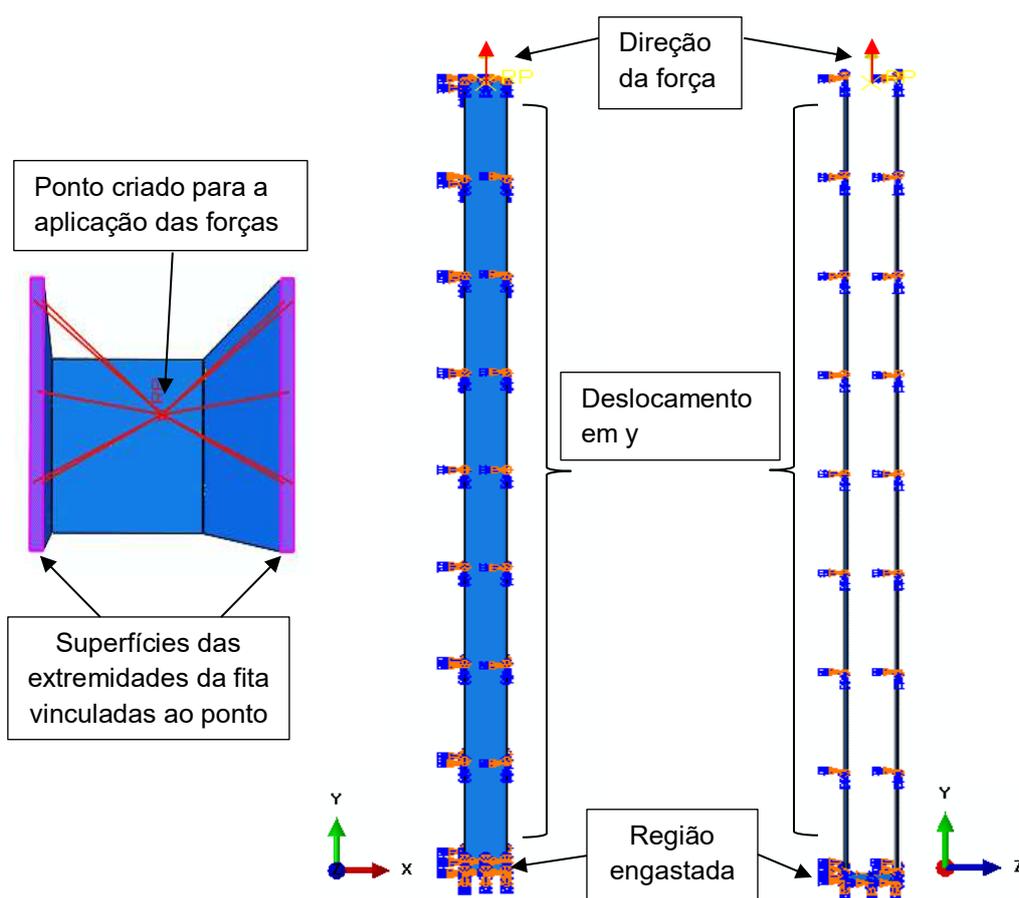


Figura 5.9 – Local da aplicação da força e condições de contorno impostas à fita de duas extremidades.

As mesmas condições de contorno e carregamentos usadas na fita de duas extremidades foram usadas no modelo para a fita de três extremidades. A Figura 5.10 mostra as condições de contorno e local de aplicação das forças nessa fita.

Nos ensaios de arrancamento, o bloco foi posicionado em um suporte fixado na garra inferior da máquina de ensaios. Esse suporte permitia que o bloco fosse movimentado apenas na direção horizontal para que o implante pudesse ser posicionado adequadamente para o ensaio. Como nos modelos de elementos finitos esse movimento do bloco não foi necessário, as superfícies inferior e laterais do bloco foram engastadas em todas as direções. Quanto as fitas, seus movimentos nas direções x e z foram restringidos e somente foi permitido o deslocamento na direção do eixo y de aplicação da força. De maneira análoga à fita, as mesmas condições de deslocamento foram usadas para os implantes.

As forças aplicadas nos modelos foram selecionadas dos ensaios de arrancamento de cada implante. O local de aplicação foi o mesmo descrito nas condições de carregamento das fitas. A Tabela 5.4 mostra as forças usadas para os modelos dos implantes tipo 1, tipo 2 e tipo 3, respectivamente.

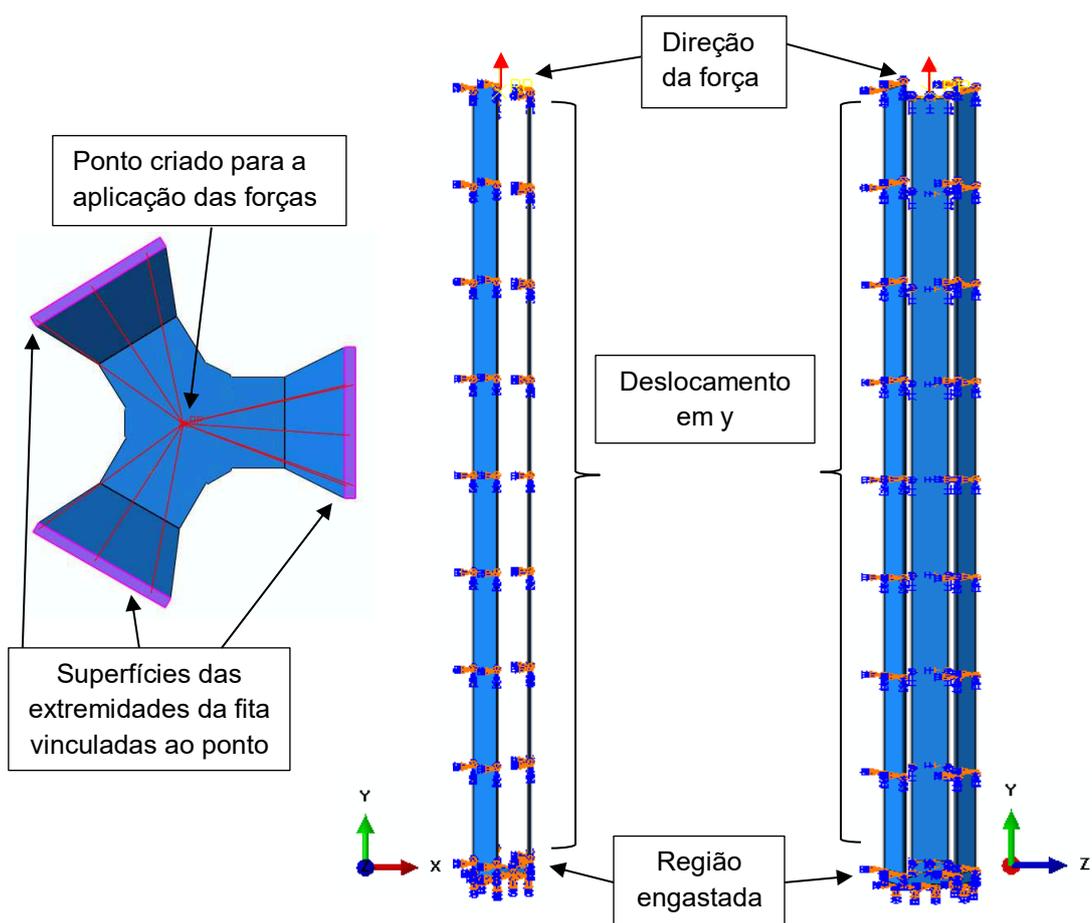


Figura 5.10– Local da aplicação da força e condições de contorno impostas à fita de três extremidades.

Tabela 5.4 – Forças selecionadas dos ensaios de arrancamento para cada implante.

Forças [N]		
Implante Tipo 1	Implante Tipo 2	Implante Tipo 3
20,3	20,3	20,3
30	50,6	30
50,6	80,4	50,6
70	100,1	70
80,4	130,5	75
90	150,7	
100,1	200,6	
110	230	

A Figura 5.11 mostra as condições de contorno aplicadas aos implantes, além de um modelo completo que ilustra as condições de contorno impostas ao bloco e fita e o local de aplicação da força.

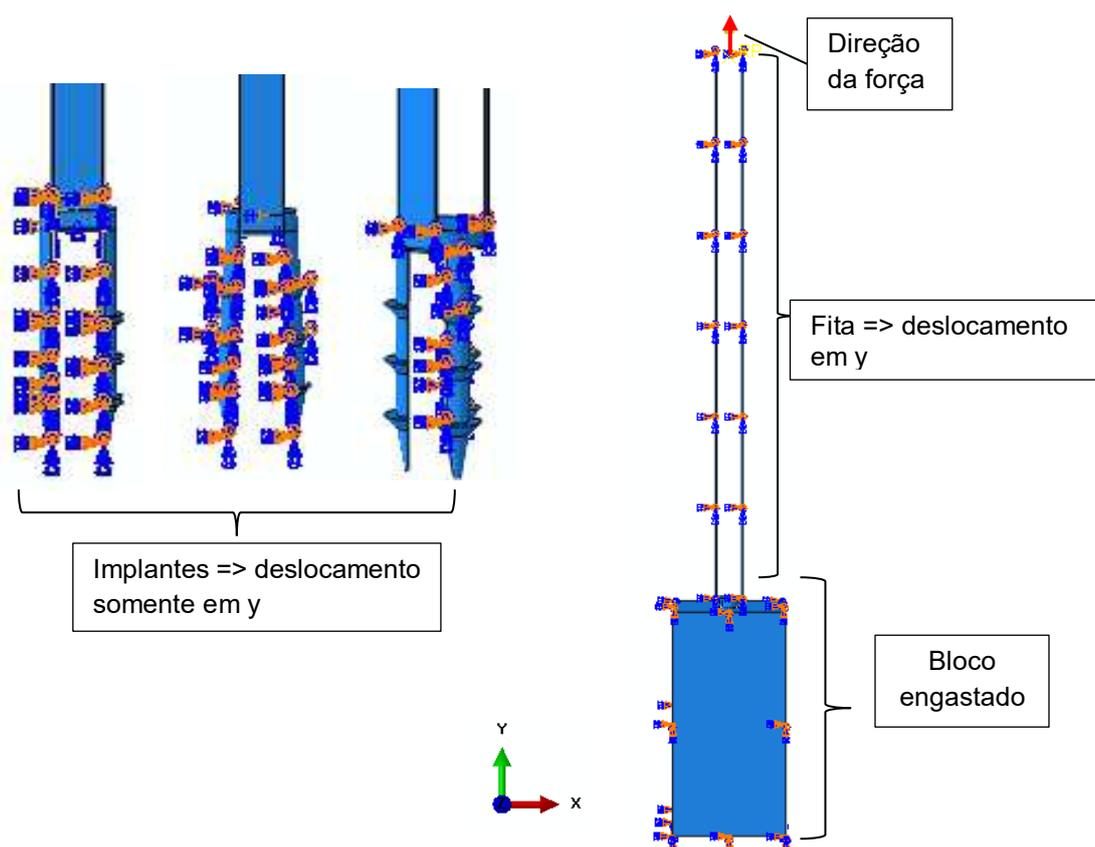


Figura 5.11 – Condições de contorno nos implantes, bloco, fita e local de aplicação da força de tração.

5.1.5. Estudo do efeito da malha de elementos finitos

Simulações prévias foram feitas visando avaliar o tipo de elemento sólido tridimensional que melhor se adequasse aos modelos. Optou-se então pela utilização do elemento C3D4. O elemento C3D4 é um elemento tridimensional tetraédrico linear definido por 4 nós, tendo três graus de liberdade por nó com translações nas direções x, y e z, como mostrado na Fig. 5.12. Controlou-se o tamanho dos elementos manualmente para todos os componentes dos modelos sendo em seguida gerada a malha pelo Abaqus®.

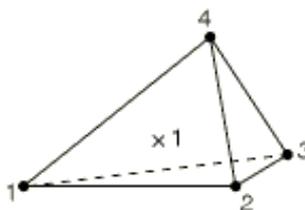


Figura 5.12 – Elemento C3D4 do programa Abaqus®. Fonte: DS Simulia Abaqus (2008).

Um estudo da malha dos modelos em diferentes níveis de refinamento foi realizado com a finalidade de avaliar as variações dependentes do tamanho da malha dentro de um

tempo computacional menor. Após a solução dos modelos, analisou-se o deslocamento em y para cada força aplicada ao conjunto bloco/fita/implantes, a fim de, validar o comportamento dos implantes visto nos ensaios de arrancamento. Além disso, o comportamento da fita também foi validado com os dos ensaios de tração. Os níveis de tensão de von Mises foram analisados nos implantes para o maior valor de força aplicado em cada modelo. O estudo de malha e os resultados obtidos com as análises numéricas são mostrados e discutidos no capítulo VI.

5.2. Modelagem do processo de fixação do manguito rotador usando os implantes desenvolvidos

A análise pelo método dos elementos finitos do reparo do manguito rotador com os implantes foi feita com a finalidade de avaliar o comportamento mecânico dos diferentes implantes no processo de fixação do tendão ao úmero quanto aos gradientes de tensão de von Mises [MPa] e deslocamentos resultantes [mm]. Um modelo de elementos finitos do tendão intacto ao osso foi desenvolvido para a verificação do comportamento dos tecidos biológicos em uma condição anatômica saudável em comparação a condição do tendão rompido. É importante salientar que o modelo de elementos finitos empregado possui simplificações relacionadas às propriedades mecânicas dos tecidos biológicos, à geometria dos componentes, condições de contorno e carregamentos.

O modelo tridimensional para simular as condições mencionadas foi composto pelo tendão supraespinhal e pelo úmero. Além do supraespinhal, o manguito rotador é formado pelos músculos/tendões infraespinhal, subescapular e redondo menor que em virtude de simplificações adotadas não foram representados no presente modelo. Optou-se pelo supraespinhal, uma vez que na literatura há menção recorrente de lesões envolvendo esse tendão (ITOI et al., 1995; MATSEN III, 2008; ANDARAWIS-PURI; RICCHETTI; SOSLOWSKY, 2009; ROCKWOOD; MATSEN, 2009; LAKE et al., 2010; INOUE et al., 2013, QUENTAL et al., 2016) pois diferentemente dos outros tendões do manguito, o supraespinhal está submetido regularmente a complexos carregamentos de tração multiaxial, compressão e cisalhamento, condição que se deve a sua localização anatômica e também a grande amplitude de movimento da articulação glenoumeral (LAKE et al., 2009).

A geometria tridimensional do músculo/tendão supraespinhal e do úmero foi obtida por meio da digitalização 3D desses componentes do modelo anatômico do ombro da empresa 3B Scientific® mostrado na Fig.5.13. A Figura 5.14 dá destaque para a geometria do músculo e tendão supraespinhal que foi digitalizada, nota-se que se trata de um modelo complexo com regiões sinuosas. O local demarcado na Fig.5.14 é referente aos lados bursal e articular do

tendão supraespinhal que liga o músculo ao úmero. Essa região possui dimensões de 23 mm de largura (direção anterior-posterior) por 14 mm de comprimento (direção medial-lateral) e espessura de aproximadamente 3,2 mm, dimensões próximas a valores encontrados na literatura (CURTIS et al., 2006; ROCKWOOD; MATSEN, 2009).

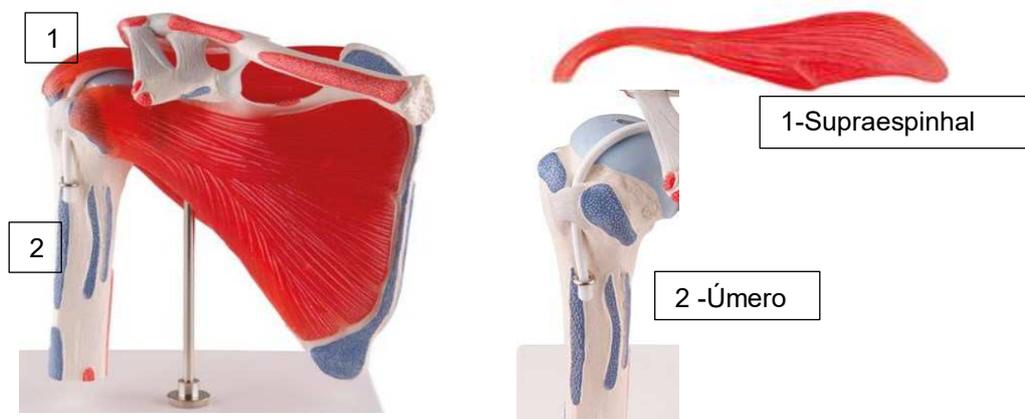


Figura 5.13 – Componentes do supraespinhal e úmero do modelo anatômico usados para a digitalização 3D. Disponível em: www.3bscientific.com.br. Acessado em 03/03/2018.

Os componentes do modelo anatômico foram digitalizados usando um *scanner* a laser portátil modelo ScanGogh-II do fabricante Vorum Research Corporation® e salvos em extensão .stl. Esses arquivos foram importados para o programa Geomagic Design X® da empresa 3D Systems® que converte dados de digitalização 3D em modelos CAD.

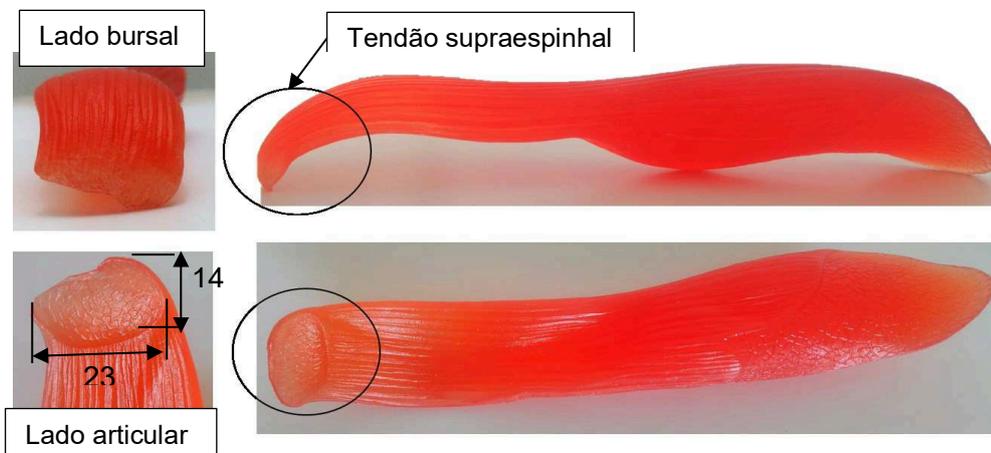


Figura 5.14 – Músculo e tendão supraespinhal. Destaque para a região de inserção do tendão na cabeça do úmero e suas dimensões em [mm].

O modelo do supraespinhal necessitou de ajuste na região de inserção do tendão com o úmero em virtude da baixa resolução do processo de digitalização nesse local. A Figura

5.15 mostra algumas vistas da geometria do supraespinhal digitalizada, sendo possível observar regiões com imperfeições no lado bursal e articular do tendão e ao lado é ilustrada a geometria do supraespinhal após serem usados recursos do programa Geomagic Design X[®] para a correção da malha do modelo como, por exemplo, a ferramenta chamada “Smooth” que aumenta a suavidade da malha inteira ou de polífaces selecionadas e a ferramenta “Optimize Mesh” usada para melhorar a qualidade da malha do modelo. Feitos as correções na malha, o sólido foi criado automaticamente usando a ferramenta “Auto Surfacing” que converte modelos mecânicos ou orgânicos para corpos sólidos. Se por acaso a malha estiver com imperfeições, como presença de orifícios, a ferramenta de conversão não gera o modelo sólido. As dimensões do local de inserção do tendão no úmero após as correções na malha diminuíram em relação ao modelo original sendo agora de 17,5 mm de largura (direção anterior-posterior) por 12 mm de comprimento (direção medial-lateral) e espessura de 3,0 mm.

Um procedimento similar ao do modelo do supraespinhal foi feito para a geração do corpo sólido do úmero. Mas ao contrário do primeiro, o modelo do úmero não necessitou de muitas correções na sua malha. A Figura 5.16 mostra o modelo anatômico, o modelo digitalizado e o modelo sólido gerado do úmero, respectivamente. A região destacada na Fig. 5.16 na cabeça do úmero corresponde ao local de inserção do tendão e suas dimensões são aproximadamente as mesmas do modelo anatômico do supraespinhal e o diâmetro da cabeça do úmero é de 65 mm. Observa-se que a geometria dessa região perdeu um pouco de definição após a digitalização e posterior geração do corpo sólido.

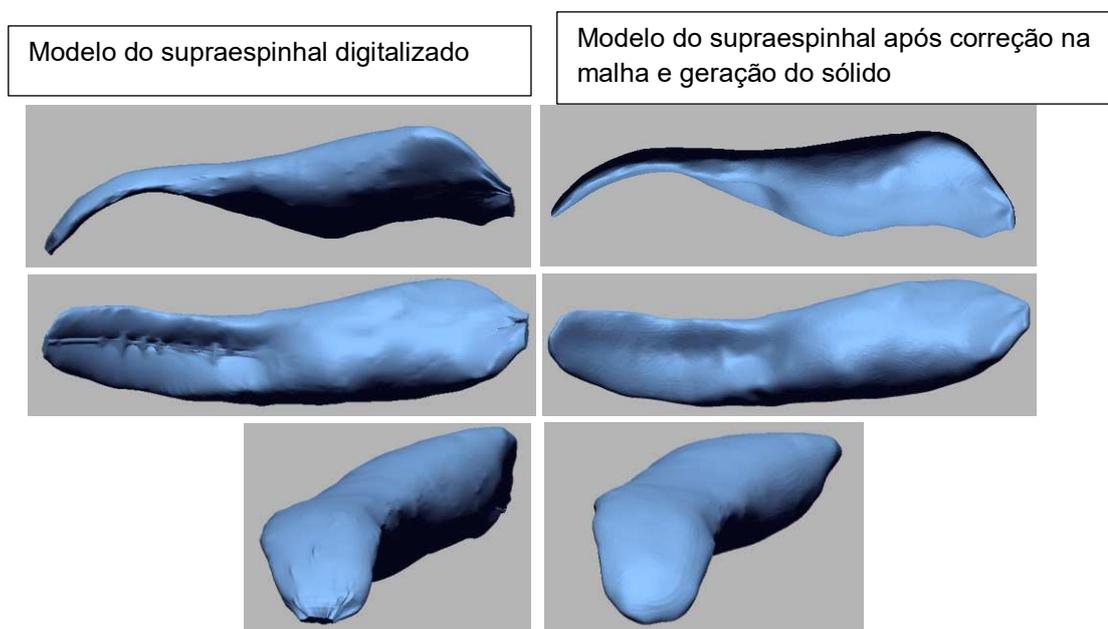


Figura 5. 15 – Geometria do supraespinhal digitalizada e após ajuste na malha do modelo e geração do sólido.

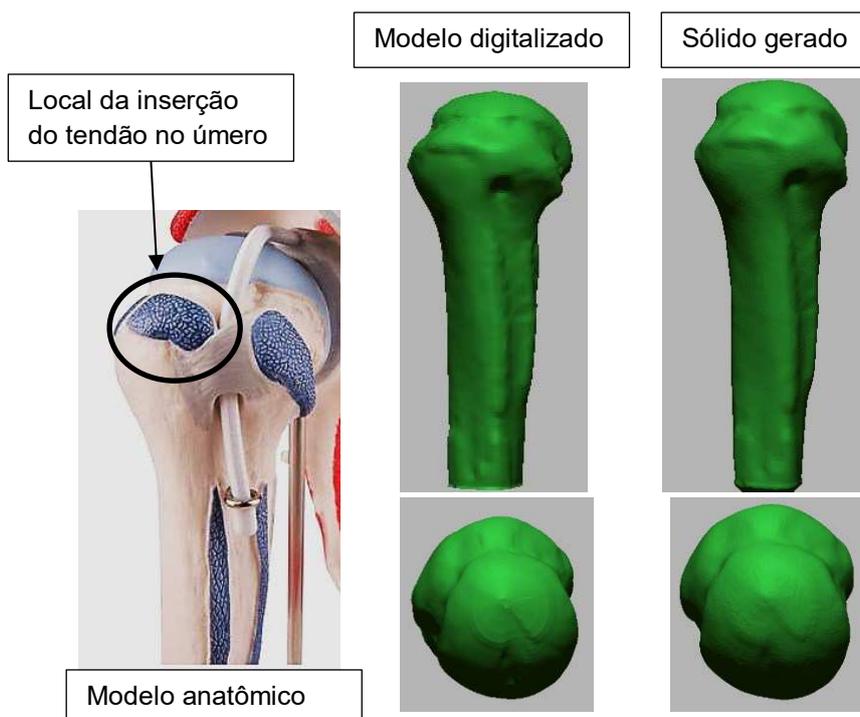


Figura 5.16 – Modelo anatômico, digitalizado e modelo sólido do úmero.

Após a montagem do modelo do tendão com o úmero (ver Fig. 5.17-A), também feita no Geomagic Design X[®], os seguintes procedimentos foram realizados: corte de uma porção inferior do úmero, corte de uma porção do supraespinhal e definição no úmero de uma região de contato para o tendão. O corte de parte do úmero foi feito visando diminuição da malha de elementos finitos. No modelo do supraespinhal, a porção correspondente ao músculo foi subtraída do modelo ficando a região referente ao tendão, região de interesse do presente estudo. Durante a montagem verificou-se que o tendão não ficou posicionado adequadamente no úmero, fato relacionado as correções realizadas na superfície do modelo do tendão. Em virtude disso, a solução encontrada foi demarcar o local para inserção do tendão na tuberosidade do úmero usando o próprio tendão como molde. Assim foi possível estabelecer um contato do tendão e o úmero sem que houvesse problemas de interferência entre as superfícies dos componentes. A Figura 5.17-A e 5.17-B mostra a montagem inicial e a montagem depois das adequações feitas nos componentes do tendão e úmero, respectivamente. A Figura 5.18 exibe o local definido na tuberosidade do úmero para inserção do tendão com suas dimensões em mm. E por fim, na Fig. 5.19 é mostrada uma imagem do modelo final com a malha gerada na conversão de .stl para sólido.

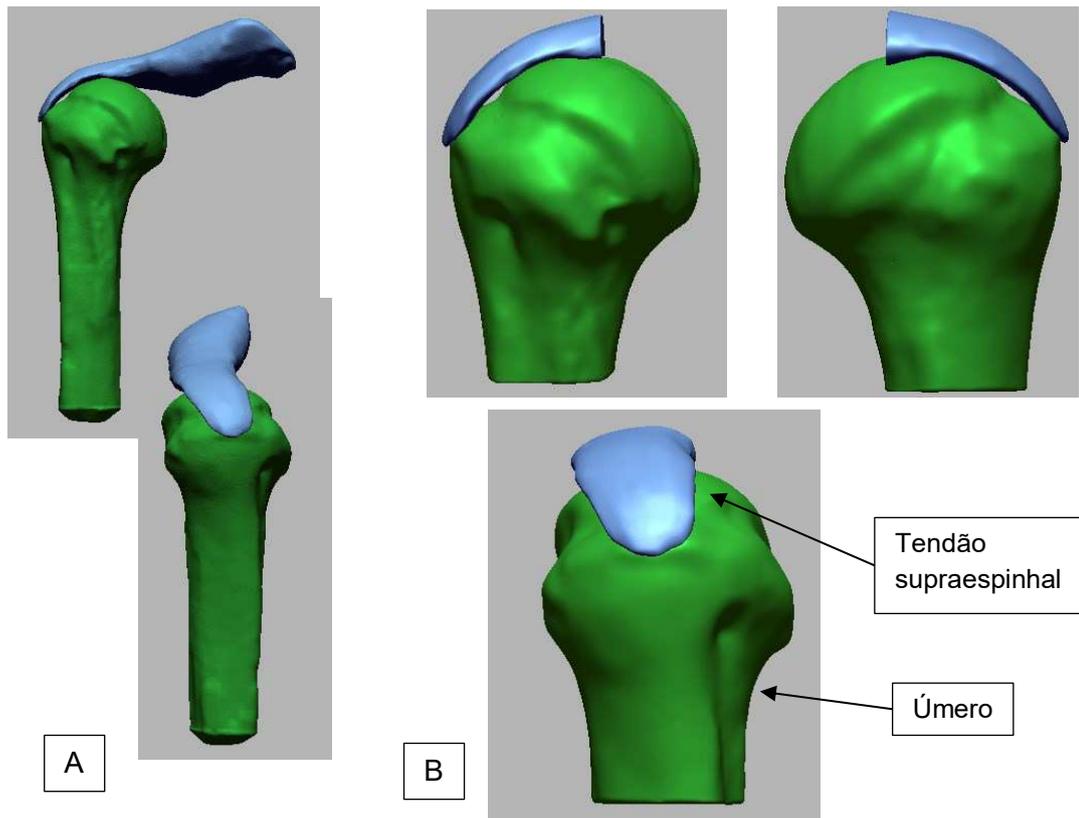


Figura 5.17 – Montagem inicial (A) e montagem final do modelo do tendão e úmero (B).

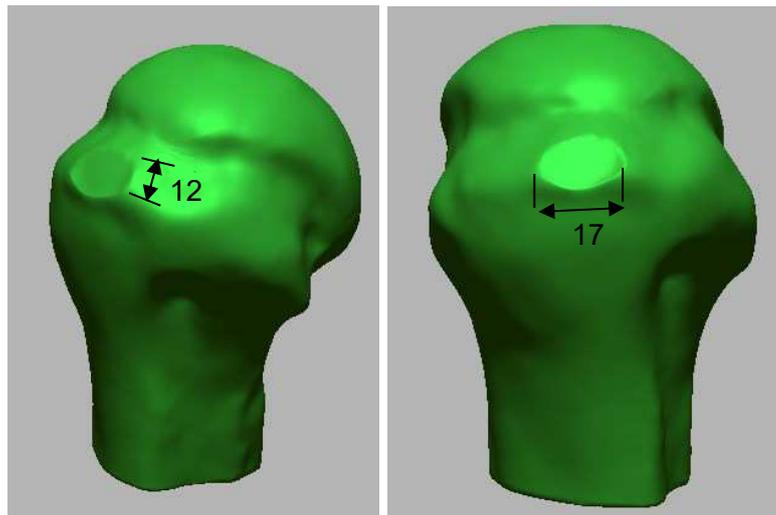


Figura 5.18 – Dimensões do local de inserção do tendão na tuberosidade do úmero. Dimensões em [mm].

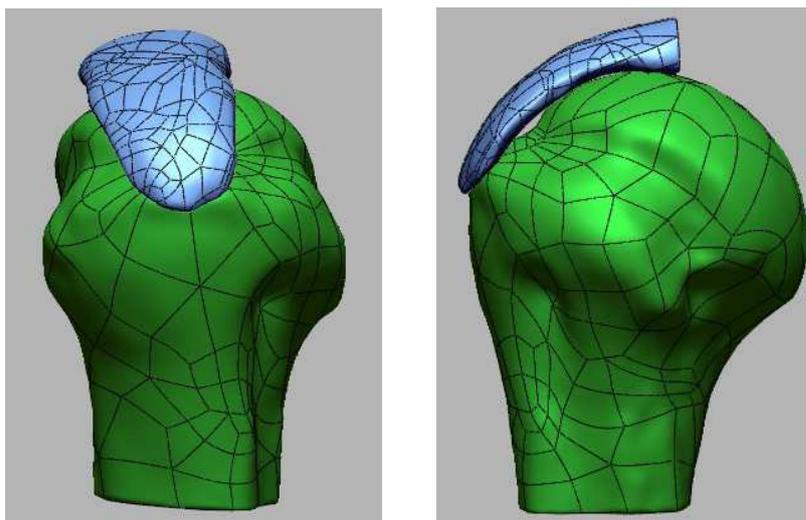


Figura 5.19 – Malha gerada na conversão de stl para modelo sólido.

O modelo composto pelo úmero e tendão supraespinhal foi salvo na extensão Parasolid (.x_t), sendo o usado para simular o tendão intacto ao osso enviado diretamente para o programa de análise por elementos finitos Abaqus® e um outro enviado para o programa Solidworks®, no qual os implantes foram posicionados para a simulação do reparo do manguito rotador. Em todos os modelos de reparo, a lesão corresponde à largura do tendão supraespinhal que é de 17,5 mm, com isso procurou-se simular a condição de uma ruptura completa do tendão da sua inserção no úmero (MONTOVANI et al., 2016).

A montagem de cada modelo foi feita usando apenas um implante e o posicionamento de cada implante foi realizado de forma a adequar o mesmo a região delimitada na cabeça do úmero para inserção do tendão. A Figura 5.20 mostra uma vista frontal, lateral dos modelos com os implantes tipo 1, tipo 2 e tipo 3 e uma vista dos posicionamentos de cada implante no local de inserção do tendão no úmero.

5.2.1. Propriedades mecânicas dos materiais

As propriedades elásticas e lineares do osso trabecular foram atribuídas ao úmero. Na presente análise o osso cortical foi ignorado, pois durante a cirurgia para reinserção do tendão a cabeça do úmero são removidos cerca de 1 a 2 mm de osso cortical para que o osso trabecular fique acessível. Dessa forma, o tendão é fixado diretamente no osso trabecular o que ajuda no processo de cicatrização (GUIMARÃES, 2013). O tendão foi considerado como material hiperelástico conforme o modelo constitutivo de Ogden. As constantes hiperelásticas usadas são referentes ao tendão de Aquiles obtidas no trabalho de Morales-Orcajo et al. (2017). Aos implantes foram conferidas as propriedades elásticas e lineares da liga de titânio Ti-6Al-4V

(EOS, 2010; NORTON, 2013). A Tabela 5.5 mostra as propriedades de cada componente dos modelos.

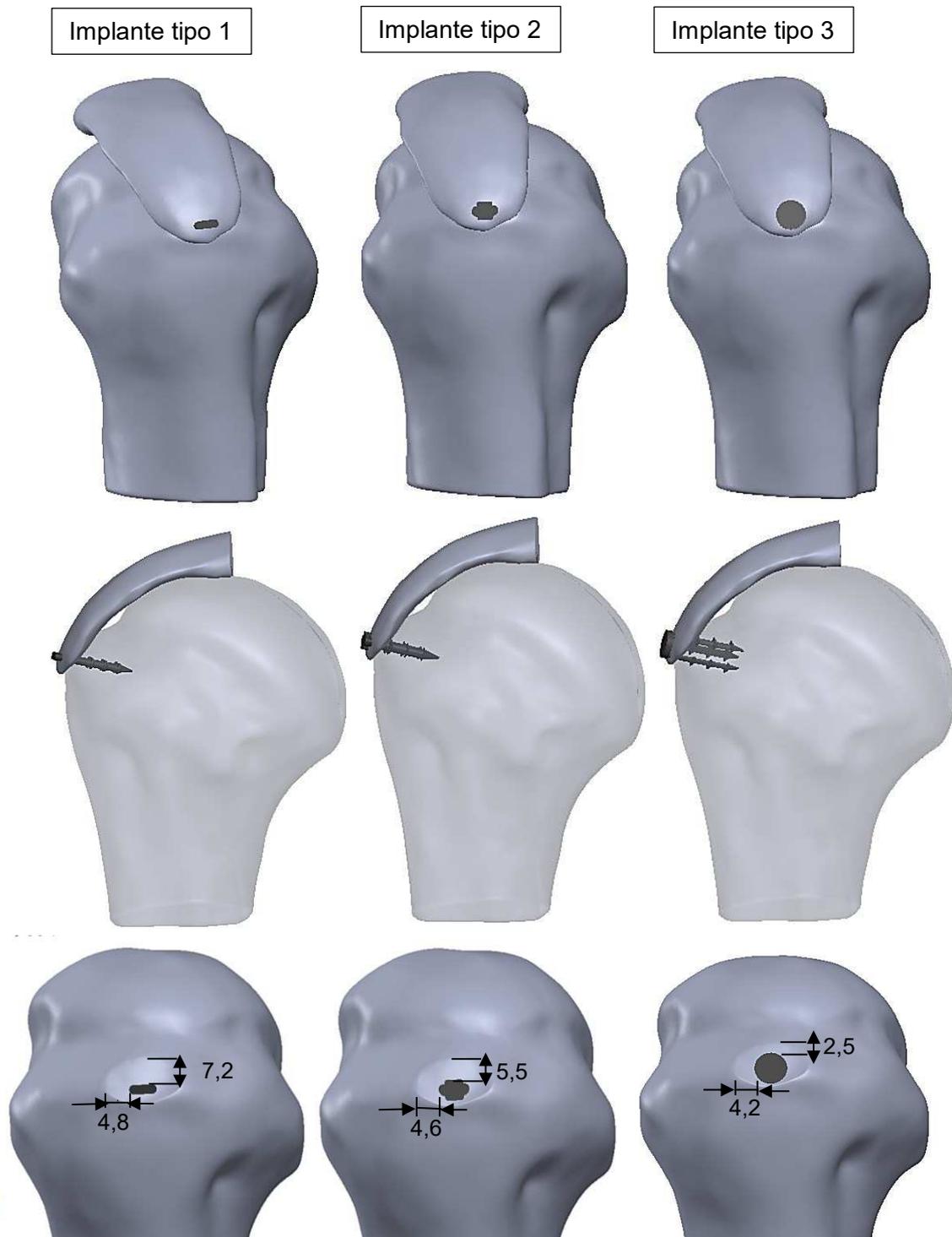


Figura 5.20 – Vista frontal e lateral da montagem dos modelos com os implantes tipo 1, tipo 2 e tipo 3.

Tabela 5.5 – Propriedades mecânicas dos componentes dos modelos tridimensionais.

Materiais elásticos lineares		
Componente	E [MPa]	ν
Úmero	1380	0,30
Liga de titânio Ti64	110000	0,34
Material hiperelástico		
Tendão	Constantes hiperelásticas – Modelo de Ogden	
	μ	33,1622
	α	24,8987
	D	0,0001207

Uma simplificação utilizada para caracterizar o comportamento do tecido biológico está relacionada as propriedades do tendão, cuja convergência foi obtida somente com a utilização das propriedades do tendão de Aquiles de acordo com o modelo constitutivo de Ogden do trabalho de Morales-Orcajo et al. (2017).

5.2.2. Características do contato mecânico

Nos modelos do reparo do manguito rotador usando os três diferentes implantes o contato foi feito definindo um coeficiente de atrito entre os componentes. Aqui, procurou-se simular uma condição na qual ainda não houve a cicatrização do tendão no úmero e nem a osseointegração do implante na estrutura óssea. O coeficiente de atrito estabelecido entre a superfície dos implantes e do osso foi o mesmo usado para definir o contato entre os implantes e o bloco de espuma rígida sendo o seu valor de 0,2 (ZHANG; TAN; CHOU, 2004). Um atrito de 0,2 também foi usado para o contato entre a superfície dos implantes e do tendão, pois nenhum valor para esse tipo de contato foi encontrado na literatura. Já o contato entre a superfície do tendão e a do úmero foi feito usando um coeficiente de atrito de 0,1 obtido do trabalho de Montovani et al. (2016).

No modelo do tendão intacto ao osso a superfície do tendão supraespinhal foi colada ao seu local de inserção na cabeça do úmero de forma a simular a condição anatômica normal do manguito rotador, ou seja, sem a presença de nenhum tipo de lesão.

5.2.3. Forças e condições de contorno

Em ambos modelos estudados, do reparo e intacto, a porção distal da cabeça do úmero foi engastada nas direções dos eixos, x, y e z e forças de tração foram aplicadas na porção proximal do tendão supraespinhal. O ângulo de abdução da articulação glenoumeral nos modelos foi fixado em 0° (SANO et al. 2013; MONTOVANI et al, 2016), ou seja, nenhum

movimento de abdução do ombro foi considerado. E os movimentos do tendão supraespinhal foram restringidos nas direções x e y de acordo com o eixo local, permitindo seu deslocamento somente na direção de tração do tendão.

Em relação aos carregamentos, forças de tração de 50 N e 100 N foram uniformemente aplicadas na superfície da extremidade proximal do tendão (MAZZOCCA et al., 2005; QUENTAL et al., 2016; MONTOVANI et al., 2016) para simular condições de contração muscular do supraespinhal.

Nos modelos de reparo do tendão, forças foram aplicadas uniformemente na face superior da cabeça dos implantes para simular uma compressão do implante no osso. Essas forças foram obtidas dos ensaios de inserção dos implantes no bloco de espuma rígida, sendo para o implante tipo 1 usada uma força de compressão de 70 N, para o implante tipo 2 uma força de 80 N e para o implante tipo 3 uma força de 100 N.

A Figura 5.21 mostra as condições de contorno aplicadas nos modelos do tendão intacto e do reparo do manguito rotador com os implantes. As Figuras 5.21-A e 5.21-B ilustram as condições de carregamento para o modelo intacto e de fixação do tendão com os implantes, respectivamente.

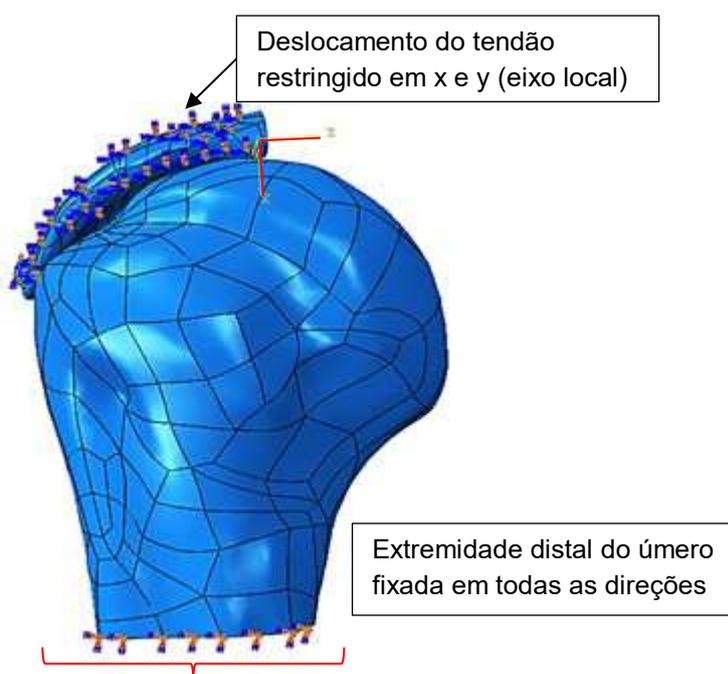


Figura 5.20 – Condições de contorno e carregamentos aplicados nos modelos.

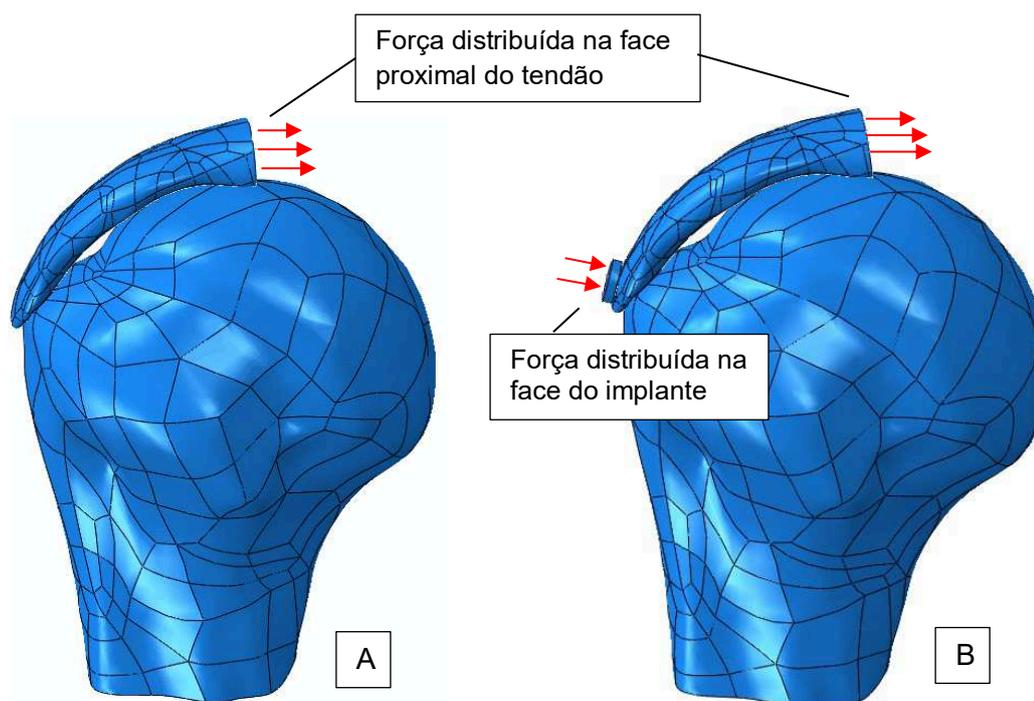


Figura 5.21 – Condições de carregamento para o tendão intacto (A) e para os modelos dos reparos usando os implantes (B).

5.2.4. Estudo do efeito da malha de elementos finitos

A malha de elementos finitos do tendão supraespinal foi discretizada usando o elemento tridimensional tetraédrico de formulação híbrida C3D4H adequado para estruturas associadas a materiais hiperelásticos. Esse mesmo elemento foi usado para a construção da malha do úmero. Para os implantes o elemento tridimensional escolhido foi o C3D4.

O refinamento da malha de elementos finitos foi o mesmo usado nas análises para validação do comportamento dos implantes nos ensaios de arrancamento. Após a solução dos modelos, avaliou-se os gradientes de tensão de von Mises [MPa] e deslocamento resultante [mm] nos implantes, no tendão supraespinal e no úmero.

Os resultados obtidos com as análises numéricas são mostrados e discutidos no capítulo VI.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS ENSAIOS EXPERIMENTAIS E MEF

Este capítulo apresenta os resultados e discussão dos testes de tração com as fitas de poliéster, testes de inserção dos implantes no bloco de espuma rígida e os testes de arrancamento dos implantes do bloco. A análise e discussão dos resultados obtidos com as simulações em elemento finitos feitas para a validação do comportamento dos implantes e para a avaliação do reparo do manguito rotador usando os diferentes implantes também é mostrado no presente Capítulo.

6.1. Avaliação dos ensaios experimentais

Os ensaios mecânicos foram feitos com o objetivo de avaliar o comportamento dos implantes propostos para o reparo do manguito rotador. Para isso, os implantes foram fabricados em liga de titânio por manufatura aditiva e submetidos a testes mecânicos para avaliar sua resistência máxima e deslocamento até seu arrancamento de blocos de espuma rígida que simula a estrutura óssea, também foram avaliadas os níveis de força e quantidade de golpes necessários para a inserção de cada implante no bloco. Ensaios de tração também foram realizados para verificar as propriedades mecânicas da fita de poliéster usada para prender os implantes na garra da máquina de ensaios com o objetivo de retirar a sua influência no processo de fixação.

6.1.1. Análise dos ensaios de tração das fitas de poliéster

O comportamento mecânico das fitas foi avaliado através de testes de tração. Esses testes foram realizados em cinco amostras de fitas das quais foram determinadas curvas de força máxima [N] x deslocamento [mm].

As fitas apresentaram força média de ruptura de 503 N e deslocamento médio na ruptura de 20,61 mm, como pode ser visto na Fig. 6.1. O comportamento à tração das fitas foi similar quanto à carga de ruptura e deslocamento para as fitas 1, 2, 3 e 5, diferindo apenas no ensaio com a fita 4, no qual obteve-se a maior força de ruptura das amostras na ordem de 525,80 N e também o maior deslocamento até a ruptura que foi de 23,57 mm. A Tabela 6.1 detalha as forças de ruptura e o deslocamento de cada fita testada.

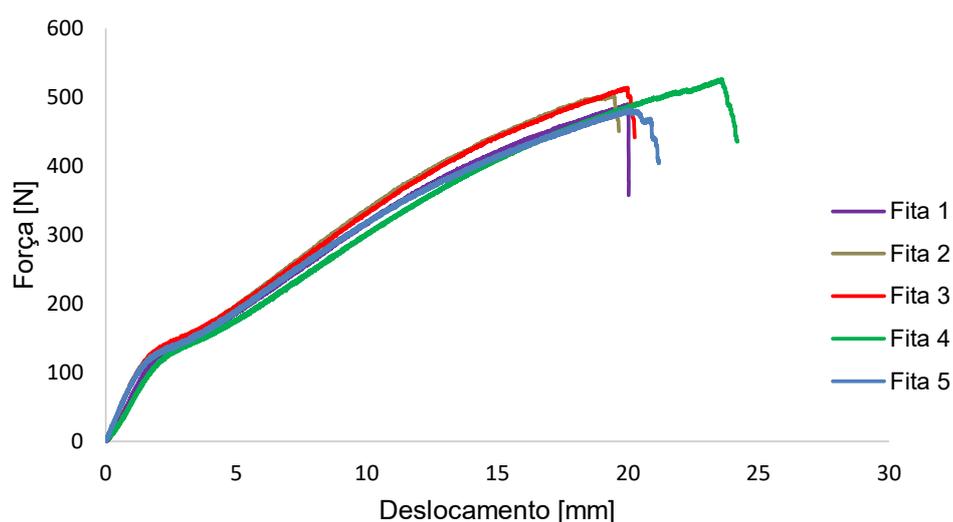


Figura 6.1 – Curvas de força [N] x deslocamento [mm] para as fitas testadas.

Tabela 6.1 – Forças e deslocamentos até a ruptura das fitas.

Fitas	Força de ruptura [N]	Deslocamento na ruptura [mm]
1	489,71	19,99
2	503,14	19,39
3	513,79	19,99
4	525,80	23,57
5	482,57	20,13
Média	503,00	20,61
Desvio Padrão	17,54	1,67

Além dos valores de resistência máxima e deslocamento até a ruptura, foi obtido também o módulo de elasticidade do material da fita. Essa propriedade foi determinada considerando a região linear das curvas de força x deslocamento (Fig.6.1), das quais foram gerados gráficos de tensão [MPa] x deformação [mm/mm] para cada fita, como ilustrado na Fig. 6.2. Em seguida, as curvas de tensão x deformação foram ajustadas linearmente

forneendo equações que possibilitaram a obtenção do módulo de elasticidade do material cujo valor médio foi de 5085 MPa. Na literatura os valores do módulo de elasticidade do poliéster variam de 600 ± 4410 MPa (LUBIN, 1982; CAMBRIDGE UNVERSITY , 2003).

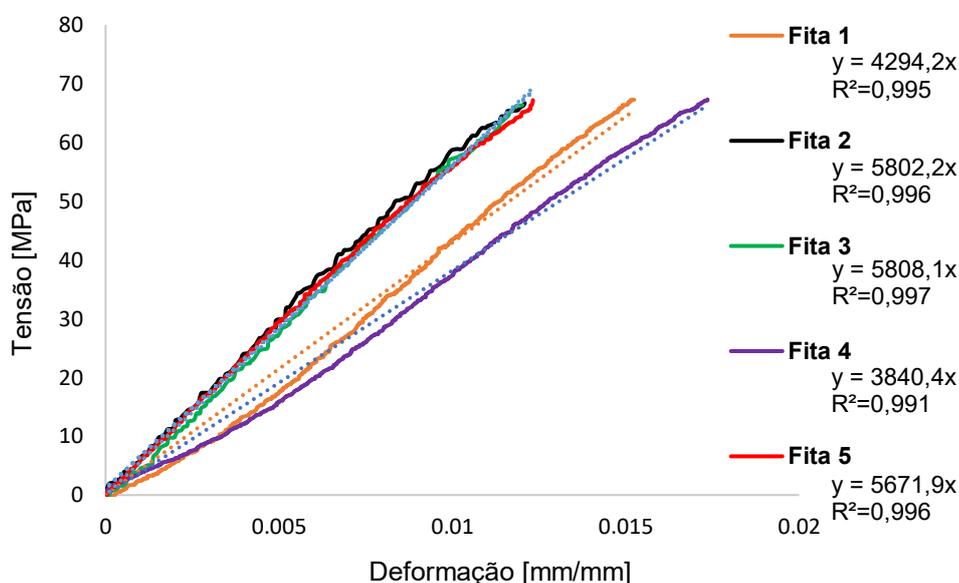


Figura 6.2 – Curvas de tensão [MPa] x deformação [mm] para a região linear das fitas ensaiadas.

6.1.2. Análise dos ensaios de inserção dos implantes

Realizou-se ensaios de inserção dos implantes para estimar parâmetros de força e golpes necessários para a completa fixação de cada um no bloco de espuma rígida. É importante salientar que o ensaio foi feito para se ter uma estimativa da dificuldade relacionada ao manuseio e inserção dos implantes. Outro fato é que a força e quantidade de golpes podem variar dependendo do indivíduo que efetuar o procedimento.

As Figuras 6.3-A, 6.3-B e 6.3-C exemplificam o sinal do gráfico de força [N] x tempo [s] obtido com os ensaios de inserção para os implantes tipo 1, tipo 2 e tipo 3, respectivamente. Cada pico do gráfico representa um golpe dado na ferramenta para inserção do implante no bloco. E para cada pico há um valor de força máxima que corresponde a força por golpe. A análise de inserção foi feita levando em consideração a quantidade de golpes e a média da força por golpe. Na Fig.6.3-A, tem-se 11 golpes e a força média por golpe é de 69,6 N, na Fig.6.3-B tem-se 10 golpes e a força média por golpe é de 83,6 N e na Fig.6.3-C tem-se 16 golpes com força média por golpe de 110,6N.

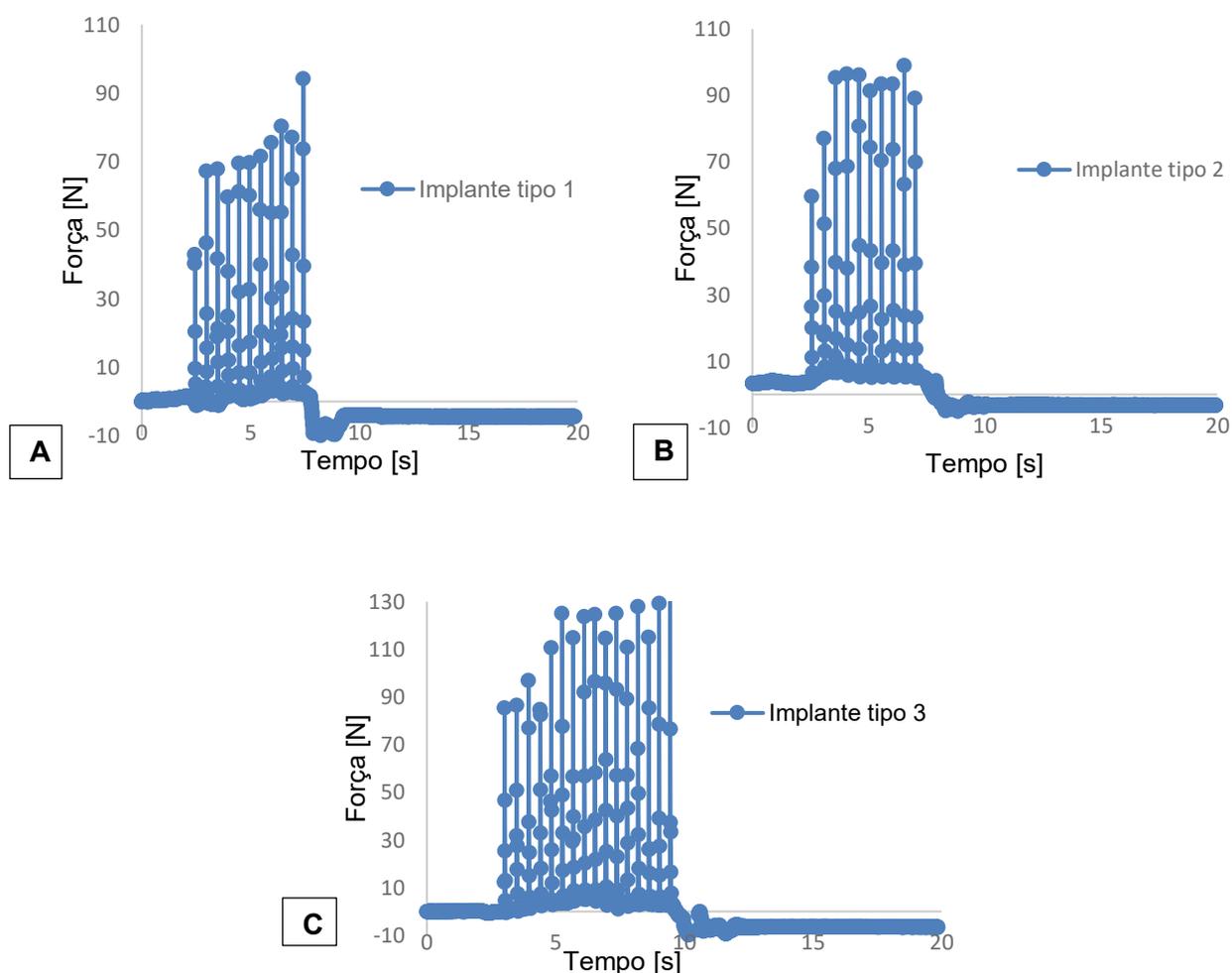


Figura 6.3 – Exemplo de gráfico obtido do ensaio de inserção dos implantes: (A) implante tipo 1, (B) implante tipo 2 e (C) implante tipo 3.

O implante tipo 1 consistia de 6 amostras, das quais 5 foram inseridas com sucesso e 1 falhou no momento da inserção no bloco. A Tabela 6.2 mostra a quantidade de golpes, a média e desvio padrão das forças por golpe para a inserção de cada um dos 6 implantes. Observa-se que a quantidade de golpes variou de 11 até 14 golpes, e a média das forças por golpe foi de 62,6 N até 80,4 N. Considerando a média geral das forças por golpe e média da quantidade de golpes tem-se os valores de 70,7 N e 12 golpes, respectivamente. O implante tipo 2 tinha 6 amostras e todas foram inseridas satisfatoriamente no bloco de espuma rígida. A Tabela 6.3 mostra a quantidade de golpes, a média e desvio padrão das forças por golpe para inserção de cada implante. Observa-se que a quantidade de golpes variou de 10 até 15 golpes, e a média das forças por golpe foi de 74,2 N até 88,6 N. A média geral das forças por golpe e da quantidade de golpes tem-se os valores de 80,6 N e 13 golpes, respectivamente. O implante tipo 3 também foi testado com 6 amostras, das quais 5 foram inseridas adequadamente e 1 falhou durante a inserção. A Tabela 6.4 mostra a quantidade de golpes,

a média e desvio padrão das forças por golpe para a inserção de cada um dos 5 implantes. Observa-se que a quantidade de golpes variou de 16 até 21 golpes, e a média das forças por golpe foi de 93,5 N até 110,6 N. Neste caso, obteve-se uma força média por golpe de 101 N com uma média de 19 golpes.

Tabela 6.2 – Golpes e força necessários para inserção do implante tipo 1.

Implante tipo 1			
Ensaio	Quantidade de Golpes	Força [N] por golpe	
		Média	Desvio padrão
1	14	76,5	14,1
2	12	80,4	13,1
3	13	62,6	7,1
4	13	64,6	10,1
5	11	69,6	12,7

Tabela 6.3 – Golpes e força necessários para inserção do implante tipo 2.

Implante tipo 2			
Ensaio	Quantidade de Golpes	Força [N] por golpe	
		Média	Desvio padrão
1	14	74,9	10,7
2	15	75,8	12,8
3	12	74,2	11,2
4	10	83,6	12,0
5	12	88,6	12,4
6	15	86,5	14,5

Tabela 6.4 – Golpes e força necessários para inserção do implante tipo 3.

Implante tipo 3			
Ensaio	Quantidade de Golpes	Força [N] por golpe	
		Média	Desvio padrão
1	20	96,6	13,3
2	21	93,5	13,9
3	20	94,5	13,0
4	18	109,3	17,0
5	16	110,6	15,8

Comparando-se as médias dos implantes em relação a quantidade de golpes, percebe-se que os implantes tipo 1 e tipo 2 apresentaram valores próximos de quantidade de golpes sendo de 12 e 13 respectivamente, enquanto o implante 3 apresentou uma média de 19 golpes, ou seja, o maior valor entre os implantes. Quanto as médias de força por golpe, o

implante tipo 1 apresentou o menor média que foi de 70,5 N, seguido pelo implante tipo 2 com 80,6 N. Já o implante tipo 3 exibiu o maior valor de força por golpe que foi de 101,2 N.

De acordo com os resultados apresentados pode-se dizer que o implante tipo 3 por possuir 3 hastes verticais impôs uma maior resistência a penetração no bloco do que os implantes constituídos por 2 hastes. O resultado intermediário foi apresentado pelo implante tipo 2. Nesse implante a direção de penetração da haste é diferente da direção de aplicação da força do golpe. Por isso, uma parcela ($F_{lateral}$) da força aplicada (F_{golpe}) é perdida devido a força de atrito entre a haste e o bloco, na direção perpendicular à lateral da haste. Assim, a parcela de força responsável pela penetração da haste ($F_{efetiva}$) é menor do que a força do golpe, necessitando de uma maior força para ser inserido quando comparado ao implante tipo 1. A Figura 6.4 mostra o esquema das forças que atuam no implante durante a inserção no bloco, F_{golpe} corresponde a força aplicada por golpe, $F_{efetiva}$ corresponde a parcela da força do golpe encarregada da penetração da haste no bloco e $F_{lateral}$ é a parcela de F_{golpe} perdida em função do atrito da haste com o bloco.

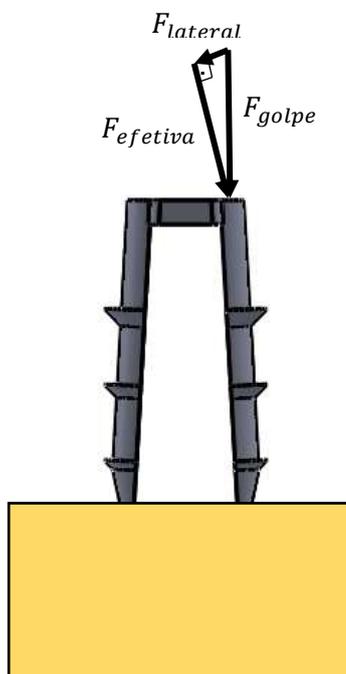


Figura 6.4 – Esquema das forças que atuam no implante durante a inserção no bloco.

Durante o procedimento de inserção, um implante do tipo 1 e um do tipo 3 falharam em consequência da quebra de uma de suas hastes verticais. Na Figura 6.5 observa-se que a ruptura ocorreu na inserção da haste vertical com a cabeça dos implantes e esta falha pode ter ocorrido devido ao processo de fabricação dos implantes feito por manufatura aditiva

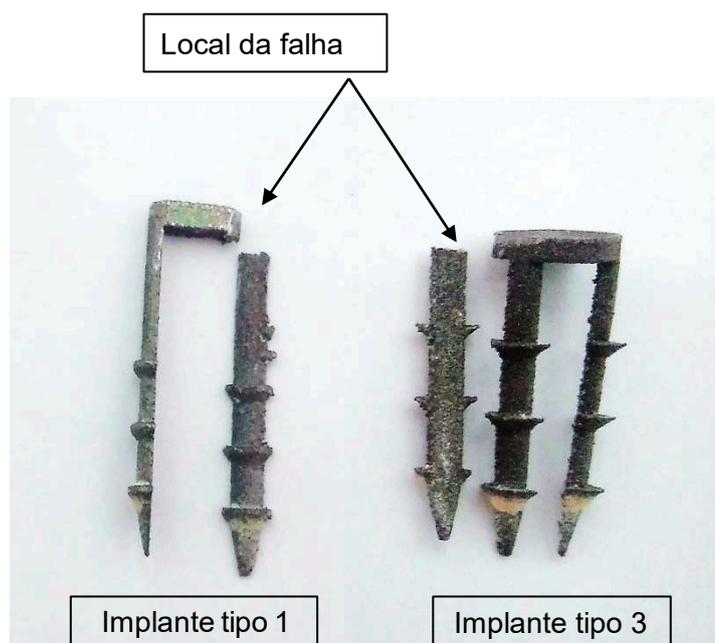


Figura 6.5 – Implantes que falharam durante a inserção no bloco de espuma rígida.

A ferramenta de inserção se mostrou eficiente na maior parte dos ensaios. Entretanto, em alguns casos ocorreu desencaixe da cabeça do implante da ferramenta que deixou o sistema instável no momento da aplicação dos golpes. Além disso, erros como mal posicionamento do implante no encaixe da ferramenta e inclinação da ferramenta foram observados no procedimento.

Os níveis de força analisados servem para avaliar o projeto estrutural da ferramenta de inserção dos implantes e avaliar modelos desenvolvidos pelo método dos elementos finitos.

6.1.3. Análise dos ensaios para estimar a força efetiva nos implantes

O objetivo desse ensaio foi verificar a força que potencialmente pode chegar nos implantes durante os ensaios de arrancamento. Para isso, passou-se a fita de poliéster por um dispositivo acoplado a uma célula de carga fixada na garra inferior da máquina de ensaios MTS 810[®]. Na sequência, prendeu-se as extremidades da fita na garra superior da MTS 810[®] para a realização dos testes. A célula de carga estava conectada a um sistema de aquisição de dados da LYNX[®]. Aqui, a célula de carga desempenhou o papel dos implantes.

Assim, a partir de dados coletados na máquina MTS 810[®] e no sistema de aquisição da LYNX[®] foram geradas curvas para três ensaios, mostradas nas Figs. 6.6 e 6.7. A aquisição de dados pela LYNX[®] ocorreu em um tempo de 60 s e isso correspondeu a um deslocamento da máquina de 5 mm. Percebe-se que as curvas apresentaram o mesmo comportamento

quanto a força e como o sistema da LYNX[®] foi conectado na garra inferior da máquina o sinal captado foi de compressão. A Tabela 6.5 detalha as forças medidas para cada ensaio na MTS 810[®] e LYNX[®] e também dados de média e desvio padrão.

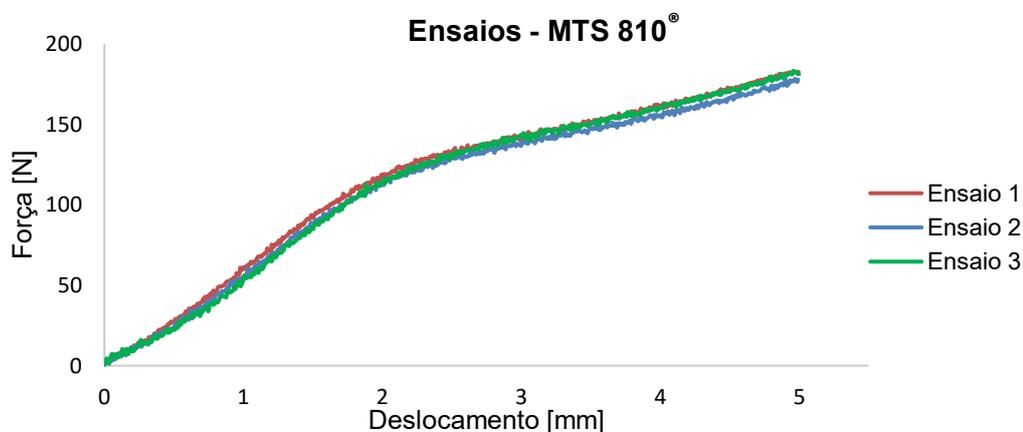


Figura 6.6 - Curvas geradas a partir dos dados da MTS 810[®].

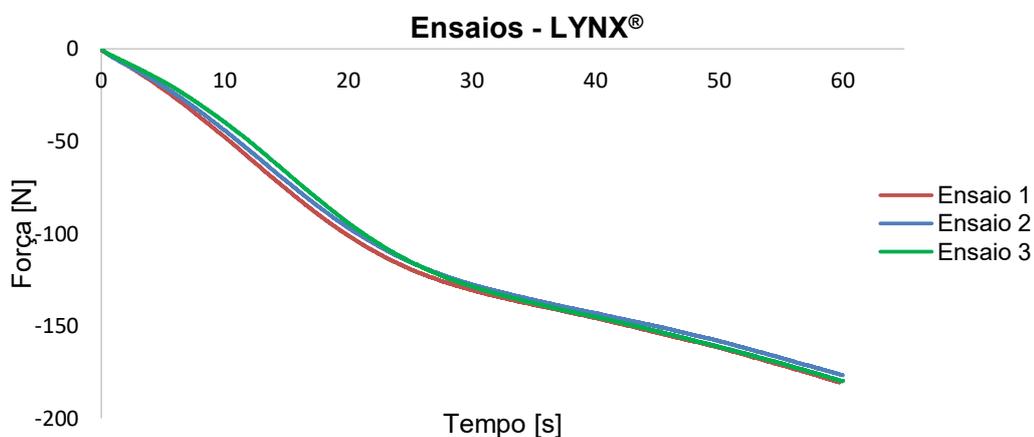


Figura 6.7 – Curvas geradas a partir dos dados da LYNX[®].

Tabela 6.5 – Forças marcadas pela LYNX[®] e MTS 810[®].

Ensaio	Força [N]	
	LYNX [®]	MTS 810 [®]
1	180,24	182,80
2	176,63	178,84
3	179,50	181,11
Média	178,79	180,92
Desvio Padrão	1,91	1,99

De acordo com os dados da Tab. 6.5, vê-se que a média das forças adquiridas com o sistema da LYNX[®] e com a máquina MTS 810[®] foi de 178,79 N e 180,92 N, respectivamente. Nota-se que os valores ficaram bem próximos, sendo a força marcada pela célula conectada

a LYNX[®] aproximadamente 1,1 % menor do que a força dada pela MTS 810[®]. Como a diferença foi bem pequena, o valor integral da força marcada pela máquina MTS 810[®] nos ensaios de arrancamento foi usado como o valor da força efetiva que chega até o implante pela fita.

6.1.4. Análise dos ensaios de arrancamento dos implantes

Os ensaios de arrancamento foram feitos para avaliar a resistência axial de fixação dos diferentes implantes. Além disso, analisou-se também os deslocamentos até o pico máximo de força. A falha é caracterizada por uma queda significativa na força à tração exercida sobre o implante depois de um pico máximo de força, seja por soltura do implante do bloco ou ruptura da fita de poliéster.

A Figura 6.8 ilustra as curvas de força [N] x deslocamento [mm] adquiridas para os ensaios de arrancamento com o conjunto fita/ implante tipo 1. Observa-se que a força máxima ocorreu no ensaio 1 sendo esta de 135,12 N, já a menor força foi de 89,90 N vista no ensaio 3. Quanto ao deslocamento até a força máxima, o maior deslocamento foi de 4,32 mm dado pelo ensaio 1 e o menor foi de 3,35 mm observado para o ensaio 5. A média das resistências máximas e dos deslocamentos para o conjunto fita/ implante tipo 1 foi de 106,82 N e de 4,10 mm, respectivamente como mostrado na Tab. 6.6.

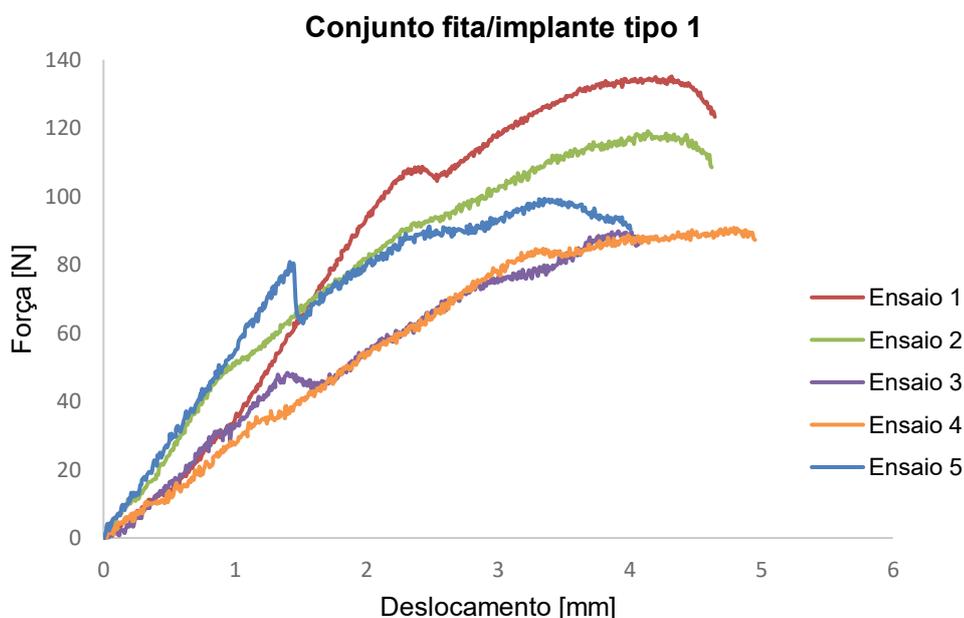


Figura 6.8 – Curvas de força x deslocamento para o conjunto fita/implante tipo 1.

Tabela 6.6 – Médias e desvios padrões para a força máxima e deslocamento do conjunto.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento até a força máxima [mm]
1	135,12	4,32
2	119,09	4,14
3	89,80	3,91
4	90,81	4,79
5	99,28	3,35
Média	106,82	4,10
Desvio Padrão	19,71	0,53

Como os deslocamentos mostrados na Fig. 6.8 referem-se ao conjunto fita/implante tipo 1, fez-se uma análise para estimar somente o deslocamento do implante ao longo de cada ensaio. Para isso, selecionou-se valores de forças do ensaio de arrancamento, e para essas forças foram identificados os deslocamentos nos ensaios da fita. Em seguida calculou-se as médias dos deslocamentos para cada força avaliada nos cinco ensaios da fita. Por fim, os deslocamentos da fita foram subtraídos daqueles do ensaio de arrancamento obtendo-se os valores de deslocamento do implante, como pode ser visto na Fig. 6.9.

Ao analisar as curvas da Fig. 6.9 verifica-se a presença de sinuosidades até a força máxima. Observa-se que o maior deslocamento do implante foi de 3,25 mm e aconteceu no ensaio 4, já o menor foi de 1,94 mm e ocorreu no ensaio 1. A Tabela 6.7 detalha os deslocamentos para cada ensaio e mostra a média dos deslocamentos do implante tipo 1 que foi de 2,52 mm para a força média de 106,82 N.

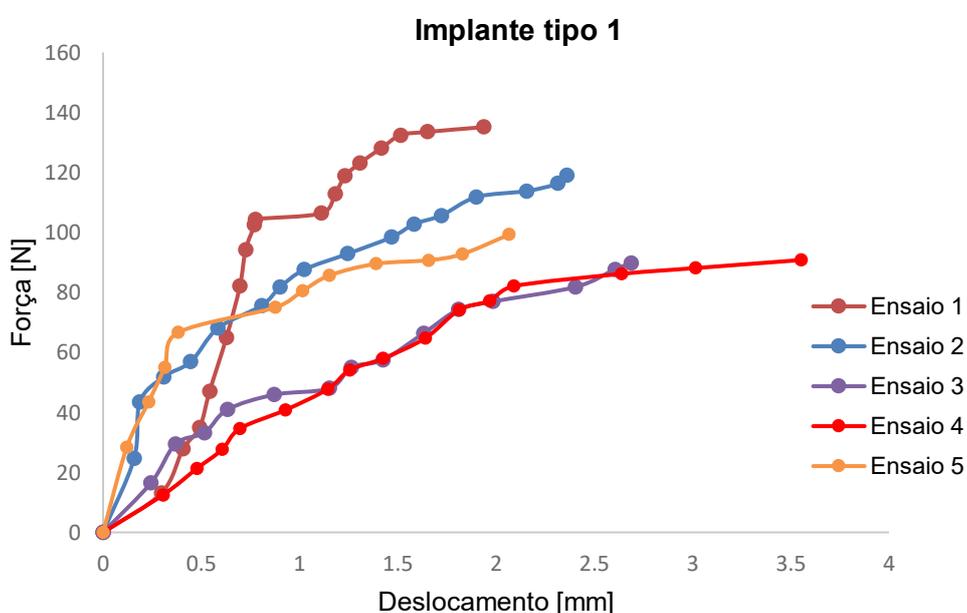


Figura 6.9 – Curvas de força x deslocamento para o implante tipo 1.

Tabela 6.7 – Deslocamentos do implante tipo 1 em cada força máxima.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento do implante tipo 1 [mm]
1	135,12	1,94
2	119,09	2,36
3	89,80	2,69
4	90,81	3,25
5	99,28	2,06
Média	106,82	2,52
Desvio Padrão	19,71	0,64

As curvas de força [N] x deslocamento [mm] dos ensaios com o conjunto fita/implante tipo 2 são mostradas na Fig.6.10. Observa-se que o comportamento das curvas foi bastante similar, sem variações evidentes de força ao longo dos ensaios. Vê-se que a força máxima ocorreu no ensaio 3 sendo esta de 237,51 N e a menor força foi de 190,85 N exibida no ensaio 4. Quanto ao deslocamento até a força máxima, o maior deslocamento foi de 8,33 mm dado pelo ensaio 3 e o menor foi de 5,96 mm observado para o ensaio 4. A média das forças máximas e dos deslocamentos para o conjunto fita/ implante tipo 2 foi de 217,79 N e de 7,26 mm, respectivamente como mostrado na Tab. 6.8.

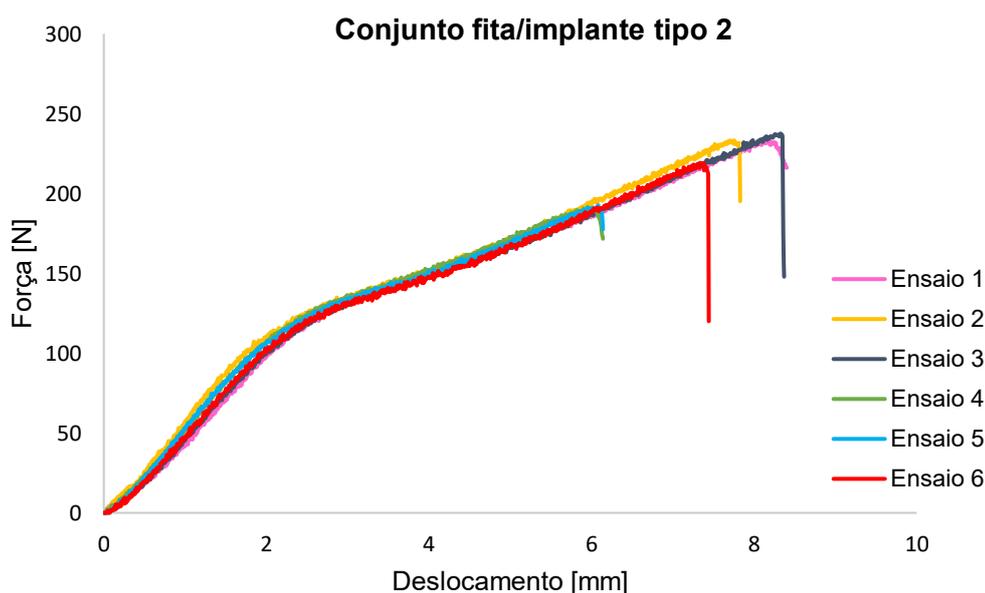


Figura 6.10 – Curvas de força x deslocamento para o conjunto fita/implante tipo 2.

Assim como no ensaio de arrancamento com o implante tipo 1, uma análise foi feita para estimar apenas o deslocamento do implante tipo 2 ao longo de cada ensaio. A Figura 6.11 ilustra as curvas de força [N] x deslocamento [mm] obtidas para o implante tipo 2. Nota-se das curvas que o implante do ensaio 3 apresentou o maior deslocamento que foi de 1,46 mm, já o implante do ensaio 4 apresentou o menor deslocamento que foi de 0,87 mm. O

ensaio 3 corresponde ao do implante que exibiu a maior força de fixação que foi de 237,51 N. A Tabela 6.9 detalha os deslocamentos para cada ensaio, além da média dos deslocamentos do implante tipo 2 que foi de 1,14 mm para uma resistência média de 217,79 N.

Tabela 6.8 – Médias e desvios padrões para a força máxima e deslocamento do conjunto.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento até a força máxima [mm]
1	233,40	8,18
2	233,15	7,70
3	237,51	8,33
4	190,85	5,96
5	192,61	6,08
6	219,21	7,33
Média	217,79	7,26
Desvio Padrão	21,12	1,03

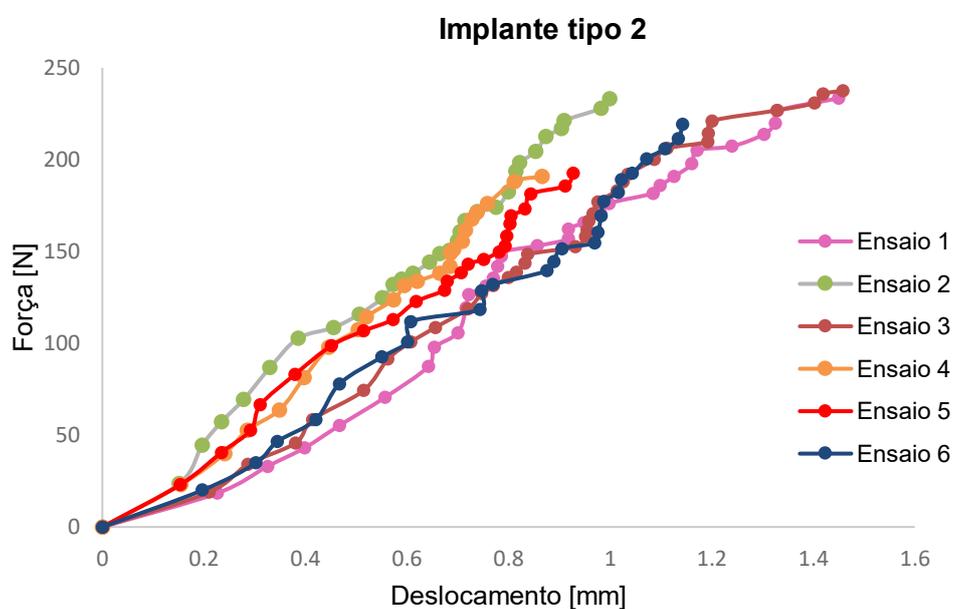


Figura 6.11 - Curvas de força x deslocamento para o implante tipo 2.

Tabela 6.9 – Deslocamentos do implante tipo 2 em cada força máxima.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento do implante tipo 2 [mm]
1	233,40	1,45
2	233,15	1,00
3	237,51	1,46
4	190,85	0,87
5	192,61	0,93
6	219,21	1,13
Média	217,79	1,14
Desvio Padrão	21,12	0,26

A Figura 6.12 mostra as curvas de força [N] x deslocamento [mm] para os ensaios de arrancamento com o conjunto fita/ implante tipo 3. Aqui, é importante mencionar que o ensaio foi feito usando duas fitas para cada implante de forma a abranger uma maior área da cabeça do implante. Vê-se que a força máxima ocorreu no ensaio 4 sendo esta de 182,96 N, já a menor força foi de 132,44 N ocorrida no ensaio 2. Quanto ao deslocamento até a força máxima, o maior deslocamento foi de 5,45 mm dado pelo ensaio 4 e o menor foi de 4,41 mm do ensaio 2. As médias da resistência máxima e do deslocamento para o conjunto fita/ implante tipo 3 foi de 164,00 N e de 4,93 mm, respectivamente como mostrado na Tab. 6.10.

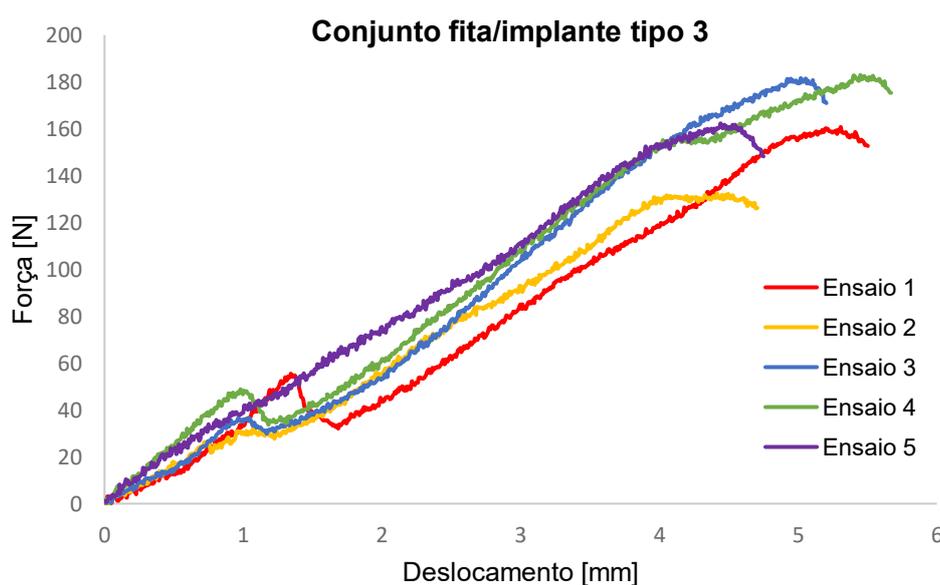


Figura 6.12 – Curvas de força [N] x deslocamento [mm] para o conjunto fita/implante tipo 3.

Tabela 6.10 – Médias e desvios padrões para a força máxima e deslocamento do conjunto.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento até a força máxima [mm]
1	160,72	5,31
2	132,44	4,41
3	181,62	5,02
4	182,96	5,45
5	162,31	4,44
Média	164,00	4,93
Desvio Padrão	20,50	0,48

Do mesmo modo que nos ensaios anteriores, fez-se uma análise para estimar apenas o deslocamento do implante tipo 3 ao longo de cada curva. Como nenhum ensaio de tração com duas fitas foi feito, o deslocamento foi determinado usando os ensaios feitos com uma fita. Estimou-se que o deslocamento das fitas ficaria dentro da região elástica, pois a rigidez do sistema foi aumentada com o uso de mais uma fita. Então, multiplicou-se o coeficiente

angular de cada ensaio feito com uma fita por 2. Em seguida, selecionou-se valores de forças do ensaio de arrancamento e para essas foi estimado o deslocamento das duas fitas, dividindo-se o valor da força por duas vezes o coeficiente angular de cada ensaio da fita. Na sequência, calculou-se as médias do deslocamento das fitas para cada força nos cinco ensaios. Por fim, os deslocamentos das fitas foram subtraídos daqueles do ensaio de arrancamento obtendo-se os deslocamentos do implante tipo 3, como pode ser visto na Fig. 6.13.

Percebe-se das curvas da Fig.6.13 que o maior deslocamento de 3,82 mm foi do implante do ensaio 1, e o menor de 2,94 mm foi o do ensaio 5. A Tabela 6.11 detalha os deslocamentos dos implantes para cada ensaio e a média dos deslocamentos do implante tipo 3 que foi de 3,40 mm para uma resistência média de 164,00 N.

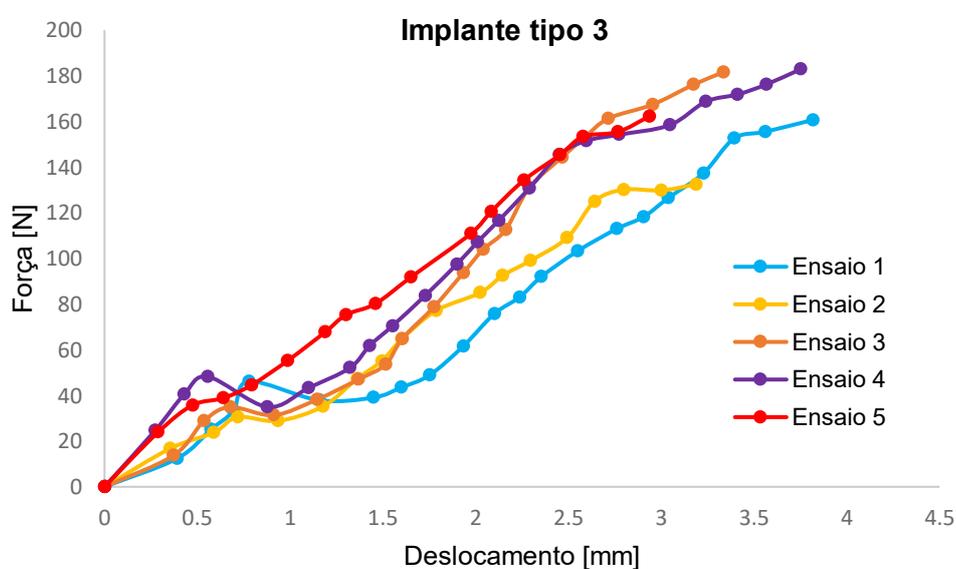


Figura 6.13 - Curvas de força x deslocamento para o implante tipo 3.

Tabela 6.11 – Deslocamentos do implante tipo 3 em cada força máxima.

Ensaio	Força máxima [N]	Deslocamento até a força máxima [mm]
1	160,72	3,82
2	132,44	3,19
3	181,62	3,33
4	182,96	3,75
5	162,31	2,94
Média	164,00	3,40
Desvio Padrão	20,50	0,38

A Tabela 6.12 exibe as médias de resistência e deslocamento para os ensaios de arrancamento dos três implantes. Fazendo uma comparação dos resultados com relação a

resistência vê-se que o implante tipo 2 apresentou a maior média de resistência de fixação, seguido pelo implante tipo 3 e por último o implante tipo 1. Quanto ao deslocamento, percebe-se que o maior deslocamento foi do conjunto fita/implante tipo 2 e o menor do conjunto fita implante tipo 1. Mas, quando se analisa somente os deslocamentos dos implantes sem a influência das fitas, o implante tipo 2 apresenta a menor média de deslocamento e o implante tipo 3 a maior média de deslocamento. Com relação aos deslocamentos somente da fita, nota-se que a fita foi responsável por 6,12 mm do deslocamento apresentado no conjunto fita/implante tipo 2, no ensaio com o implante tipo 1 a fita deslocou em média 1,58 mm e no ensaio com o implante tipo 3 a fita foi responsável em média por 1,53 mm do deslocamento total. No geral, pode-se dizer que o implante tipo 2 apresentou as melhores características mecânicas de resistência e estabilidade dos implantes avaliados.

Tabela 6.12 – Médias de deslocamento e resistência dos conjuntos fita/implante e somente dos implantes.

Implante	Conjunto fita/implante			Somente o implante		
	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3	Tipo 1	Tipo 2	Tipo 3
Média da força [N]	106,82	217,79	164,00	106,82	217,79	164,00
Média do deslocamento [mm]	4,10	7,26	4,93	2,52	1,14	3,40

6.1.5. Implantes após o ensaio de arrancamento

Após os ensaios de arrancamento os implantes foram removidos do bloco de espuma rígida e avaliados visualmente para verificar se sofreram alguma deformação.

A Figura 6.14 mostra os implantes tipo 1 depois do ensaio de arrancamento. Percebe-se claramente que nos implantes 2, 3 e 4 houve um pequeno fechamento das hastes verticais, lembrando o comportamento de um grampo de papel. O fechamento das hastes pode ter ocorrido durante a inserção dos implantes no bloco. Já os implantes 1 e 5 não exibiram deformação aparente.

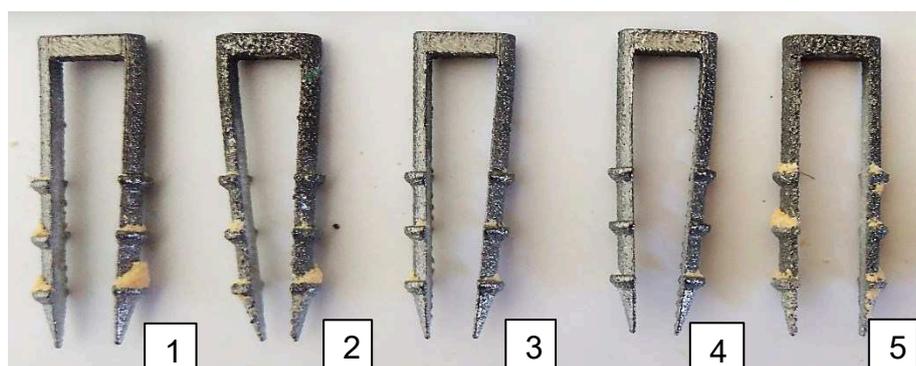


Figura 6.14 – Implantes tipo 1 após o ensaio de arrancamento.

Os implantes ilustrados na Fig.6.15 são os do tipo 2 e como pode ser observado esses implantes praticamente não apresentaram deformações visíveis, apenas os implantes 3 e 6 exibiram um pequeno fechamento de suas hastes. Nota-se ainda que nos dois filetes inferiores dos implantes há uma maior quantidade de material do bloco, mostrando que houve um maior atrito (contato) desses filetes com o bloco.

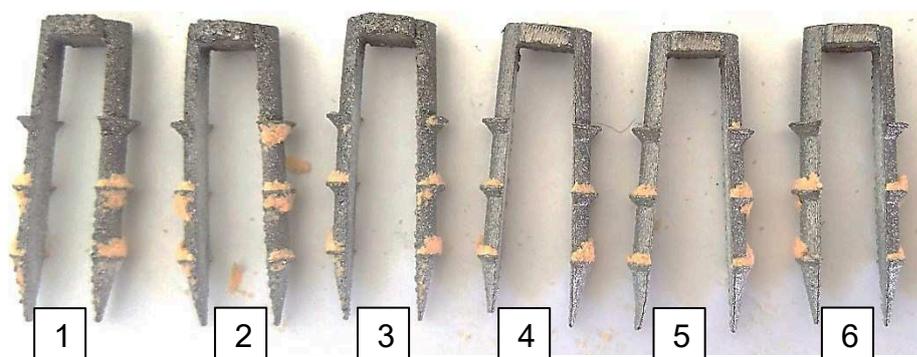


Figura 6.15 – Implantes tipo 2 após o ensaio de arrancamento.

Por fim, a Fig. 6.16 exibe uma imagem dos implantes do tipo 3 após os testes de arrancamento. Vê-se que no implante 2 houve o encurvamento de uma de suas hastes, enquanto nos implantes 4 e 5 o encurvamento aconteceu em pelo menos duas hastes, tendendo ao fechamento das mesmas. Observa-se a presença de material do bloco entre as hastes dos implantes 4 e 5, indicando que houve o trincamento desse material em torno das hastes do implante que se fecharam e apreenderam pedaços do bloco no seu interior.

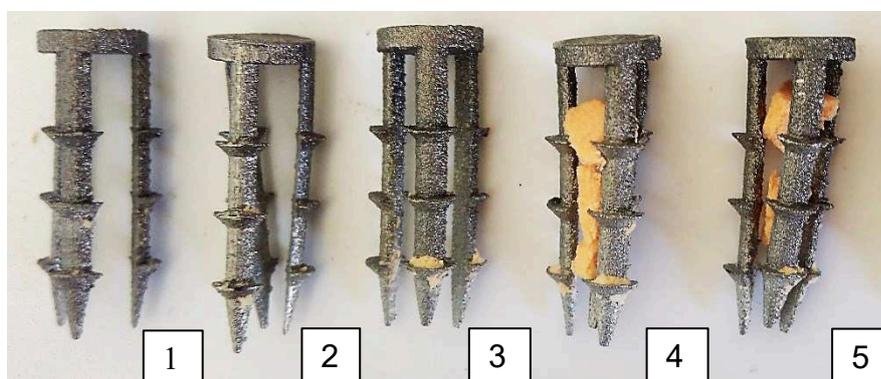


Figura 6.16 – Implantes tipo 3 após o ensaio de arrancamento.

6.1.6. Discussão dos resultados

As âncoras de sutura são os implantes padrão para o reparo de lesões do manguito rotador (GALLAND et al., 2013). O reparo envolve em sua técnica a inserção da âncora no

osso, a passagem dos fios de sutura pelo tendão que podem ser amarrados com diferentes configurações e tipos de nós. No entanto, esse processo é trabalhoso, e demanda um maior tempo cirúrgico (SCHNEEBERGER et al., 2002). Além do que, o potencial para os fios de sutura rasgarem as fibras do tendão (ONO et al., 2018) ou se romperem é uma preocupação tanto durante a amarração dos nós quanto após a cirurgia quando o reparo está exposto a carregamentos cíclicos (LEE et al., 2005). Estudos ainda apontam que o avanço dos materiais dos fios aumentou sua resistência reduzindo falhas por ruptura, contudo falhas por afrouxamento ou escorregamento dos nós e ruptura do orifício de passagem dos fios nas âncoras foram observadas com o uso desses fios mais resistentes (BARBER; HERBERT; BEAVIS, 2009; BARBER; HAPA; BYNUM, 2010; BARBER; HERBERT, 2013; GALLAND et al., 2013; NAGRA et al., 2017).

Sendo assim, os implantes propostos no presente trabalho pretendem eliminar a dependência de fios de sutura para o reparo do manguito rotador. Seu uso ainda pode se destinar a outros procedimentos que necessitem da reinserção de tecidos moles ao osso. Três diferentes configurações de implantes foram desenvolvidas e em síntese a geometria dos implantes é formada por hastes verticais cuja função é fixar os implantes no úmero e por uma cabeça cuja função é posicionar e manter o tendão próximo ao osso.

Os ensaios de arrancamento foram feitos para verificar a resistência de fixação dos implantes desenvolvidos e também o deslocamento até o pico máximo de resistência. Com as análises dos dados viu-se que nos testes com o conjunto fita/implante, aqueles feitos com o implante do tipo 2 apresentaram a maior média de resistência ao arrancamento que foi de 217,79 N e também a maior média de deslocamento que foi de 7,26 mm até o pico máximo de resistência, já os testes com o implante tipo 1 exibiram as menores médias de resistência de fixação e também de deslocamento que foram de 106,82 N e 4,10 mm, respectivamente. Comparando-se os dados quanto ao deslocamento apenas dos implantes sem a influência da fita, observou-se que o implante tipo 2 apresentou a menor média de deslocamento de 1,14 mm até a resistência máxima de 217,79 N e o implante tipo 3 apresentou a maior média de deslocamento que foi de 3,40 mm para uma média de resistência de 164,00 N.

No geral, a análise dos dados relativos aos ensaios de arrancamento mostrou um melhor desempenho do implante tipo 2 em relação aos outros implantes. Tal fato pode se explicar pela geometria desse implante. Os implantes tipo 1 e tipo 2 possuem geometrias parecidas, ou seja, ambos são formados por 2 hastes e uma cabeça que liga as hastes. Além disso, ambos têm altura de 20 mm, espessura da cabeça de 1,5 mm e três filetes em cada haste. Porém, o implante tipo 2 apresenta algumas modificações que foram essenciais para o seu bom desempenho mecânico, a começar pela sua cabeça que é retangular, enquanto a do tipo 1, apesar de também retangular, apresenta uma menor área do que a do tipo 2. Essa

característica proporciona um aumento da área da interface implante/fita, o que contribui para uma melhor distribuição de força na superfície da cabeça do implante tipo 2. Fazendo uma relação com o tendão, a geometria da cabeça do implante tipo 2 permitirá uma maior área de contato implante/tendão e da interface tendão/osso, o que segundo Montovani et al. (2016) pode beneficiar o processo de cicatrização e ainda aumentar a resistência mecânica inicial de fixação do reparo do manguito. Outra modificação do implante tipo 2 em relação ao tipo 1 é que suas hastes possuem uma abertura de 3°, assim a direção de arrancamento da haste é diferente da direção de tração da força exercida pela fita no implante, necessitando-se, portanto, de uma maior força de tração para retirar o implante do bloco. A inclinação da haste implicou no aumento da largura de filete a filete desse implante em relação ao do tipo 1, sendo essa de 9 mm para o tipo 2 e de 7 mm para o tipo 1. No implante tipo 2, devido a inclinação das hastes, o raio e a altura de cada um dos filetes é variável e suas dimensões decrescem com a aproximação dos filetes da extremidade distal do implante, diferentemente do implante tipo 1 cujos filetes possuem as mesmas dimensões.

Desenvolveu-se o implante do tipo 3 com a expectativa de que ao se adicionar mais uma haste ao implante ocorreria uma maior resistência ao arrancamento. Outra característica que o diferencia é que ele possui uma cabeça circular, o que possibilitaria um aumento da área de contato implante/tendão em comparação aos outros implantes. Entretanto, na prática tais alterações não contribuíram para potencializar o comportamento mecânico desse implante. Os implantes tipo 3 além de necessitarem de maior força para inserção no bloco de espuma rígida uma média de 100,9 N por golpe, apresentaram o maior deslocamento até a falha que foi de 3,40 mm e uma média de resistência ao arrancamento de 164,0 N superior somente a do implante tipo 1. Somado a isso, foram os implantes que exibiram deformações mais evidentes na geometria após serem retirados do bloco de espuma rígida.

A resistência ao arrancamento é com frequência usada como uma métrica para comparar o desempenho de diferentes implantes usados para o manguito rotador. Nesse sentido, Barber; Hapa; Bynum (2010) avaliaram oito diferentes tipos de âncoras comercialmente disponíveis usando úmeros de cadáveres humanos e obtiveram resistência ao arrancamento média variando de 163, 2 N a 308 N. Barber; Herbert (2013) analisaram a força até a falha de 24 tipos diferentes de âncoras de sutura em osso fresco cortical e trabecular de fêmures de suínos e encontraram resistência média de 226,9 N a 687,7 N para âncoras inseridas no osso trabecular e de 371,2 N a 689 N para âncoras fixadas no osso cortical. Barber e Herbert, (2016) avaliaram a resistência mecânica de 13 diferentes âncoras “*all-suture*” carregadas com 1, 2 ou 3 fios de sutura inseridas em amostras de osso suíno e blocos de espuma de poliuretano. Os resultados mostraram resistência média de 256 N para a âncora com 1 fio de sutura, 465 N para a âncora com 2 fios e 564 N para a âncora com 3

firos de sutura. Nenhuma diferença foi encontrada entre os resultados obtidos no osso suíno e no bloco de espuma. Nagra et al. (2017) compararam a resistência até a falha de 4 tipos de âncoras “*all-suture*” com um tipo de âncora de sutura tradicional usando úmeros de cadáveres humanos. A resistência média para a âncora tradicional foi de 181 N e para as âncoras “*all-suture*” foi de 133,1 N. Em todos os trabalhos mencionados os fios de sutura foram presos diretamente na garra da máquina de ensaios e a metodologia usada para avaliar as âncoras consistiu de testes cíclicos seguidos por testes de arrancamento.

Apesar da metodologia usada no presente trabalho ter sido diferente dos estudos mencionados anteriormente, o implante tipo 2, com resistência média de 217,79 N, foi mais resistente do que as âncoras avaliadas por Nagra et al. (2017), ficou dentro da faixa de resistência das âncoras analisadas por Barber; Hapa; Bynum, (2010) e teve valor de força máxima próximo do obtido para a âncora com 1 fio de sutura do trabalho de Barber; Herbert (2016).

Um deslocamento de 5 mm ou mais do implante é considerado um limiar significativo em um teste biomecânico, pois pode levar a falha do reparo do manguito rotador (BARBER; HAPA; BYNUM, 2010; BARBER; HERBERT, 2013; BARBER; HERBERT 2016). No presente estudo os resultados de deslocamento dos implantes tipo 1, 2 e 3 sem a influência do deslocamento da fita ficaram abaixo de 5 mm, sendo o menor valor de 1,14 mm encontrado para o implante tipo 2 e o maior de 3,40 exibido pelo implante tipo 3. Nesse caso, o implante tipo 2 mostrou uma melhor estabilidade na fixação no bloco de espuma rígida do que os outros implantes visto que o seu deslocamento durante o ensaio foi menor do que dos implantes tipo 1 e tipo 3.

Sendo assim, o implante tipo 2, apresentou melhor fixação e estabilidade do que os implantes tipo 1 e tipo 3 sendo sua resistencia média ao arrancamento de 217,79 N e seu deslocamento médio de 1,14 mm.

Algumas limitações do presente estudo biomecânico incluem o uso da fita de poliéster e o uso de apenas uma densidade de bloco de espuma rígida. Com relação a fita, um material mais rígido seria o adequado, pois assim seria possível avaliar e caracterizar de forma mais eficiente o comportamento mecânico dos implantes. No caso do bloco, pelo menos duas densidades de material diferentes deveriam ter sido usadas, dessa forma poderia se verificar a influência da densidade do material na inserção e arrancamento dos implantes. Além disso, ensaios de tração com duas fitas deveriam ter sido feitos para garantir uma melhor precisão dos deslocamentos do implante tipo 3.

6.2. Avaliação do comportamento mecânico dos implantes usando o método dos elementos finitos (MEF)

Os ensaios mecânicos de arrancamento dos implantes utilizaram um bloco polimérico para simular o osso e os tendões foram substituídos por uma fita de poliéster. Durante o processo de arrancamento observou-se uma deformação da fita. Estes níveis de deformação foram compensados visando obter os deslocamentos efetivos dos implantes em função dos respectivos níveis de força aplicada. Através dos ensaios mecânicos observou-se um interessante comportamento da fixação para os três tipos de implantes analisados, indicando inclusive níveis de fixação menores para os implantes com 3 hastes. Apesar de serem níveis de fixação que não são diretamente relacionados com os níveis reais do implante com o osso, uma vez que, existiria o processo de osseointegração, foi possível efetuar uma análise comparativa. Neste caso, o entendimento deste fenômeno de fixação é difícil, uma vez que, os filetes são forçados contra o material do bloco e as diferentes camadas entre os filetes influenciam no processo de arrancamento. Com o objetivo de buscar explicações para esse fenômeno foi desenvolvida uma metodologia de análise do processo de arrancamento dos implantes utilizando modelos por elementos finitos.

A metodologia consistiu em aplicar valores de força extraídos dos testes experimentais, diretamente nos modelos de elementos finitos e verificar o deslocamento dos implantes no conjunto fita/bloco/implantes. Inicialmente, o comportamento da fita foi validado, para verificar sua influência no processo de tração dos implantes nos ensaios de arrancamento. Os deslocamentos máximos obtidos para a fita e os implantes foram avaliados e comparados aos obtidos com os ensaios experimentais para cada valor de força. Paralelamente, os níveis de tensão de von Mises também foram avaliados nos implantes após a aplicação das forças máximas.

O estudo da convergência da malha foi feito para a fita de duas extremidades e para o implante tipo 2. Fez-se o estudo da malha da fita, pois inicialmente seu comportamento foi validado de acordo com os ensaios de tração e posteriormente usado na validação do comportamento dos implantes no conjunto fita/bloco/implantes.

Para avaliar a convergência da malha da fita, uma força de tração foi aplicada em um ponto criado entre as suas extremidades e para cada nível de refinamento foi avaliado o valor da tensão máxima de von Mises. A convergência da malha do implante tipo 2 foi verificada aplicando-se uma força de tração uniformemente distribuída na face superior da cabeça do implante e o valor máximo da tensão de von Mises foi obtido para cada refinamento. O refinamento da malha foi feito manualmente variando a “seed” do elemento a que representam os locais aproximados dos nós e indicam a densidade da malha a ser gerada nestas regiões

(DS SIMULIA ABAQUS, 2008). As Tabelas 6.13 e 6.14 apresentam algumas características das malhas da fita e do implante tipo 2, tais como, “seed” escolhido para cada malha, tamanho da malha em termos de número de nós e elementos, tempo de processamento, considerando um computador com processador de 8 núcleos da AMD modelo FX-8150 3,6 GHz memória RAM 32 GB 1866 MHz e SSD OCZ Agility 3 240 GB. As Figuras 6.17 e 6.18 mostram as curvas de tensão máxima de von Mises versus nível de refinamento para as malhas avaliadas da fita e do implante, respectivamente.

Tabela 6.13 – Características das malhas para a análise de sensibilidade do modelo da fita.

Refinamento	Seed	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo de processamento
1	1,50	11051	3527	45 s
2	0,50	28582	9708	87 s
3	0,43	32765	11199	109 s
4	0,40	35299	12023	183 s
5	0,35	44650	14823	287 s

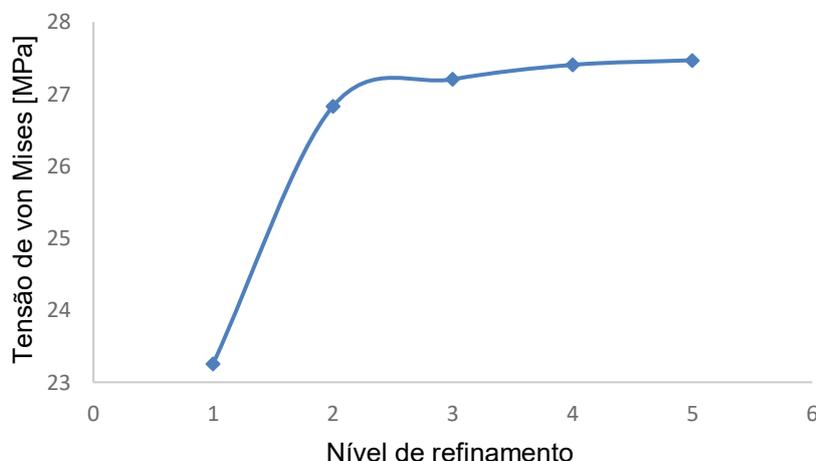


Figura 6.17 – Curva da tensão de von Mises [MPa] x o nível de refinamento da malha da fita de duas extremidades.

Tabela 6.14 – Características das malhas para a análise de sensibilidade do modelo do implante tipo 2.

Refinamento	Seed	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo de processamento
1	1,00	3255	924	30s
2	0,80	5334	1420	41s
3	0,60	7586	1995	52s
4	0,50	10975	2765	83 s
5	0,45	12801	3200	106 s
6	0,40	19805	4541	122 s
7	0,35	26042	6029	178 s

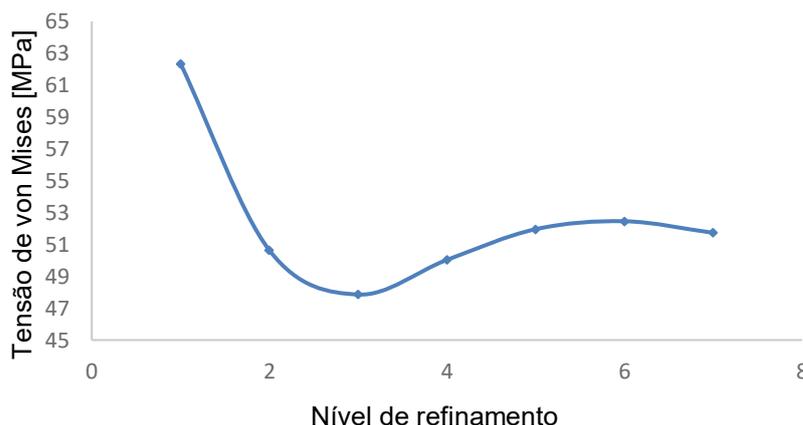


Figura 6.18 - Curva da tensão de von Mises [MPa] x o nível de refinamento da malha do implante tipo 2.

Considerando as curvas mostradas nas Figs. 6.17 e 6.18 bem como os dados de processamento apresentados nas Tabs. 6.13 e 6.14, escolheu-se a malha com o nível de refinamento 4 e “seed” de 0,4 para o modelo da fita de duas extremidades e o nível de refinamento 6 e “seed” de 0,4 para a malha do implante. O uso do elemento tetraédrico linear C3D4 possibilitou um tempo de processamento rápido, entretanto, esse elemento necessita de mais níveis de refinamento para a convergência do modelo quando comparado a um elemento tetraédrico quadrático (DS SIMULIA ABAQUS, 2008).

A “seed” de 0,4 escolhida para gerar a malha final da fita de duas extremidades foi usada para a construção da malha da fita de três extremidades, da mesma forma a “seed” de 0,4 selecionada para o implante tipo 2 foi usado para os outros implantes e para a região do bloco onde foram feitos os furos para inserção dos implantes. A Figura 6.19-A, 6.19-B e 6.19-C mostra a malha da fita, do implante tipo 2 e do furo no interior do bloco para a colocação do implante, respectivamente. Nas outras regiões do bloco a “seed” usada para gerar a malha foi de 2.

6.2.1. Análise do comportamento experimental da fita de poliéster

Para a validação do modelo da fita pelo MEF, valores de força selecionados dos ensaios de tração foram usados nas simulações numéricas e para cada uma dessas forças foi obtido o deslocamento na direção vertical da fita. A Tabela 6.15 exhibe os valores de força e deslocamento selecionados dos ensaios experimentais e os deslocamentos obtidos nas simulações de cada força e para os módulos de elasticidade (E) da fita de 5085 MPa e de 3095 MPa. A Figura 6.20 mostra as curvas de força [N] x deslocamento [mm] para o ensaio experimental e as simulações para os dois módulos de elasticidade.

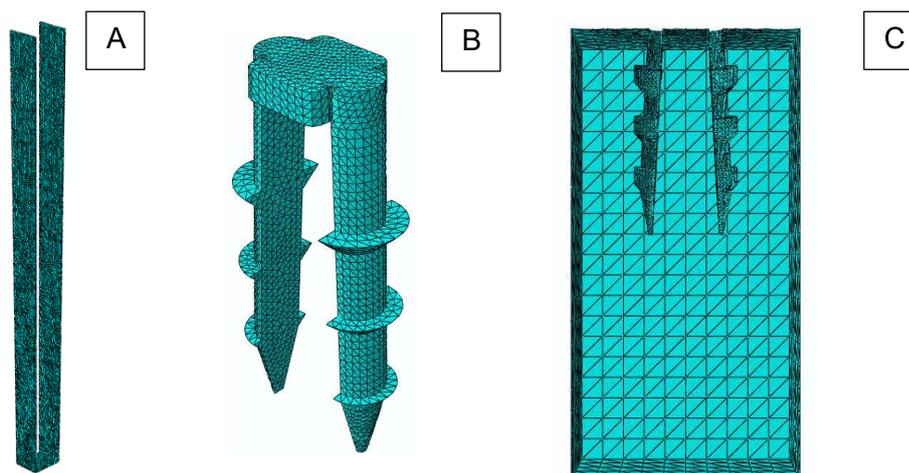


Figura 6.19 – Malhas da fita (A), implante tipo 2(B) e no furo do bloco para o implante (C).

Tabela 6.15 – Valores de força de deslocamento dos ensaios experimentais e da simulação pelo MEF para a fita com $E = 5085$ MPa e $E = 3095$ MPa.

Ensaio de tração		Simulação pelo MEF		
		Força [N]	E= 5085 MPa	E = 3095 MPa
Força [N]	Deslocamento[mm]		Deslocamento [mm]	
0	0,000	0	0,000	0,000
20,3	0,287	20,3	0,184	0,303
50,6	0,691	50,6	0,464	0,759
80,4	1,051	80,4	0,741	1,214
100,1	1,374	100,1	0,926	1,515
130,5	2,095	130,5	1,212	1,989
150,7	3,148	150,7	1,413	2,304
200,6	5,435	200,6	2,286	3,548
230,4	6,612	230,4	3,247	4,737
250,5	7,279	250,5	3,846	5,475
300,4	9,157	300,4	5,086	7,092
350,6	11,183	350,6	6,229	8,628

Observa-se da Fig. 6.20 que os comportamentos das curvas da fita obtidos pelo MEF são parecidos com aquele dos ensaios experimentais. Porém, fica claro que o comportamento da curva cujo módulo de elasticidade foi ajustado para 3095 MPa está mais próximo da curva dos ensaios experimentais para deslocamentos até 3 mm. Dessa forma, a Tabela 6.16 detalha os valores de média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e das simulações pelo MEF para o módulo de elasticidade de 3095 MPa. E a Figura 6.21 ilustra a curva das médias e desvios padrão mostrados na Tab.6.16.

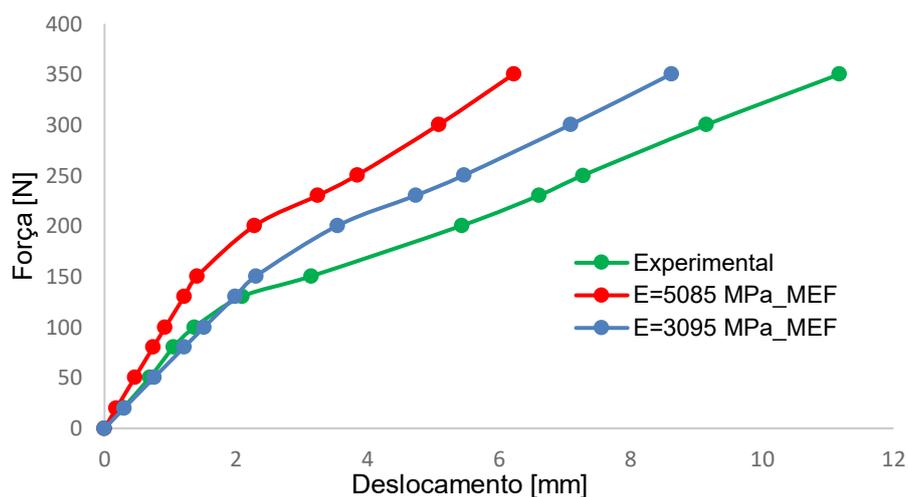


Figura 6.20 – Curvas de força x deslocamento do ensaio experimental e da simulação para os módulos de elasticidade da fita de 5085 MPa e 3095 MPa.

Tabela 6.16 – Médias e desvios padrão dos deslocamentos para a fita com E=3095 MPa.

Forças [N]	Deslocamentos [mm]			
	Experimental	MEF: E=3095 MPa	Médias	Desvios padrão
0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,287	0,303	0,295	0,011
50,6	0,691	0,759	0,725	0,048
80,4	1,051	1,214	1,133	0,115
100,1	1,374	1,515	1,445	0,100
130,5	2,095	1,989	2,042	0,075
150,7	3,148	2,304	2,726	0,596
200,6	5,435	3,548	4,492	1,334
230,4	6,612	4,737	5,675	1,326
250,5	7,279	5,475	6,377	1,276
300,4	9,157	7,092	8,124	1,460
350,6	11,183	8,622	9,905	1,811

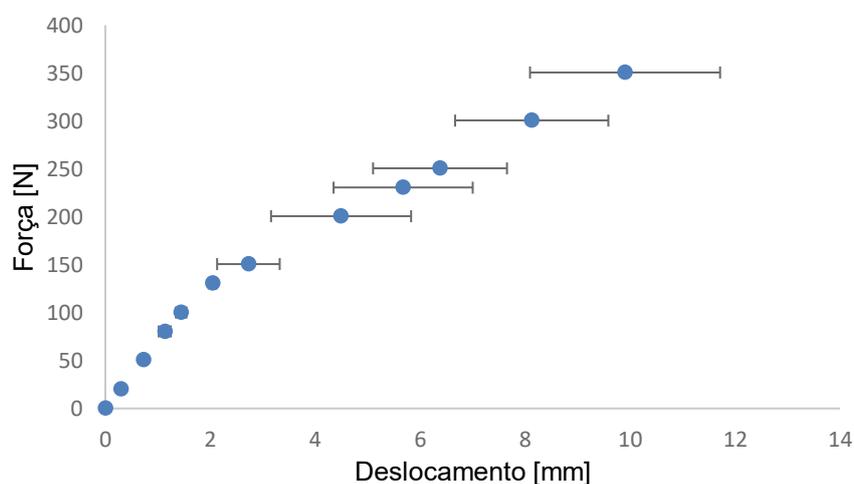


Figura 6.21 – Curva da média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e pelo MEF da fita.

A partir da curva da Fig.6.21 e dos dados da Tab. 6.16 observa-se que a variação dos valores médios do deslocamento até a força de 130 N é muito pequena, sendo o maior valor do desvio padrão de $\pm 0,115$ mm. Essa região do gráfico corresponde a fase elástica do material da fita. Acima de 150 N as variações em relação as médias do deslocamento aumentaram, sendo o maior valor de desvio de $\pm 1,811$ mm para a força de 350,6 N. No caso, os maiores desvios padrão foram observados na fase plástica do material da fita. Tendo em vista a pequena variação dos valores do deslocamento adquiridos pelo MEF em função dos experimentais, pode-se dizer que o comportamento da fita avaliados nos testes de tração foi validado usando o processo de simulação por elementos finitos.

O comportamento da fita de três extremidades foi avaliado pelo MEF tendo como referência o comportamento da fita de duas extremidades. Destaca-se que a fita com três extremidades foi concebida para ser usada nas análises por elementos finitos com o implante de três hastes e cabeça circular. A Tabela 6.17 apresenta os deslocamentos da fita de três extremidades para o módulo de elasticidade de 3095 MPa e os deslocamentos da fita de duas extremidades nas mesmas condições de carregamento. A Figura 6.22 ilustra as curvas de força x deslocamento para a fita de três e duas extremidades via MEF.

Observa-se da Fig. 6.22 que o comportamento das duas fitas foi similar, e como esperado, a fita de três extremidades mostrou-se mais rígida do que a fita de duas extremidades. É interessante notar que a região elástica na fita de três extremidades se estende até aproximadamente 230 N, enquanto na fita de duas extremidades atingiu por volta de 130 N. Tal fato, justifica o procedimento adotado para estimar o deslocamento do implante tipo 3 nos ensaios de arrancamento.

Tabela 6.17 – Deslocamentos para a fita de três extremidades no MEF.

Forças [N]	Deslocamentos [mm] - MEF	
	Fita de duas extremidades	Fita de três extremidades
0	0,000	0,000
20,3	0,303	0,235
50,6	0,759	0,588
80,4	1,214	0,937
100,1	1,515	1,170
130,5	1,989	1,532
150,7	2,304	1,773
200,6	3,548	2,389
230,4	4,737	2,824
250,5	5,475	3,248
300,4	7,092	4,675
350,6	8,622	6,051

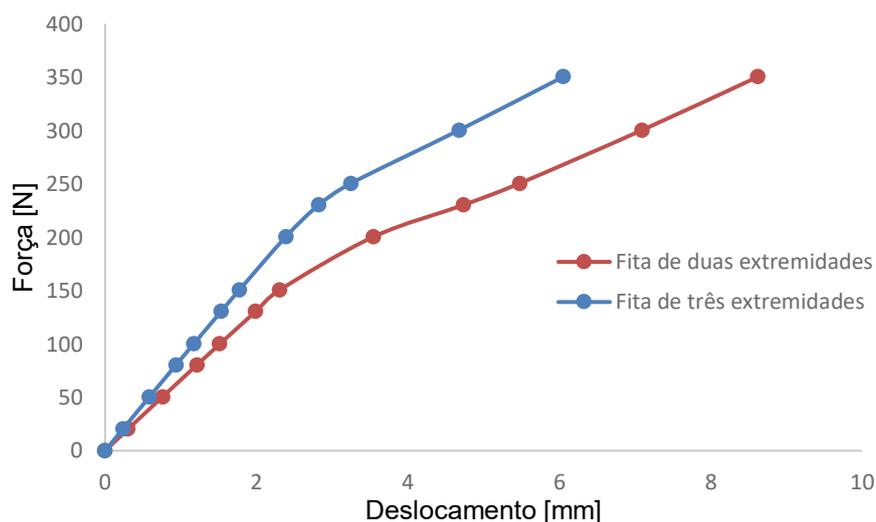


Figura 6.22 – Curvas de força x deslocamento para a fita de duas e três extremidades.

A Figura 6.23-A e 6.23-B mostra a distribuição dos níveis de deslocamento nas fitas de duas e de três extremidades quando submetidas a uma força de tração de 350,6 N, respectivamente. Observa-se que o deslocamento máximo ocorre na região superior da fita próximo do ponto de aplicação da força.

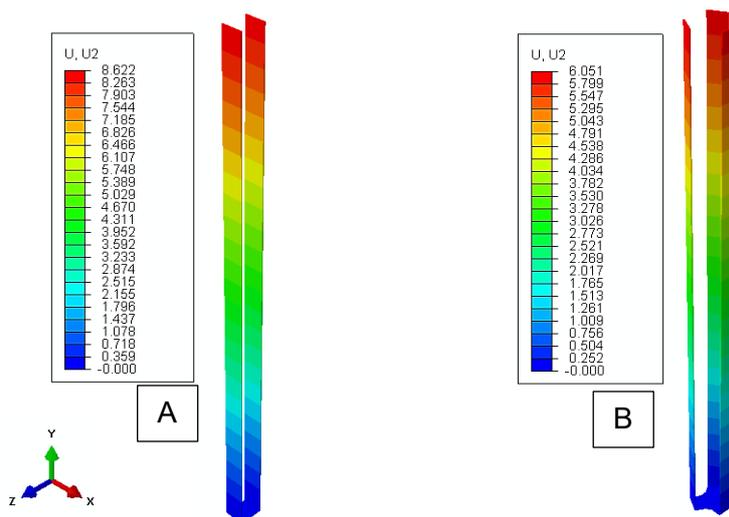


Figura 6.23 – Distribuição dos níveis de deslocamento: A – fita de duas extremidades; B- fita de três extremidades.

6.2.2. Análise do comportamento mecânico dos implantes nos ensaios de arrancamento

Para a validação do comportamento mecânico dos implantes forças selecionadas dos ensaios de arrancamento foram usadas nas simulações. Para cada uma dessas forças foi obtido o deslocamento na direção vertical dos implantes. Destaca-se que o processo de

validação envolveu ajustes na geometria do bloco quando em conjunto com o implante tipo 2, nas propriedades mecânicas do bloco e nas condições de contato entre o bloco e os implantes tipo 1 e tipo 3. As condições de carregamento também foram ajustadas, para o implante tipo 1, o modelo convergiu até a força de 110 N. Para o implante tipo 3 o modelo convergiu até 75 N, não sendo possível atingir as forças máximas de arrancamento. O modelo do implante tipo 2 foi o que suportou a aplicação de maiores níveis de carregamentos e convergiu até 230 N.

O modelo fita/bloco/implante tipo 1 foi analisado com uma malha composta por 131757 elementos e 51596 nós. As forças empregadas no modelo para simular a tração do implante tipo 1, assim como os deslocamentos experimentais do conjunto e os deslocamentos pelo método dos elementos finitos são mostrados na Tab.6.18. Além disso, na Tab.6.18 também são mostradas as médias e desvios padrão dos deslocamentos experimentais e via MEF. A Figura 6.24 exibe as curvas de força [N] x deslocamento [mm] para o ensaio experimental e para a simulação do conjunto. Como pode ser visto, as curvas apresentam deslocamentos bem próximos até aproximadamente 70 N, a partir disso os deslocamentos dos ensaios experimentais aumentam em relação aos deslocamentos da simulação. Essa constatação pode ser analisada através da Fig.6.25 que ilustra a curva média dos deslocamentos para cada força analisada e seus respectivos desvios padrão. Até a força de 70 N, a variação dos deslocamentos em torno da média é pequena, sendo a média de deslocamento nessa força de 1,892 mm e seu desvio padrão de $\pm 0,014$ mm. Acima de 70 N a variação dos deslocamentos aumentam até a força máxima aplicada, sendo para a força de 110 N a média de 3,239 mm com um desvio padrão de $\pm 0,284$ mm.

Tabela 6.18 – Deslocamentos dos ensaios experimentais e da simulação pelo MEF o conjunto com o implante tipo 1.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0,0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,594	0,540	0,567	0,038
30,2	0,826	0,800	0,813	0,018
50,6	1,367	1,355	1,361	0,009
70,0	1,902	1,883	1,892	0,014
80,4	2,296	2,169	2,232	0,090
90,0	2,803	2,435	2,619	0,260
100,1	3,087	2,717	2,902	0,262
110	3,440	3,039	3,239	0,284

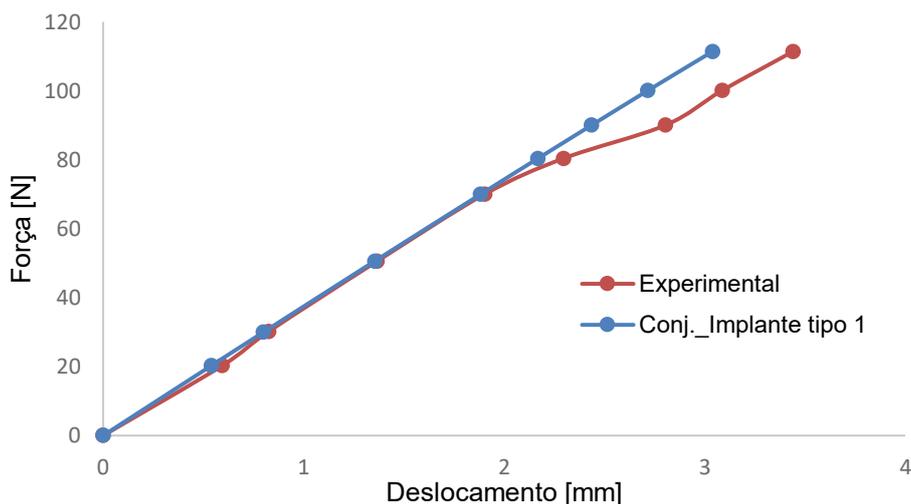


Figura 6.24 – Curvas de força x deslocamento experimental e pelo MEF para o conjunto implante tipo 1.

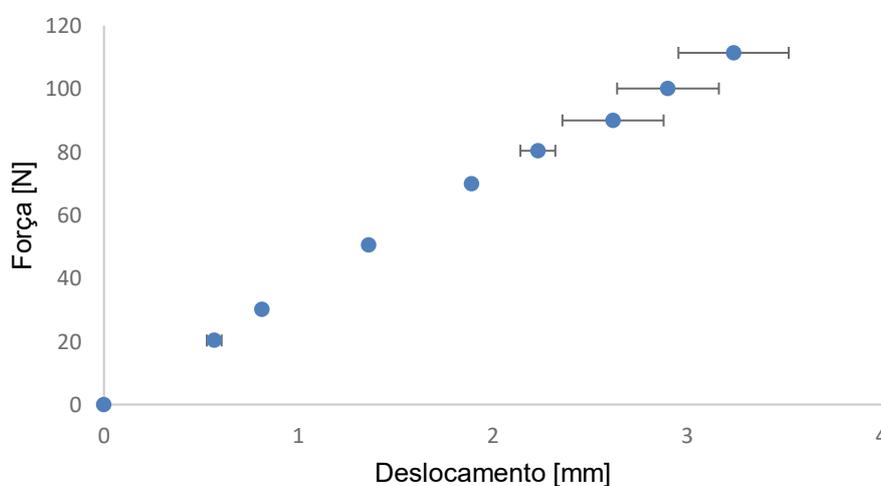


Figura 6.25 - Curva da média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e pelo MEF do conjunto fita/bloco/implante tipo 1.

Os deslocamentos do implante tipo 1 obtidos pelo MEF são mostrados na Tab. 6.19, assim como os valores experimentais, médias e desvios padrão dos deslocamentos para cada força. A Figura 6.26 ilustra as curvas de força [N] x deslocamento [mm] dos testes experimentais e das simulações usando o MEF. Observa-se que os deslocamentos exibidos pelo implante até o valor de 50,6 N foram próximos, porém acima desse valor os deslocamentos adquiridos nas simulações foram menores que os experimentais. A Figura 6.27 mostra a curva média dos deslocamentos e seus desvios padrão para cada força analisada e percebe-se que a partir da força de 50,6 N as variações dos deslocamentos foram maiores em torno da média. A maior variação do deslocamento do implante ocorreu para a força de 110 N e deslocamento de 1,504 mm com desvio padrão de $\pm 0,307$ mm.

Tabela 6.19 – Deslocamentos dos ensaios experimentais e da simulação pelo MEF do implante tipo 1.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0,0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,230	0,226	0,228	0,003
30,2	0,345	0,335	0,340	0,007
50,6	0,620	0,568	0,594	0,037
70,0	0,930	0,791	0,860	0,099
80,4	1,112	0,912	1,012	0,142
90,0	1,403	1,025	1,214	0,267
100,1	1,531	1,146	1,339	0,272
110,0	1,721	1,287	1,504	0,307

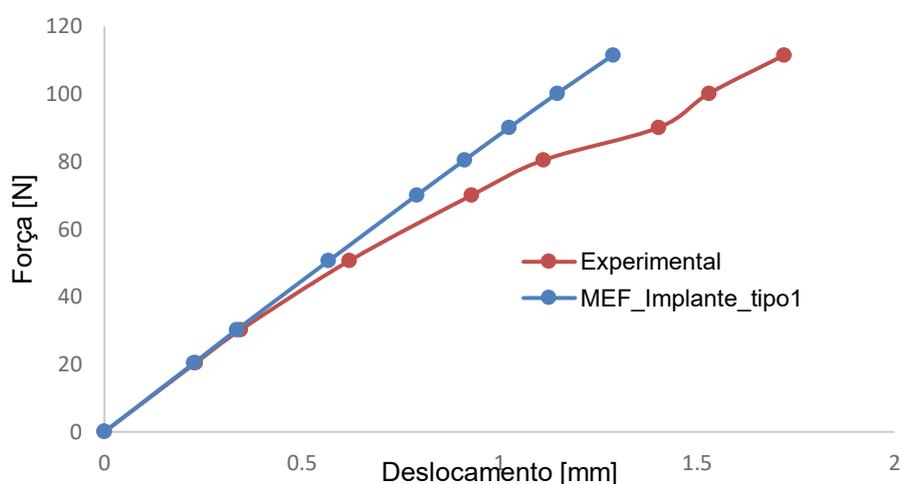


Figura 6.26 -Curvas de força x deslocamento experimental e pelo MEF para o implante tipo 1.

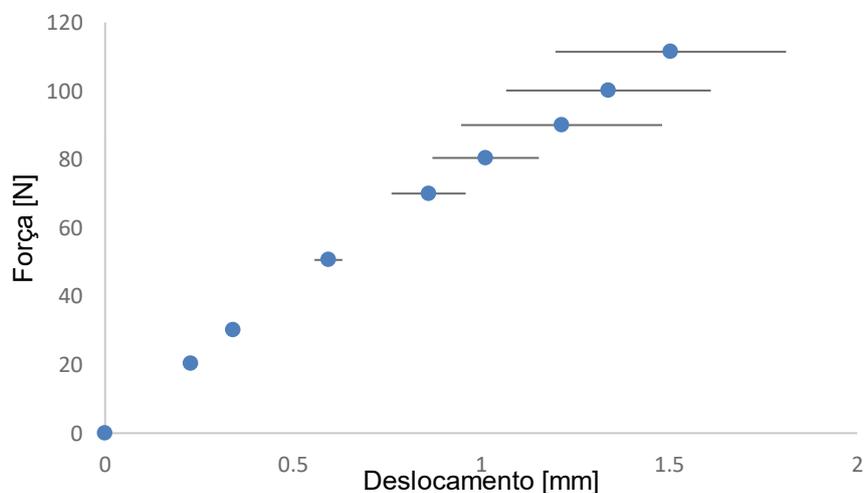


Figura 6.27- Curva da média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e via MEF para o implante tipo 1.

A distribuição dos níveis de deslocamento no conjunto completo, conjunto fita/implante tipo 1 e somente no implante tipo 1 para uma força de 110 N é mostrada na Fig.6.28-A, 6.28-B e 6.28-C, respectivamente. Nota-se que o deslocamento vertical do conjunto inclui o deslocamento da fita somado ao deslocamento do implante (ver Fig. 6.28-B). Observa-se pela Fig. 6.28-C que a parte superior das hastes e a cabeça do implante foram as regiões com os maiores níveis de deslocamento.

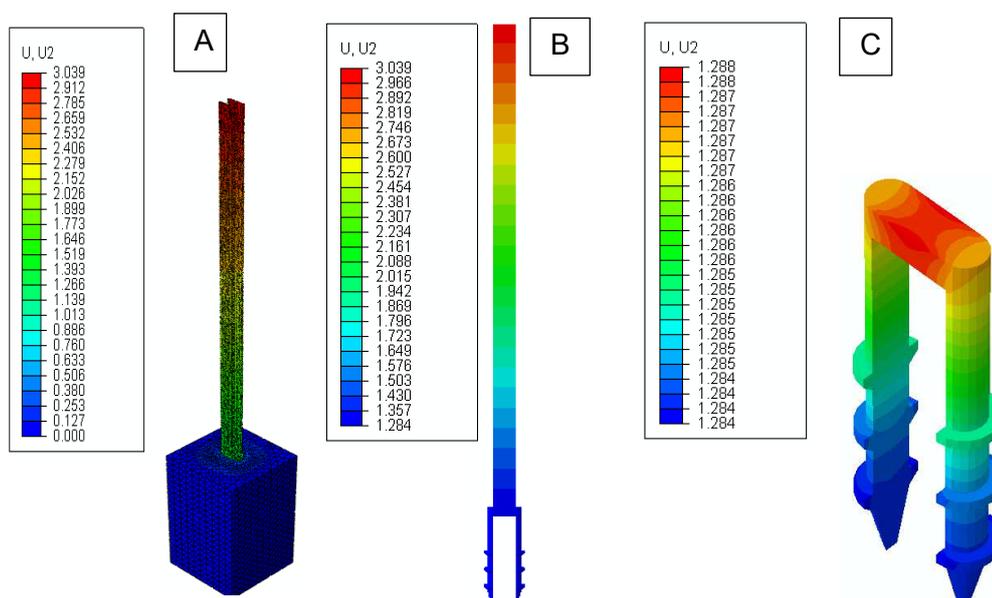


Figura 6.28– Distribuição dos níveis de deslocamento no conjunto completo (A), conjunto fita/implante tipo1 (B) e no implante tipo 1 (C).

O modelo fita/bloco/implante tipo 2 foi avaliado com uma malha de 169089 elementos e 67226 nós. Na Tab. 6.20 são exibidas as forças usadas no modelo, juntamente com os deslocamentos experimentais do conjunto e os deslocamentos da análise pelo método dos elementos finitos. Também são mostrados na Tab. 6.20 os valores das médias e desvios padrão dos deslocamentos experimentais e via MEF. As curvas de força x deslocamento para o ensaio experimental e simulação do conjunto são ilustradas na Fig. 6.29. Nota-se os deslocamentos experimentais e via MEF nas forças de 20,3 N e 50,6 N são próximos. A partir da força de 130,5 N os deslocamentos obtidos na simulação são menores que os dos testes experimentais. De acordo com os dados da Tab. 6.20 e a Fig. 6.30 a maior variação dos deslocamentos acontece na força de 230,4 N que apresenta uma média de deslocamento de 6,981 mm e desvio em torno da média de $\pm 1,370$ mm e as menores variações de deslocamento ocorrem na força de 20,3 N e 50,6 N com médias e desvios padrão de $0,491 \pm 0,006$ mm e $1,076 \pm 0,051$ mm, respectivamente.

Tabela 6.20 – Deslocamentos experimentais e pelo MEF do conjunto com o implante tipo 2.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,496	0,487	0,491	0,006
50,6	1,040	1,112	1,076	0,051
80,4	1,551	1,727	1,639	0,125
100,1	1,950	2,134	2,042	0,130
130,5	2,954	2,764	2,859	0,135
150,7	4,129	3,178	3,653	0,673
200,6	6,526	4,675	5,601	1,309
230,0	7,949	6,012	6,981	1,370

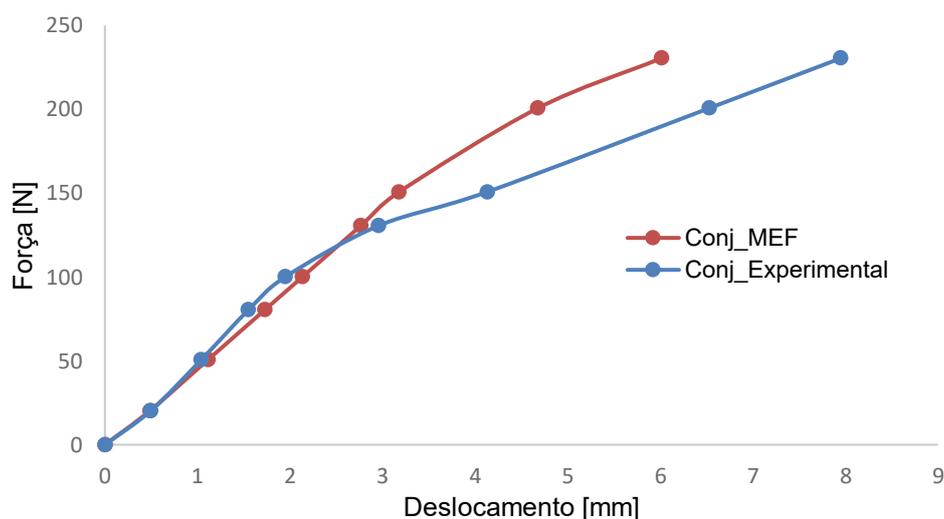


Figura 6.29 – Curvas de força x deslocamento experimental e pelo MEF para o conjunto implante tipo 2.

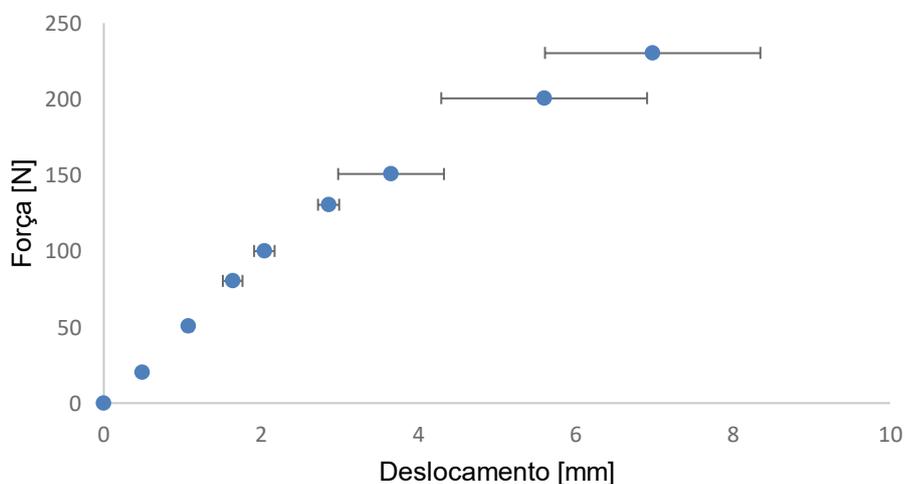


Figura 6.30 – Curva da média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e MEF do conjunto fita/bloco/implante tipo 2.

A Tabela 6.21 exibe os deslocamentos obtidos com a simulação, os valores experimentais, médias e desvios padrão dos deslocamentos do implante tipo 2 para cada força. A Figura 6.31 ilustra as curvas de força x deslocamento dos testes experimentais e via MEF. Observa-se pela Fig. 6.32 que as menores variações do deslocamento são para as forças de 20,3 N e 200,6 N, ou seja, $\pm 0,005$ mm e $\pm 0,003$ mm, respectivamente. O maior desvio padrão de $\pm 0,061$ mm do deslocamento do implante ocorreu na força de 230 N.

Tabela 6.21 – Deslocamentos dos ensaios experimentais e da simulação pelo MEF o conjunto com o implante tipo 2.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,177	0,184	0,180	0,005
50,6	0,327	0,353	0,340	0,018
80,4	0,453	0,514	0,484	0,043
100,1	0,552	0,618	0,585	0,047
130,5	0,705	0,775	0,740	0,050
150,7	0,814	0,875	0,844	0,043
200,6	1,127	1,131	1,129	0,003
230,0	1,370	1,284	1,327	0,061

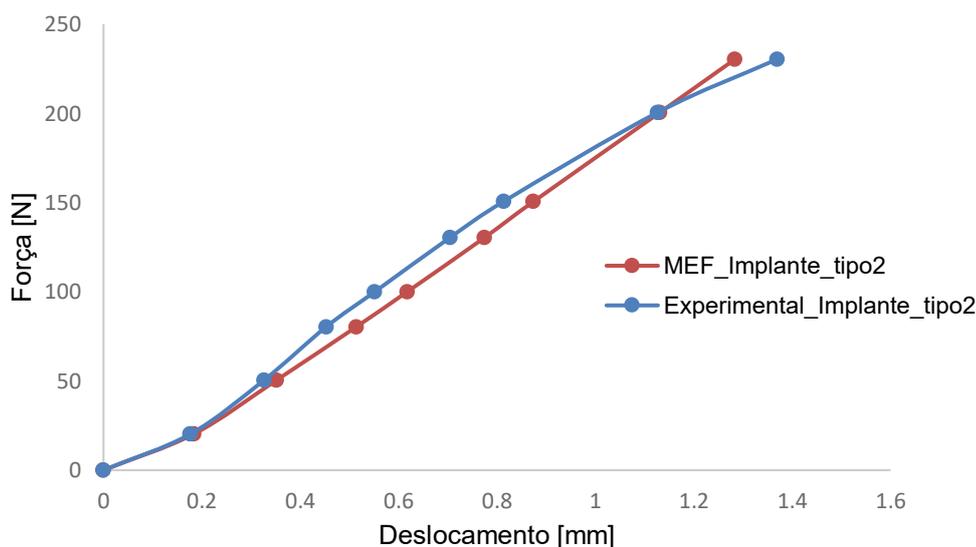


Figura 6.31 - Curvas de força x deslocamento experimental e via MEF para o implante tipo 2.

As Figuras 6.33-A, 6.33-B e 6.33-C mostram a distribuição dos níveis de deslocamento no conjunto completo, no conjunto fita/implante tipo 2 e no implante tipo 2 para a força de 230 N, respectivamente.

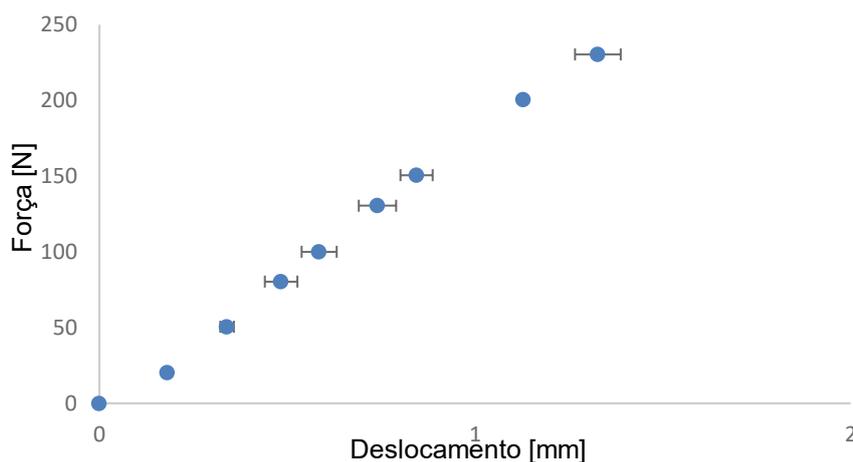


Figura 6.32 – Curva da média e desvios padrão dos deslocamentos experimentais e pelo MEF para o implante tipo 2.

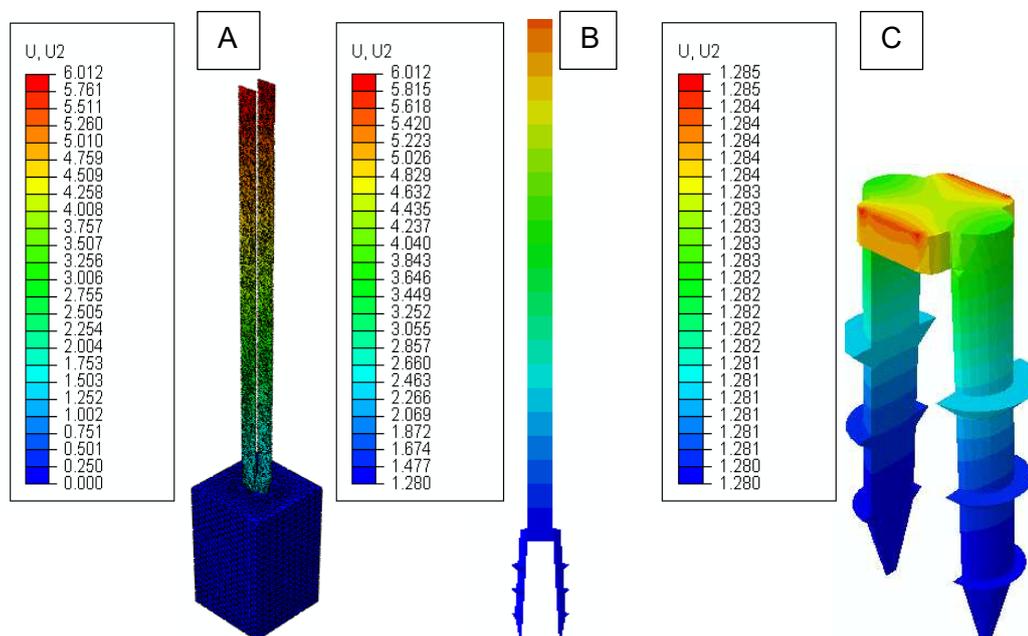


Figura 6.33– Distribuição dos níveis de deslocamento no conjunto completo (A), conjunto fita/implante tipo 2 (B) e no implante tipo 2 (C).

O modelo fita/bloco/implante tipo 3 foi analisado com uma malha de 131757 elementos e 51596 nós. Na Tab. 7.22 são mostrados os deslocamentos experimentais e pelo MEF, as médias e desvios padrão dos deslocamentos para cada valor de força. A Figura 6.34 exibe as curvas da força versus o deslocamento para o ensaio experimental e para a simulação. Observa-se que as curvas apresentam deslocamentos praticamente similares a partir de 50,6 N. De acordo com a Fig.6.35 vê-se que, em geral, as variações em torno da média dos deslocamentos para os dados experimentais e via MEF são pequenas. A maior variação dos deslocamentos ocorre na força de 30 N que apresenta uma média de deslocamento de 0,914

mm e desvio em torno da média de $\pm 0,115$ mm e a menor ocorre na força de 50,6 N com média e desvio padrão de $1,690 \pm 0,003$ mm.

Tabela 6.22 – Deslocamentos dos ensaios experimentais e pelo MEF do conjunto.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0,0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,571	0,671	0,621	0,071
30,0	0,832	0,995	0,914	0,115
50,6	1,688	1,692	1,690	0,003
70,0	2,316	2,306	2,311	0,007
75,0	2,470	2,476	2,473	0,004

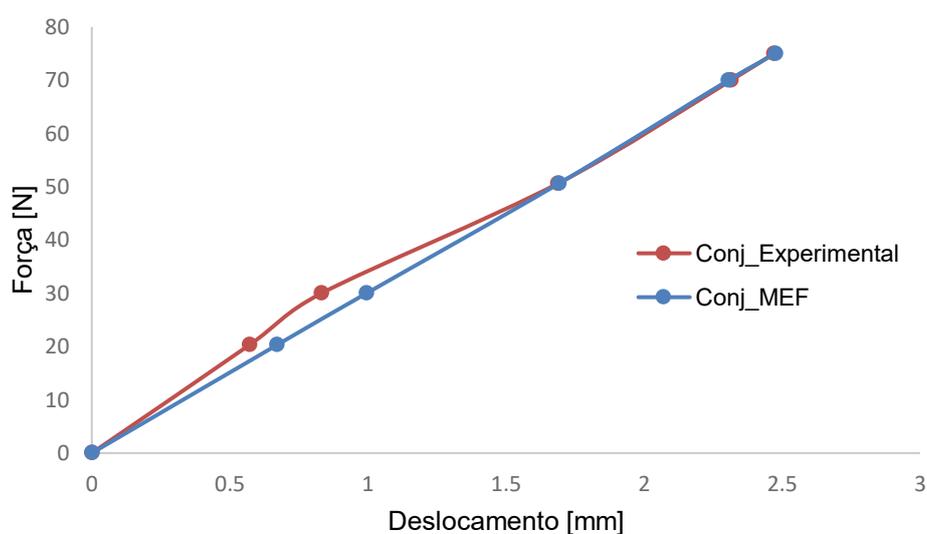


Figura 6.34– Curvas de força x deslocamento experimental e via MEF do conjunto com o implante tipo 3.

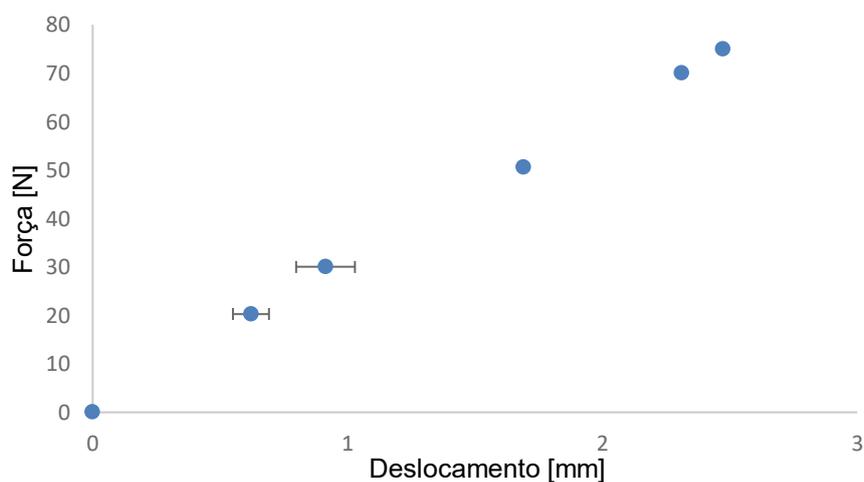


Figura 6.35 – Curva da média e desvio padrão dos deslocamentos experimentais e pelo MEF do conjunto fita/bloco/implante tipo 3.

Os deslocamentos obtidos pelo MEF para o implante tipo 3 e comparativamente os deslocamentos experimentais para cada força avaliada são mostrados na Tab.6.23 e na Fig. 6.36. A Fig. 6.37 exhibe a curva das médias dos deslocamentos e seus respectivos desvios padrão em cada força. Observa-se que os deslocamentos experimentais e pelo MEF do implante são próximos para as forças de 20,3 N e 30 N. E a menor variação do deslocamento em torno da média é para a força de 20,3 N sendo essa de $\pm 0,019$ mm.

Tabela 6.23 – Deslocamentos dos ensaios experimentais e da simulação pelo MEF o conjunto com o implante tipo 2.

Forças [N]	Deslocamentos do conjunto [mm]			
	Experimental	MEF	Médias	Desvios padrão
0,0	0,000	0,000	0,000	0,000
20,3	0,389	0,416	0,403	0,019
30,0	0,582	0,647	0,614	0,046
50,6	1,330	1,102	1,216	0,162
70,0	1,621	1,488	1,554	0,094
75,0	1,672	1,599	1,636	0,052

Os níveis de deslocamento no conjunto completo, no conjunto fita/implante tipo 3 e no implante tipo 3 para a força de 75 N são mostrados na na Fig.6.38-A, 6.38-B e 6.38-C, respectivamente.

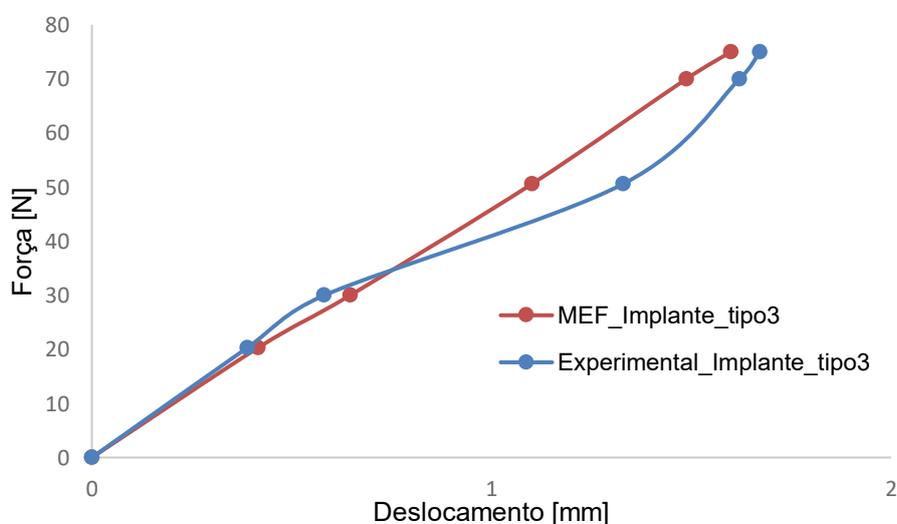


Figura 6.36 - Curvas de força x deslocamento experimental e via MEF para o implante tipo 3.

haste vertical e a superfície inferior da cabeça do implante. As regiões superiores das hastes do implante apresentaram tensão na faixa de 25 MPa e os dois filetes inferiores que foram colados ao bloco apresentaram maior concentração de tensão em relação ao filete superior cujo contato com o bloco foi por atrito. De acordo com Ratner et al. (2013), a resistência ao escoamento de ligas de titânio está na faixa de 485 MPa, logo o implante tipo 1 nessas condições do modelo não falharia devido ao escoamento do material.

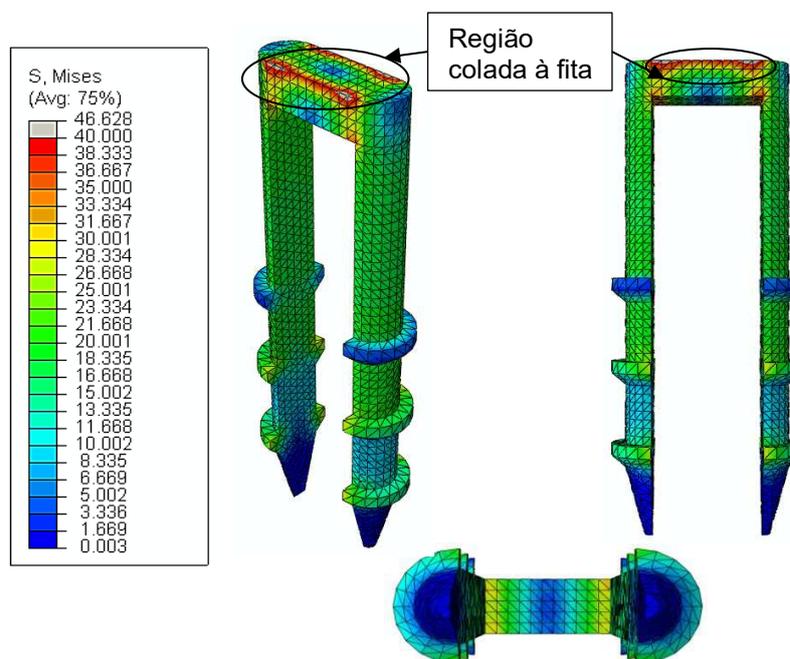


Figura 6.39 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises no implante tipo 1.

A distribuição de tensão de von Mises no implante tipo 2 devido a aplicação de uma força de 230,4 N no conjunto é mostrada na Fig.6.40. O local de maior concentração de tensão aparece na região de contato colado entre o implante e a fita, porém excluindo os valores dessa região que foram de aproximadamente 300 MPa, observa-se que houve uma concentração de tensão no local de ligação entre as hastes verticais e a superfície inferior da cabeça do implante cuja máxima tensão equivalente ficou na faixa de 140 MPa. A região superior das hastes apresentou tensão por volta de 50 MPa e os filetes apresentaram tensão abaixo de 20 MPa. Mediante as condições impostas ao modelo, o implante tipo 2 não falharia em virtude do escoamento da liga de titânio.

Os gradientes de tensão equivalente no implante tipo 3 quando o conjunto foi submetido a uma força de tração de 75 N são mostrados na Fig.6.41. Desconsiderando as tensões na região de contato colado entre a cabeça do implante e a fita de três extremidades que foram de aproximadamente 55 MPa, a tensão se distribuiu entre as hastes superiores, os dois filetes inferiores e a interface entre as hastes e a superfície inferior da cabeça do implante. Essas

regiões apresentaram tensão abaixo de 30 MPa e os dois filetes inferiores que foram colados ao bloco apresentaram maior concentração de tensão em relação ao filete superior cujo contato com o bloco foi por atrito. Portanto, o implante tipo 3 não falharia devido ao escoamento da liga de titânio.

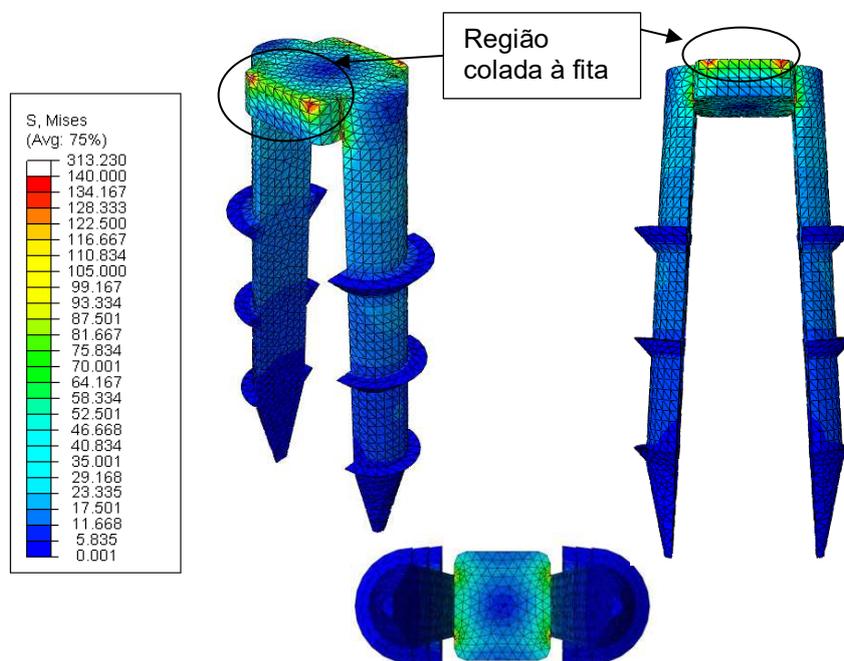


Figura 6.40 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises no implante tipo 2.

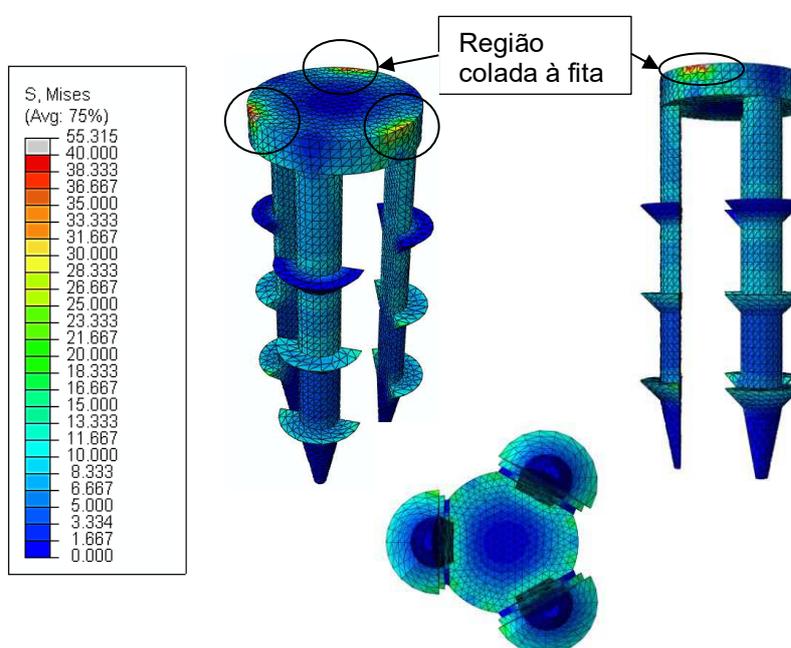


Figura 6.41 – Distribuição dos níveis de tensão em diferentes regiões do implante tipo 3.

A Figura 6.42 mostra a distribuição da tensão equivalente no interior do bloco em contato com os implantes. Vê-se que no furo para o posicionamento dos implantes tipo 1 (Fig. 6.42 -A) e tipo 3 (Fig. 6.42 -C) houve uma maior concentração de tensão na região colada aos filetes inferiores dos implantes. Os maiores valores da tensão nessas regiões foram de aproximadamente 4 MPa para o implante tipo 1 e 1,5 MPa para o implante tipo 3. A Figura 6.42 -B mostra que a distribuição de tensão no furo feito no bloco para o posicionamento do implante tipo 2 ocorreu no contato das hastes do implante com a superfície do furo, nessa região a tensão máxima foi da ordem de 16 MPa. A região dos filetes apresentou uma distribuição de tensão inferior a apresentada pela região das hastes, o que pode ser explicado pelo ajuste feito na altura dos filetes no interior do bloco.

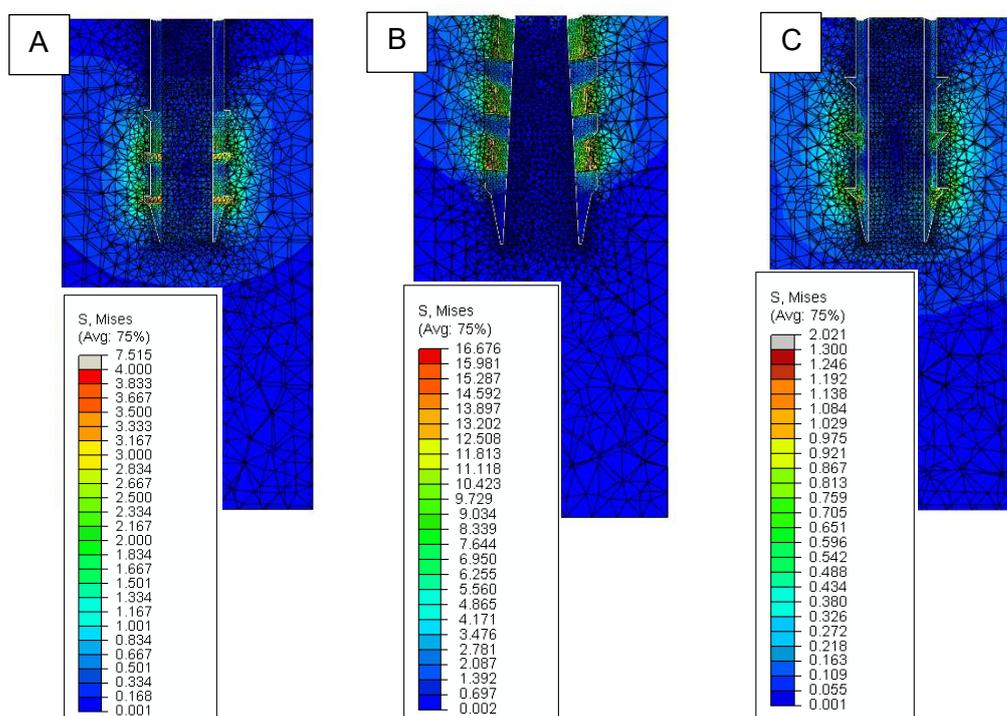


Figura 6.42 – Distribuição dos níveis da tensão equivalente no bloco de espuma rígida.

6.3. Análise numérica do reparo do manguito rotador feito com os implantes propostos

A análise por elementos finitos do reparo do manguito rotador foi feita com a finalidade de avaliar o comportamento mecânico dos diferentes implantes no processo de fixação do tendão ao úmero quanto aos gradientes de tensão de von Mises [MPa] e deslocamentos resultantes [mm]. Um modelo de elementos finitos do tendão intacto ao osso foi desenvolvido para a verificação do comportamento dos tecidos biológicos em uma condição anatômica saudável em comparação a condição do tendão rompido. Nos modelos do tendão

supraespinal e do úmero também foram avaliados o deslocamento resultante e a tensão equivalente. É importante salientar que os modelos possuem simplificações relacionadas à malha de elementos finitos, às propriedades mecânicas dos tecidos biológicos, à geometria dos componentes, às condições de contorno e carregamentos.

Em todos os modelos simulados a malha do tendão, implantes e furos no úmero foi gerada com uma “seed” de 0,4, já na região restante do úmero utilizou-se uma “seed” de 2 para a construção da malha.

Além disso, cargas de 50 N e 100 N foram aplicadas na superfície proximal do tendão supraespinal para verificar o comportamento dos componentes perante diferentes níveis de carregamento do modelo.

6.3.1. Modelo intacto do tendão supraespinal

O modelo do tendão intacto foi analisado com uma malha composta por 242763 elementos e 93498 nós. Os deslocamentos máximos resultantes exibidos pelo modelo completo submetido às cargas de 50 N e 100 N são mostrados na Tab. 6.24. A Figura 6.43-A ilustra o campo de deslocamento resultante apresentado pelo modelo com o tendão submetido a uma carga de 100 N. Observa-se que o tendão supraespinal foi o componente que apresentou o maior deslocamento resultante sendo esse localizado na região proximal do tendão onde a carga foi aplicada (ver Fig.6.43-B). Na região distal de inserção do tendão ao osso foi observado menores níveis de deslocamento em virtude do contato colado entre os componentes feito para simular a condição saudável do tendão como pode ser visto na Fig.6.43-B.

Tabela 6.24 – Deslocamentos máximos resultantes para o modelo completo do tendão intacto.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,135
100	0,313

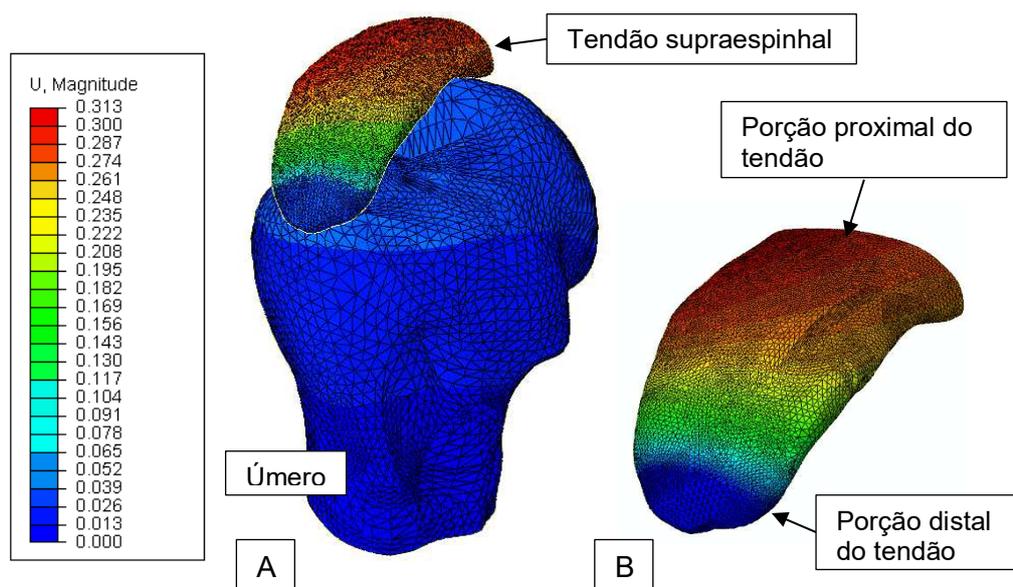


Figura 6.43 – Campo de deslocamento resultante para o modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 100 N (A) e região do tendão que apresentou o maior deslocamento resultante (B).

Para uma análise dos deslocamentos resultantes do tendão na região de fixação ao osso pontos nodais foram definidos na região central da porção distal do tendão no seu lado articular e no seu lado bursal. A saber, o lado articular do tendão é aquele que fica em contato com o úmero, enquanto o lado bursal corresponde à parte superior do tendão. As Figuras 6.44-A e 6.44-B mostram o local dos pontos definidos para análise dos deslocamentos no lado bursal e articular do tendão, respectivamente. Para cada região, considerando as diferentes forças aplicadas ao tendão, foram geradas curvas de deslocamento resultante [mm] x pontos analisados. As Figuras 6.45 e 6.46 mostram as curvas obtidas para a região articular e bursal, respectivamente. Pode-se observar através das curvas que tanto para a região bursal quanto para a região articular os níveis de deslocamentos aumentaram com o aumento da aplicação da força no tendão. Verifica-se também que em ambos os lados os maiores deslocamentos ficaram abaixo de 0,14 mm para o tendão submetido a uma força de 100 N e abaixo de 0,06 mm quando uma força de tração de 50 N foi aplicada ao tendão.

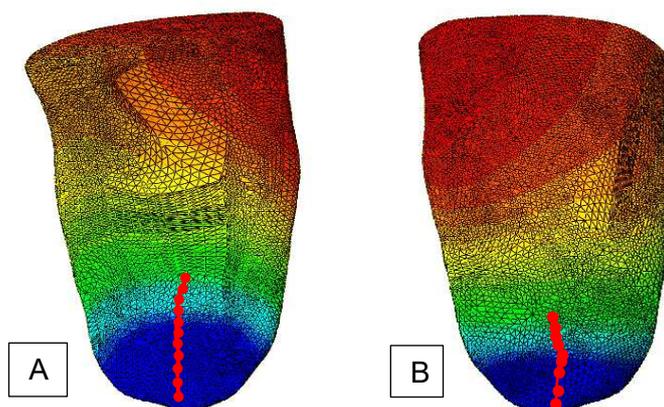


Figura 6.44 – Caminhos de pontos definidos para a obtenção dos deslocamentos resultantes para o lado articular (A) e bursal (B) do tendão.

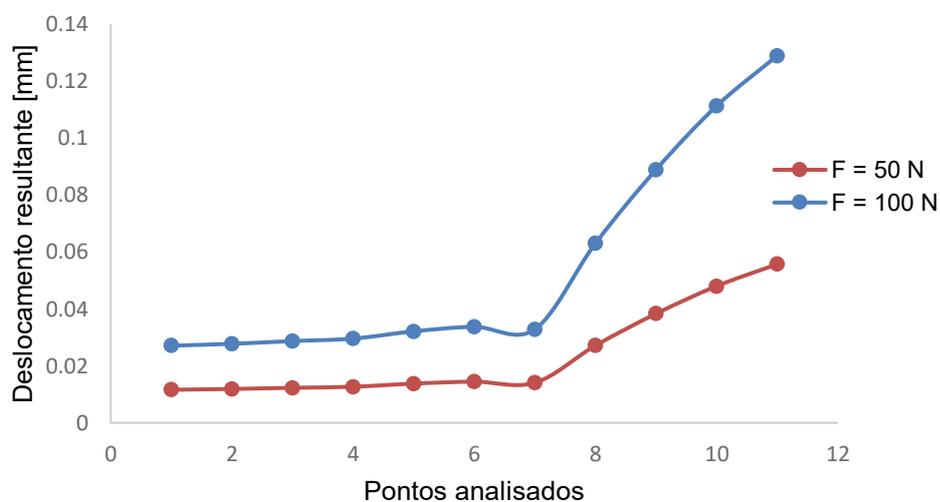


Figura 6.45 – Deslocamentos resultantes para o lado articular do tendão considerando as cargas de 50 e 100 N.

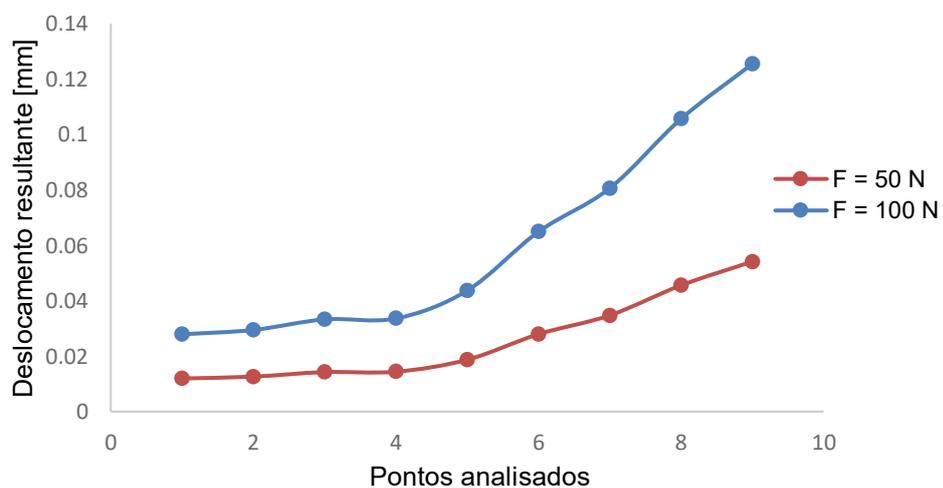


Figura 6.46– Deslocamentos resultantes no lado bursal do tendão nas cargas de 50 e 100 N.

O úmero apresentou deslocamentos máximos resultantes na região de inserção do tendão ao longo da cabeça do úmero como mostrado na Fig. 6.47. A Tabela 6.25 mostra os valores de deslocamentos do úmero para os modelos com o tendão submetido às cargas de 50 N e 100 N.

Tabela 6.25 – Deslocamentos máximos resultantes no úmero.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,016
100	0,036

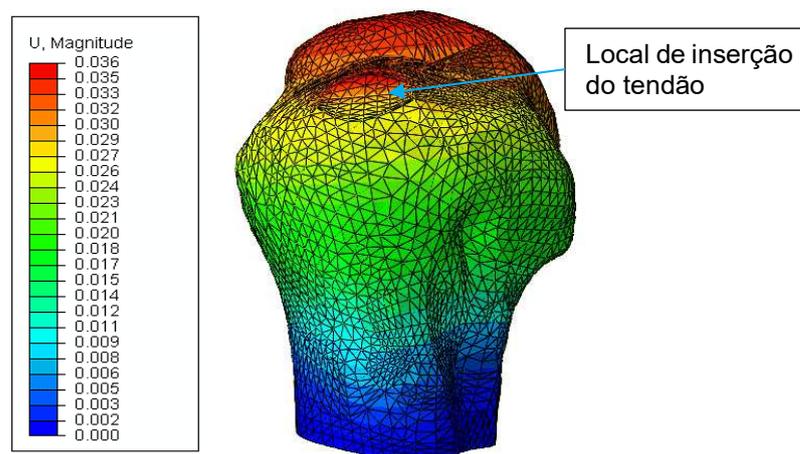


Figura 6.47 - Deslocamento resultante no úmero para o modelo submetido à carga de 100 N.

Quanto às tensões de von Mises, o componente do modelo que apresentou os maiores valores foi o úmero cujos valores são mostrados na Tab.6.26. A Figura 6.48-A mostra os gradientes de tensão no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 100 N e a Fig. 6.48-B ilustra o local no úmero de maior tensão. Observa-se que a tensão máxima se encontra na região da tuberosidade maior do úmero que foi colada ao tendão supraespinhal.

Tabela 6.26 – Tensão máxima de von Mises no úmero para as cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	1,818
100	4,243

As tensões equivalentes também foram analisadas no tendão e seus valores máximos para as diferentes forças aplicadas ao modelo são mostrados na Tab.6.27. As Figuras 6.49-A e 6.49-B ilustram a distribuição dos níveis de tensão no lado bursal e articular do tendão. Vê-se que houve uma concentração de tensão na região ao longo do local de inserção do tendão ao osso.

Tabela 6.27 – Tensão máxima no tendão para as diferentes cargas.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	0,922
100	2,207

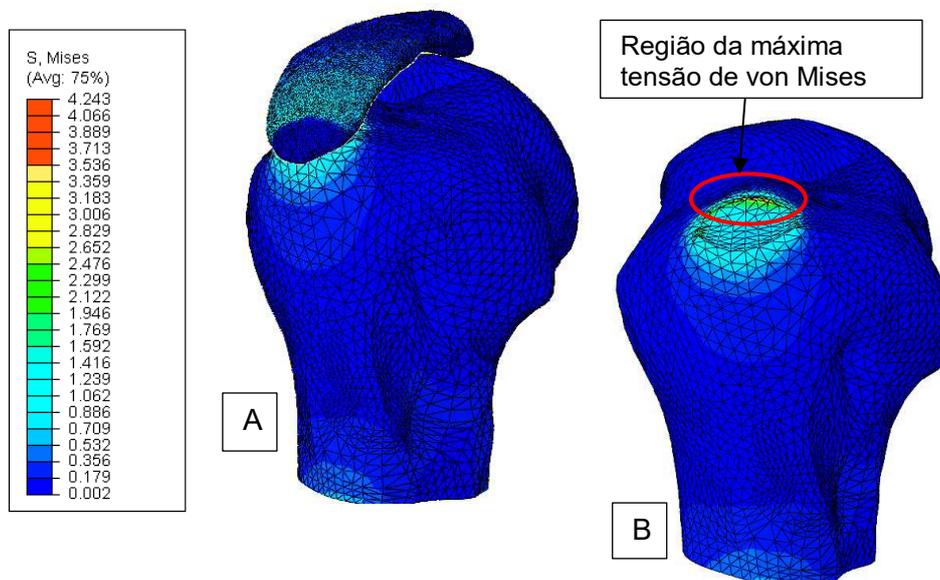


Figura 6.48- Gradientes de tensão equivalente no modelo submetido ao carregamento de 100 N (A) e região da máxima tensão na tuberosidade do úmero (B).

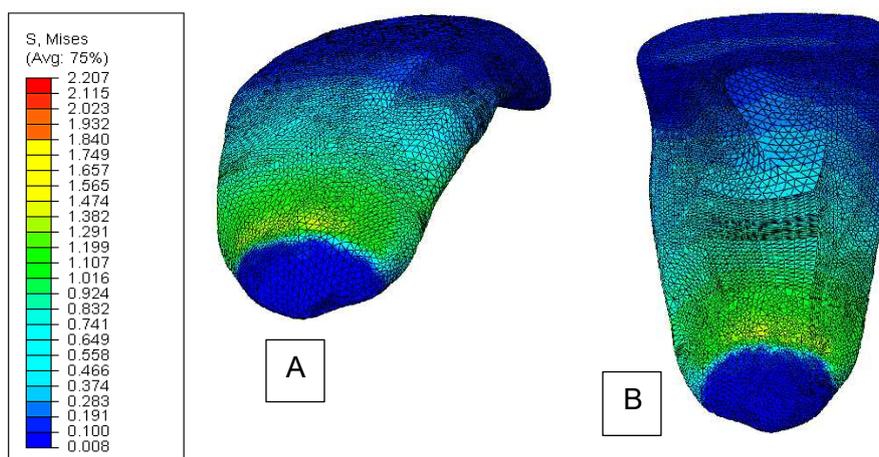


Figura 6.49 – Distribuição dos níveis da tensão de von Mises no lado bursal (A) e articular (B) do tendão supraespinhal.

A fim de quantificar as tensões no tendão um novo conjunto de pontos nodais foi definido ao longo da largura da porção distal do tendão no seu lado articular e no seu lado bursal. As Figuras 6.50-A e 6.50-B mostram os locais dos pontos definidos para análise das tensões no lado articular e bursal do tendão, respectivamente. Em seguida, curvas de tensão

foram geradas para os pontos seleccionados para o lado articular como mostrado na Fig.6.51 e para o lado bursal como pode ser visto na Fig.6.52. Nota-se pelas curvas que tanto os valores de tensões no lado articular quanto no lado bursal aumentaram com o aumento da carga aplicada no tendão. Observa-se que a maior tensão de von Mises para o lado articular foi de 0,07 MPa e 0,03 MPa para as forças de 100 N e 50 N, nessa ordem. No lado bursal a máxima tensão foi de aproximadamente 0,095 MPa para a carga de 100 N e 0,04 MPa para a carga de 50 N.

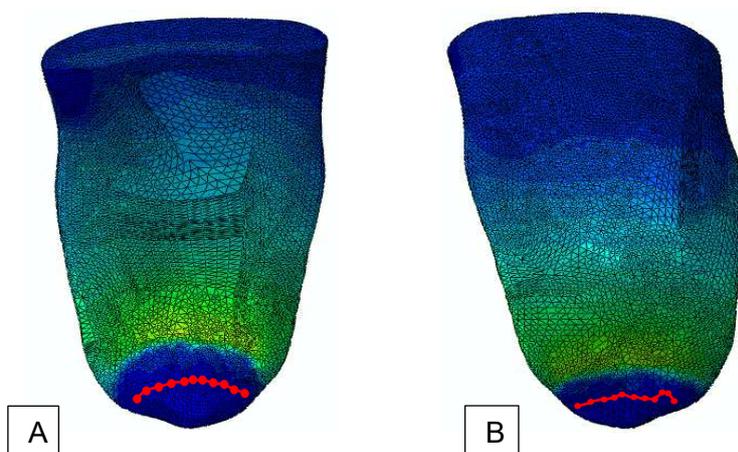


Figura 6.50 - Caminhos de pontos definidos para a obtenção das tensões de von Mises para o lado articular (A) e bursal (B) do tendão.

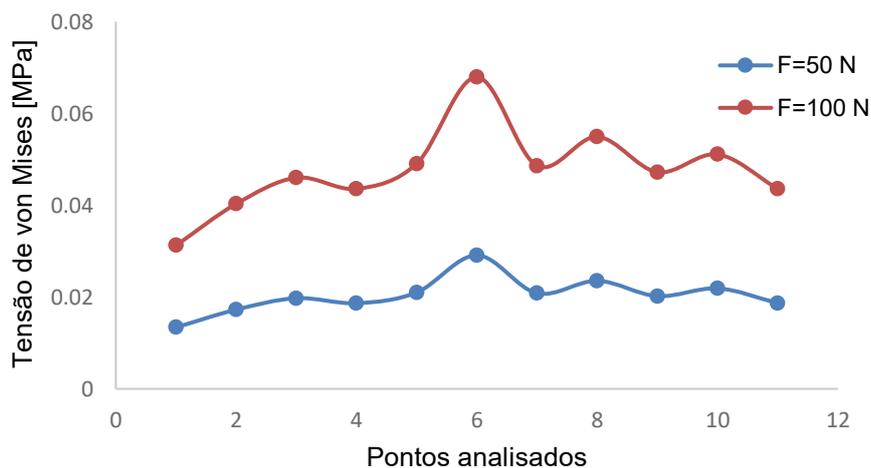


Figura 6.51- Distribuição das tensões de von Mises para o lado articular com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

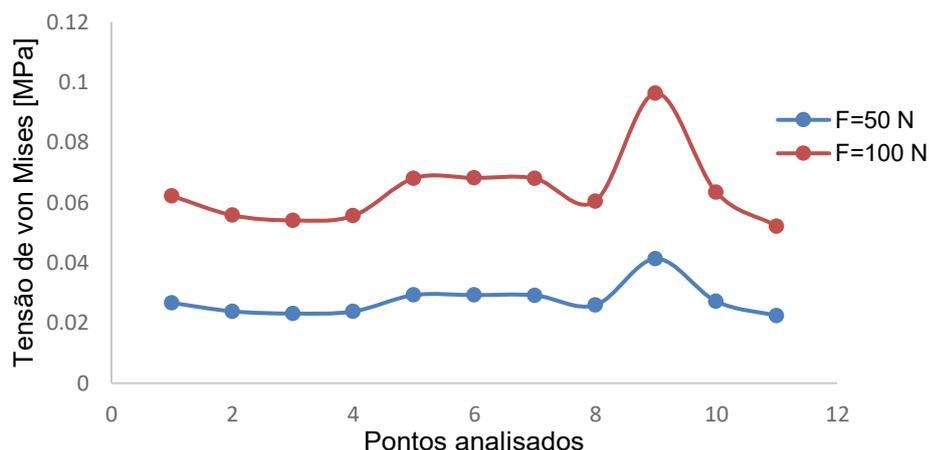


Figura 6.52 - Distribuição das tensões de von Mises para o lado bursal com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

6.3.2. Análise numérica dos modelos do reparo do manguito rotador

❖ Modelo com o implante tipo 1

O modelo de fixação do tendão ao osso usando o implante tipo 1 foi analisado com uma malha contendo um total de 322395 elementos e 151546 nós. A Tabela 6.28 exhibe os deslocamentos máximos resultantes dos modelos submetidos às cargas de 50 N e 100 N. A Figura 6.53-A mostra os níveis de deslocamento do modelo com o tendão submetido a uma força de 100 N. O tendão supraespinhal foi o componente que apresentou os maiores níveis de deslocamento, observados na região proximal do tendão onde a carga foi aplicada como mostrado na Fig.6.53-B. Enquanto, na região distal de união do tendão ao osso pelo implante foram vistos os menores valores de deslocamento. Tal fato pode ser explicado pela ação do implante que tende a comprimir o tendão ao úmero evitando assim um deslocamento maior na região do reparo.

Tabela 6.28 – Deslocamentos máximos resultantes para o modelo do reparo com o implante tipo 1.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,165
100	0,333

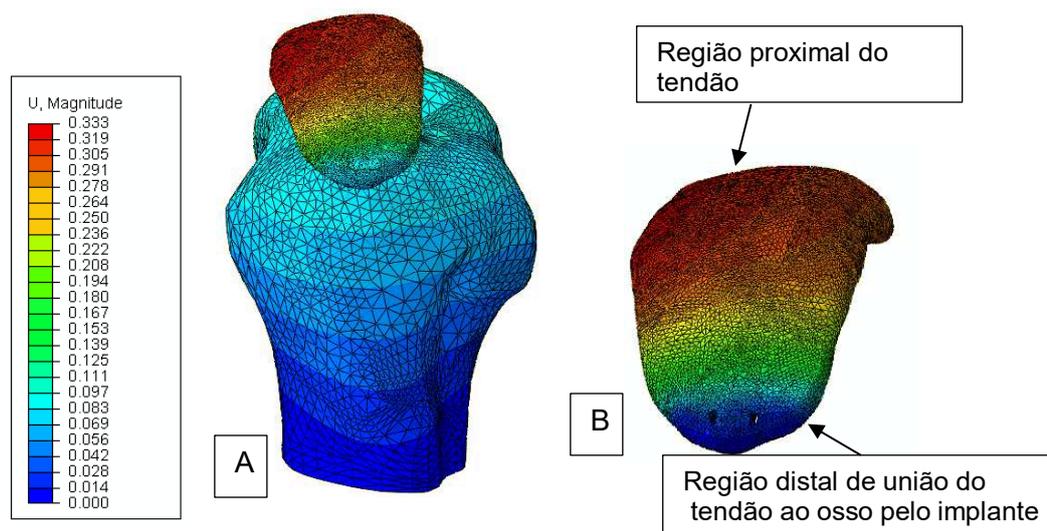


Figura 6.53 - Campo de deslocamento resultante para o modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 100 N (A) e regiões do tendão que apresentaram o maior e o menor deslocamento resultante (B).

Os deslocamentos resultantes do tendão no local de fixação ao osso pelo implante foram analisados fazendo através de um conjunto de pontos nodais definido na porção distal do tendão no seu lado articular e no seu lado bursal como mostrado de forma representativa na Fig. 6.54-A e 6.54-B, respectivamente. Considerando as diferentes forças aplicadas ao modelo, curvas de deslocamento resultante [mm] x pontos analisados foram obtidas para o lado articular (ver Fig.6.55) e o lado bursal (ver Fig.6.56) do tendão. A partir dos dados das curvas, verifica-se que o deslocamento máximo resultante para o lado articular foi de 0,14 mm para a força de 100 N e 0,08 para a força de 50 N, no lado bursal o maior valor de deslocamento foi de 0,18 mm para 100 N e 0,1 para a força de 50 N.

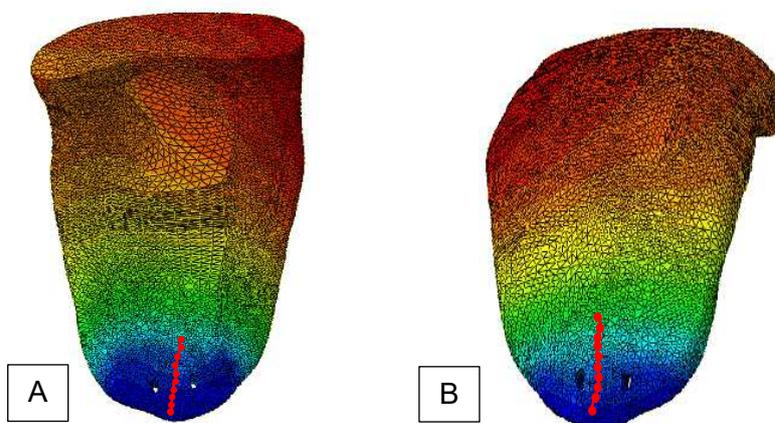


Figura 6.54 - Caminhos de pontos definidos para a obtenção dos deslocamentos resultantes para o lado articular (A) e bursal (B) do tendão.

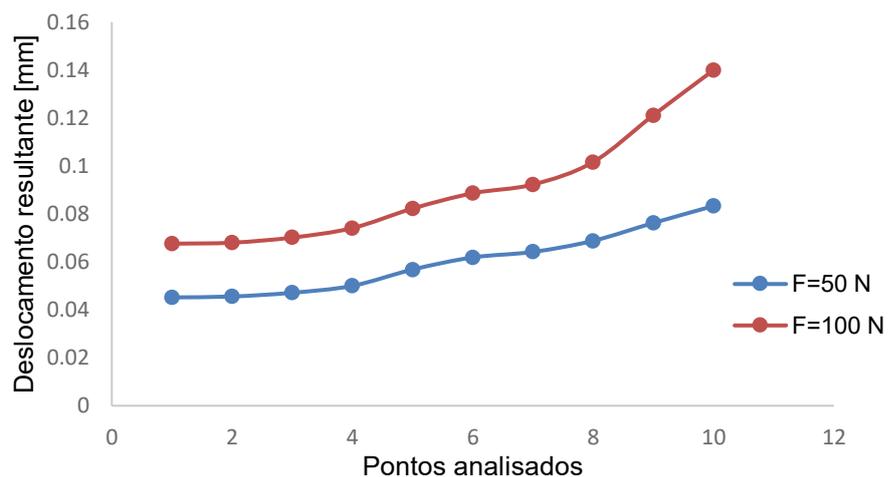


Figura 6.55 – Deslocamento resultante para o lado articular do tendão nos modelos submetidos às cargas de 50 N e 100 N.

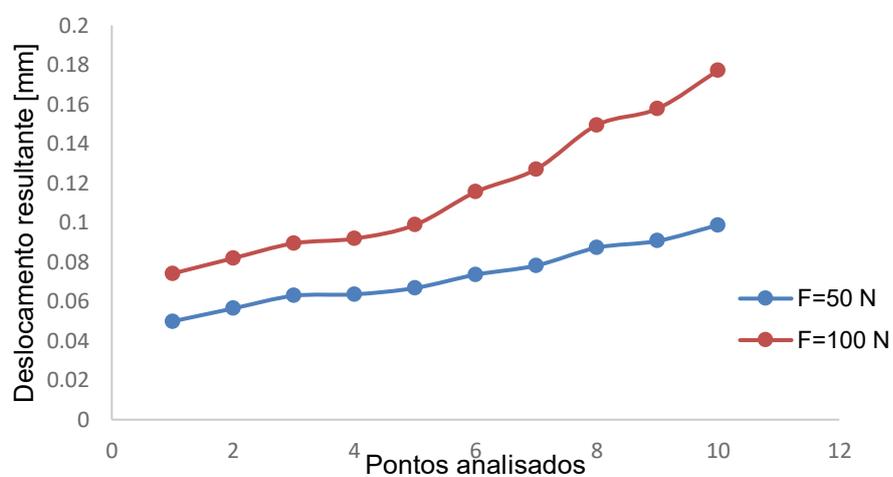


Figura 6.56 – Deslocamento resultante para o lado bursal do tendão nos modelos submetidos as cargas de 50 N e 100 N.

Os deslocamentos máximos no úmero foram vistos na região de inserção do tendão como mostrado na Fig. 6.57. Esses deslocamentos são exibidos na Tab.6.29 para os modelos com o tendão submetido às cargas de 50 N e 100 N.

Tabela 6.29 – Deslocamentos máximos resultantes no úmero.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,070
100	0,103

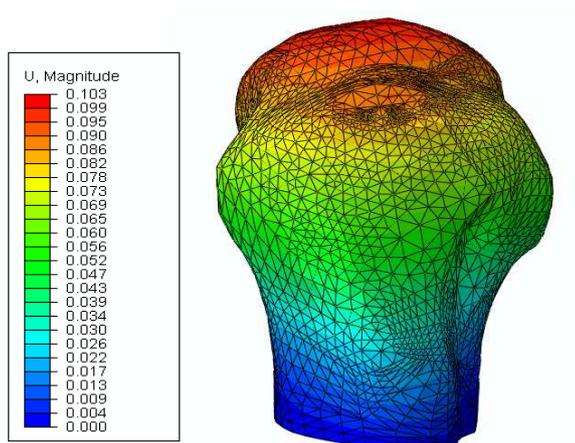


Figura 6.57 - Campo de deslocamento do úmero para o modelo submetido à carga de 100 N.

Os deslocamentos máximos resultantes do implante tipo 1 para os carregamentos de 50 N e 100 N são mostrados na Tab. 6.30. A Figura 6.58 ilustra o campo de deslocamento resultante no implante tipo 1 para o modelo de 100 N. Observa-se que os maiores níveis de deslocamento se concentraram na região superior do implante tipo 1. Essa região corresponde a que fica em contato com o tendão indicando, assim, que o implante tende a fletir com a aplicação da carga de tração na superfície proximal do tendão. Em uma das hastes superiores os níveis de deslocamento são maiores do que na outra, pressupondo que devido a geometria irregular do tendão o implante foi mais tracionado de um lado do que do outro.

Tabela 6.30 – Deslocamentos máximos do implante tipo 1 nas cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,063
100	0,089

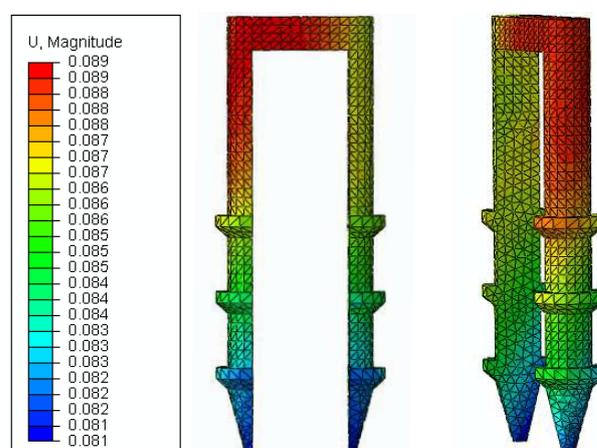


Figura 6.58 – Campo de deslocamento no implante tipo 1 para a força de 100 N.

A Figura 6.59 mostra os gradientes da tensão de von Mises no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 100 N. O implante foi o componente do modelo que apresentou os maiores níveis de tensão, cujos valores máximos para cada carregamento são exibidos na Tab. 6.31. A tensão máxima equivalente no implante foi encontrada na região da haste superior próxima a superfície inferior da cabeça do implante como pode ser visto na Fig.6.60. Observa-se também que houve uma concentração dos níveis de tensão nas pontas do implante, fato que pode estar relacionado a ação da força de compressão de 70 N aplicada uniformemente na face superior da cabeça do implante.

Tabela 6.31 – Tensão máxima de von Mises no implante tipo 1 para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	55,271
100	58,969

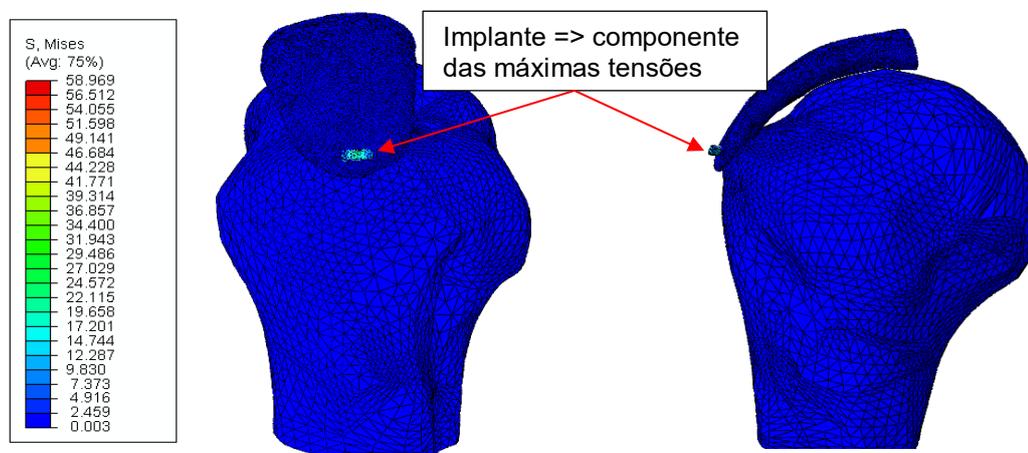


Figura 6.59 – Gradientes de tensão de von Mises no modelo carregado com 100 N.

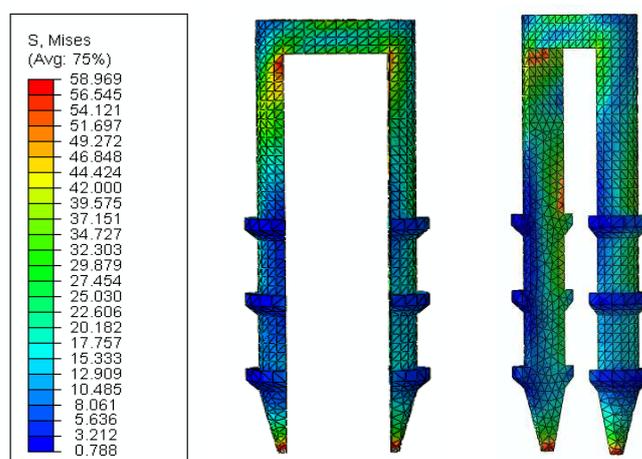


Figura 6.60 – Distribuição da tensão no implante tipo 1 para o modelo submetido à carga de 100 N.

Os valores máximos da tensão no tendão são apresentados na Tab 6.32. A Figura 6.61 mostra a distribuição de tensão no lado bursal e articular do tendão e a Fig.6.62 exibe o conjunto de pontos selecionados para verificar as tensões nessas regiões. A partir desses pontos foram obtidas as curvas de tensão para o lado articular e bursal mostradas nas Figs 6.63 e 6.64, respectivamente. Observa-se que a máxima tensão no lado articular foi de aproximadamente 0,55 MPa para a força de 100 N e 0,45 MPa para a força de 50 N; no lado bursal a máxima tensão foi por volta de 1,2 MPa quando uma força de 100 N foi aplicada ao tendão e 0,6 MPa quando aplicou-se ao tendão uma força de 50 N. Os valores máximos de tensão foram observados em pontos próximos do furo no tendão para o posicionamento do implante tipo 1.

Tabela 6.32 – Tensão máxima de von Mises no tendão para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	0,992
100	2,231

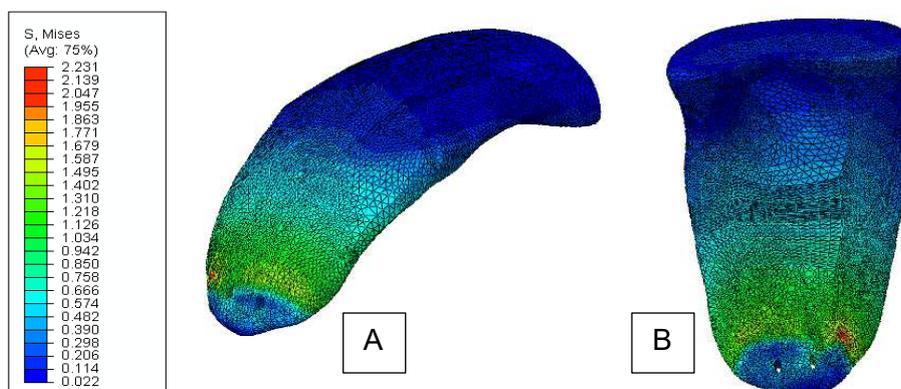


Figura 6.61 – Distribuição da tensão no lado bursal (A) e articular (A) do tendão.

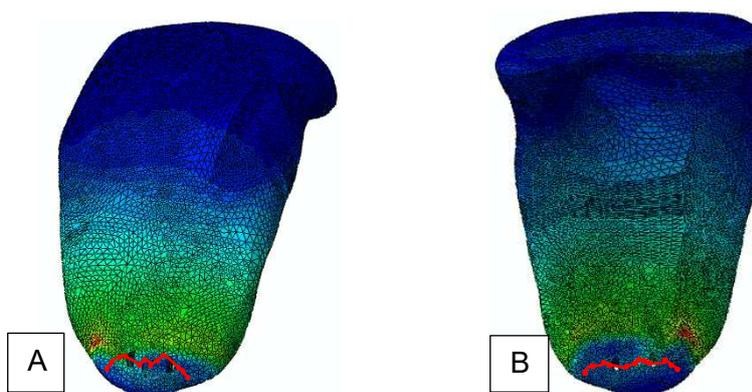


Figura 6.62 – Local dos pontos definido para a análise das tensões no lado bursal (A) e lado articular (B).

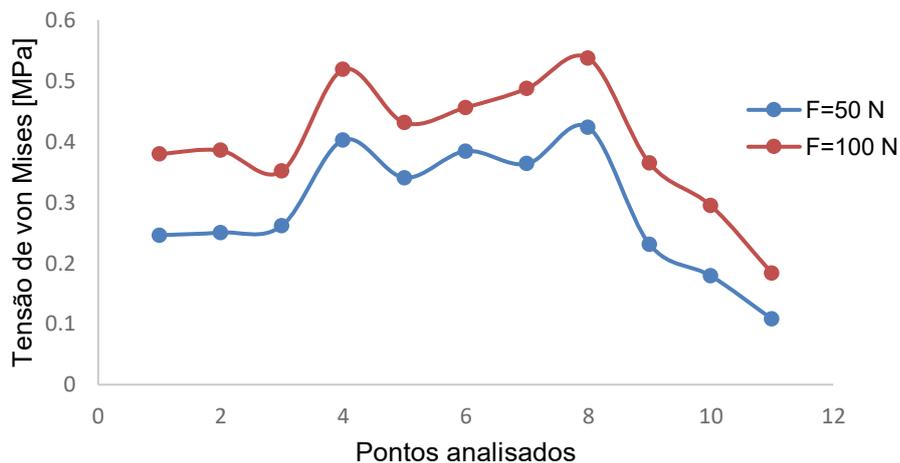


Figura 6.63 – Distribuição dos níveis da tensão no lado articular do tendão para os modelos submetido às forças de 50 N e 100 N.

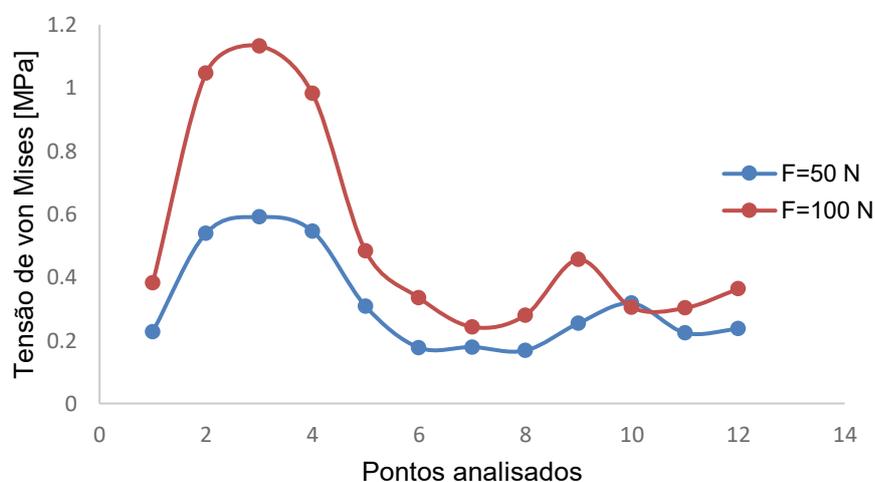


Figura 6.64 – Distribuição dos níveis da tensão no lado bursal do tendão para o modelo submetido às forças de 50 N e 100 N.

O úmero apresentou tensões máximas em nós localizados na região dos furos de inserção do implante. A Tabela 6.33 apresenta as máximas tensões para os carregamentos de 50 N e 100 N e a Fig. 6.65-A ilustra a tensão na região do úmero, indicando o local da máxima tensão. A distribuição da tensão no local de inserção do implante no úmero pode ser vista na Fig. 6.65-B, na qual é possível perceber que as tensões, no geral, ficaram abaixo de 11 MPa. Além disso, nota-se a presença de concentração de tensão na região superior do furo próxima a superfície do úmero e na região inferior do furo referente as pontas do implante. Com isso, pode-se dizer que os locais de máxima tensão foram pontuais e ocorreram devido a irregularidades da malha ou da geometria do modelo.

Tabela 6.33 – Tensão máxima de von Mises no úmero para as forças de 50 N e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	13,783
100	15,354

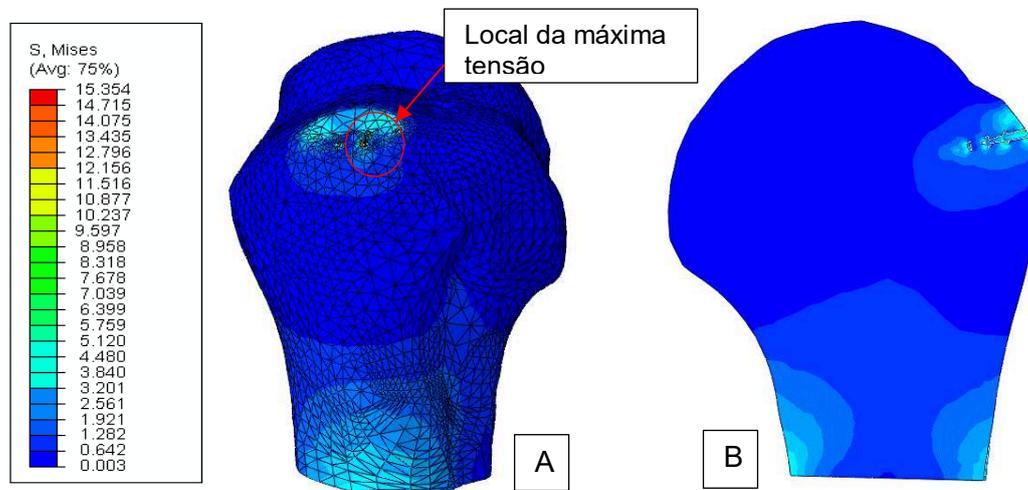


Figura 6.65 – Distribuição dos níveis da tensão no úmero para o modelo submetido à força de 100 N (A) e vista em corte mostrando a tensão no local para inserção do implante (B).

❖ Modelo com o implante tipo 2

O modelo de união do tendão rompido ao osso usando o implante tipo 2 foi analisado com uma malha composta por 322305 elementos e 155648 nós. A Figura 6.66-A mostra a distribuição dos níveis de deslocamento resultante no modelo submetido à uma carga de 100 N. O tendão supraespinhal foi o componente que apresentou os maiores níveis de deslocamento, cujos valores máximos para cada carregamento são exibidos na Tab. 6.34. Na Figura 6.66-B nota-se que a porção distal do tendão foi a que apresentou os níveis máximos de deslocamento, enquanto a região distal exibiu os menores níveis de deslocamento. Os menores deslocamentos na porção distal podem ser devido a compressão do tendão exercida pelo implante tipo 2.

Tabela 6.34 – Deslocamentos resultantes do tendão para o modelo com o implante tipo 2.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,185
100	0,384

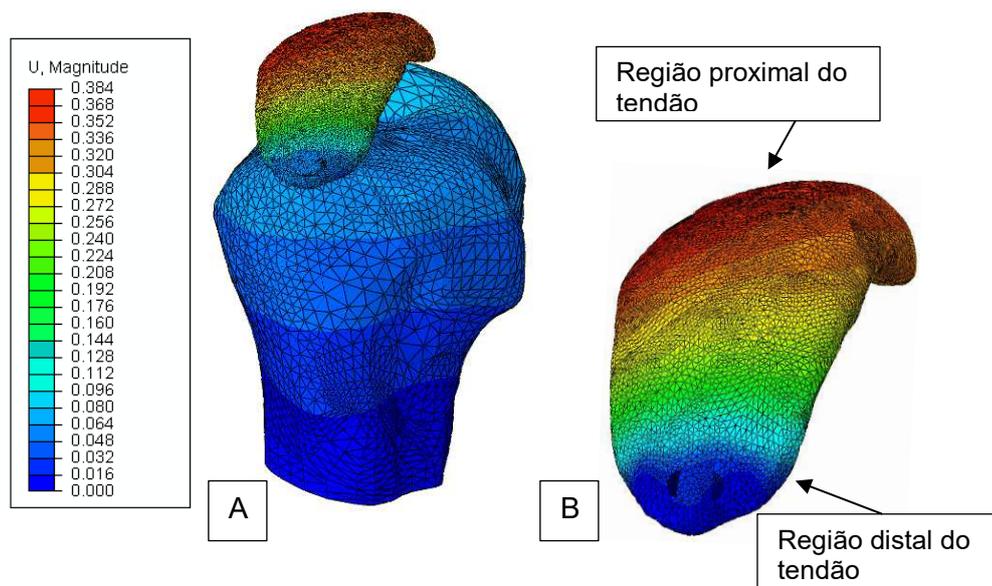


Figura 6.66 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante no modelo submetido à carga de 100 N (A) e indicação no tendão das regiões de maiores (proximal) e menores níveis (distal) de deslocamento resultante (B).

Pontos foram selecionados nos lados bursal (ver Fig.6.67-A) e articular (Fig.6.67-B) na região de fixação do tendão ao osso pelo implante para uma verificação dos valores de deslocamentos resultantes nesses locais. A partir desses pontos, as curvas de deslocamento mostradas nas Figs. 6.68 e 6.69 foram geradas para os lados articular e bursal, respectivamente. Analisando-se as curvas verifica-se que o deslocamento máximo resultante para o lado articular foi de 0,13 mm para a força de 100 N e 0,08 para a força de 50 N, no lado bursal o maior valor de deslocamento foi de 0,15 mm para 100 N e 0,08 mm para 50 N.

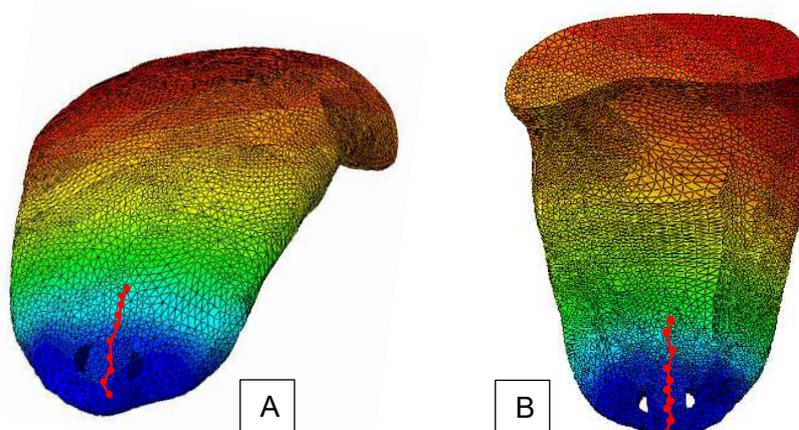


Figura 6.67 – Local representativo dos pontos definidos para a análise dos deslocamentos resultantes no lado bursal (A) e articular do tendão (B).

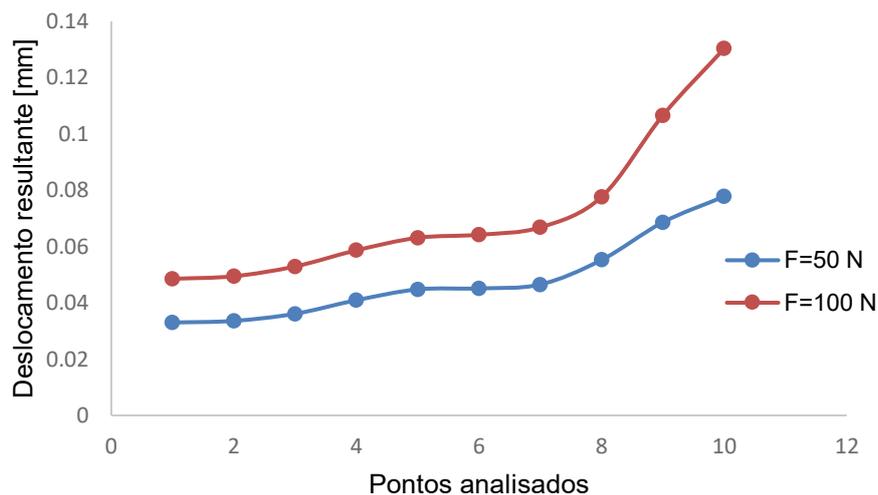


Figura 6.68 – Deslocamento resultante no lado articular do tendão para os modelos submetidos às cargas de 50 N e 100 N.

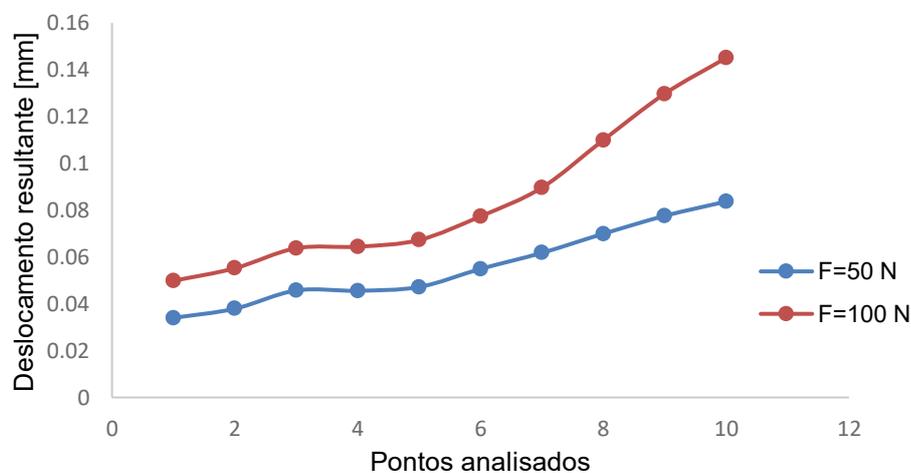


Figura 6.69 – Deslocamento resultante no lado bursal do tendão para o modelo submetido às cargas de 50 N e 100 N.

O úmero apresentou deslocamentos máximos na região da cabeça do úmero como mostrado na Fig. 6.70. A Tabela 6.35 mostra os valores de deslocamentos do úmero para os modelos submetidos às cargas de 50 N e 100 N.

Tabela 6.35 – Deslocamentos máximos resultantes no úmero.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,051
100	0,074

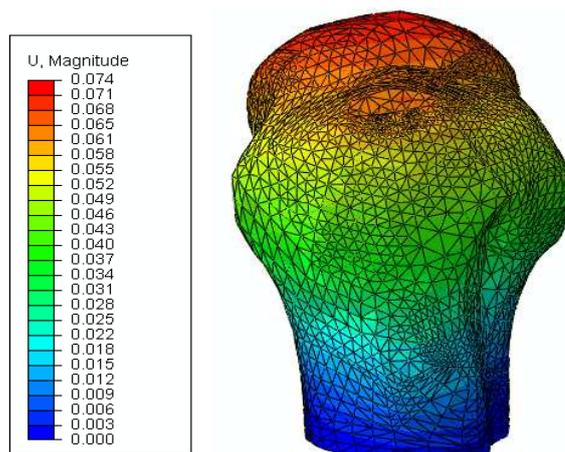


Figura 6.70 - Campo de deslocamento no úmero para o modelo submetido à carga de 100 N.

A Tabela 6.36 exhibe os deslocamentos máximos resultantes apresentados pelo implante tipo 2 para os carregamentos de 50 N e 100 N. O campo de deslocamento resultante no implante tipo 2 para o modelo de 100 N é mostrado na Fig.6.71. Os maiores níveis se concentraram na região superior do implante tipo 2. Essa região fica em contato com o tendão indicando, assim, que o implante tende a fletir com a aplicação da carga de tração na superfície proximal do tendão.

Tabela 6.36 – Deslocamentos máximos resultantes do implante tipo 2 para as diferentes cargas aplicadas no modelo.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,045
100	0,063

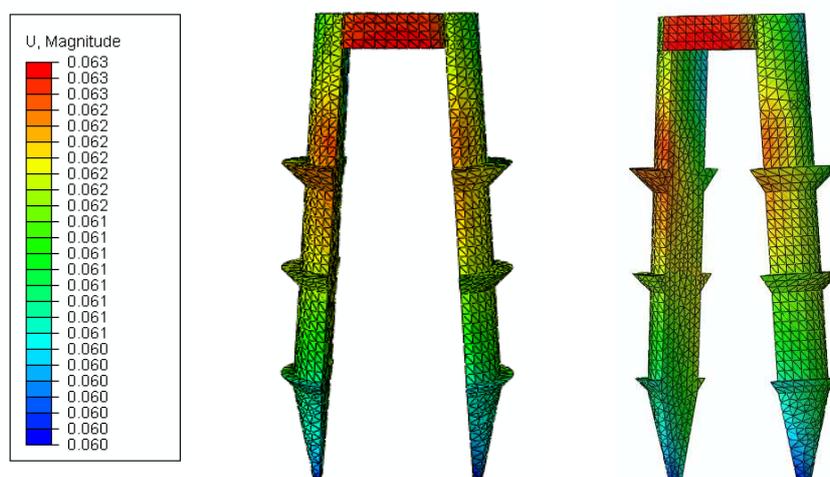


Figura 6.71 – Distribuição dos níveis de deslocamento no implante tipo 2 quando uma força de 100 N é aplicada ao modelo.

A distribuição dos níveis da tensão equivalente no modelo com o tendão submetido à carga de 100 N é mostrada na Fig.6.72. O componente que exibiu os maiores níveis de tensão foi o implante tipo 2, cujos valores máximos em cada carregamento são exibidos na Tab.6.37. A tensão máxima foi na interface entre a haste superior e a superfície inferior da cabeça do implante como pode ser visto na Fig.6.73. Para a força de 100 N essa tensão foi de 93,462 MPa e para a força de 50 N foi de 89,087. Excluindo os valores da tensão máxima que foram pontuais e podem ter ocorrido devido a irregularidades da malha, vê-se que os níveis de tensão na condição do modelo submetido a carga de 100 N ficaram abaixo de 70 MPa. Pela Figura 6.73 nota-se ainda que essas tensões se localizaram nas hastes superiores do implante que ficam em contato com o tendão e nos filetes superiores. Observa-se também que houve uma concentração de tensão nas pontas do implante, fato que pode estar relacionado a ação da força de compressão de 80 N aplicada na face superior da cabeça do implante.

Tabela 6.37 –Tensão máxima de von Mises no implante tipo 2 para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	89,087
100	93,462

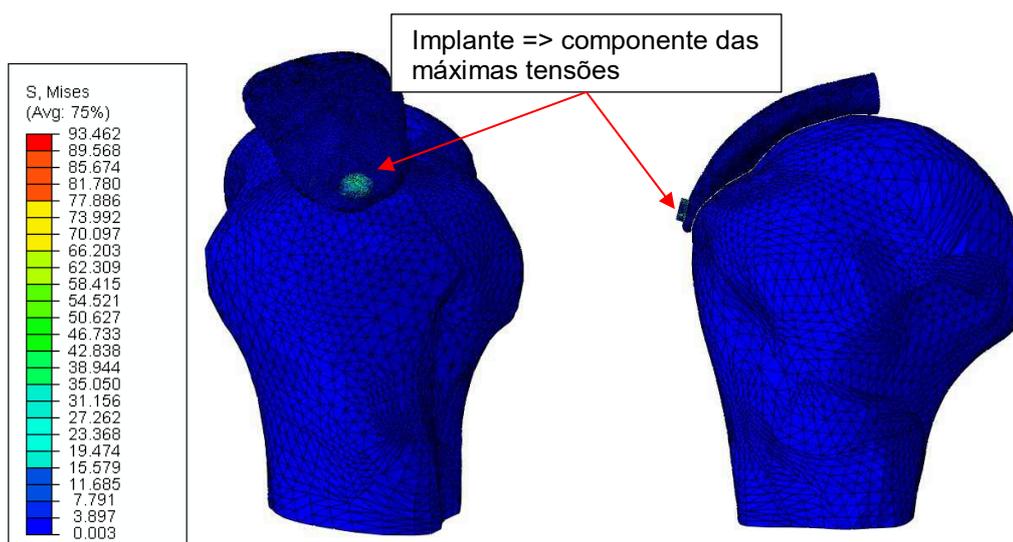


Figura 6.72 – Gradientes de tensão de von Mises no modelo carregado com 100 N.

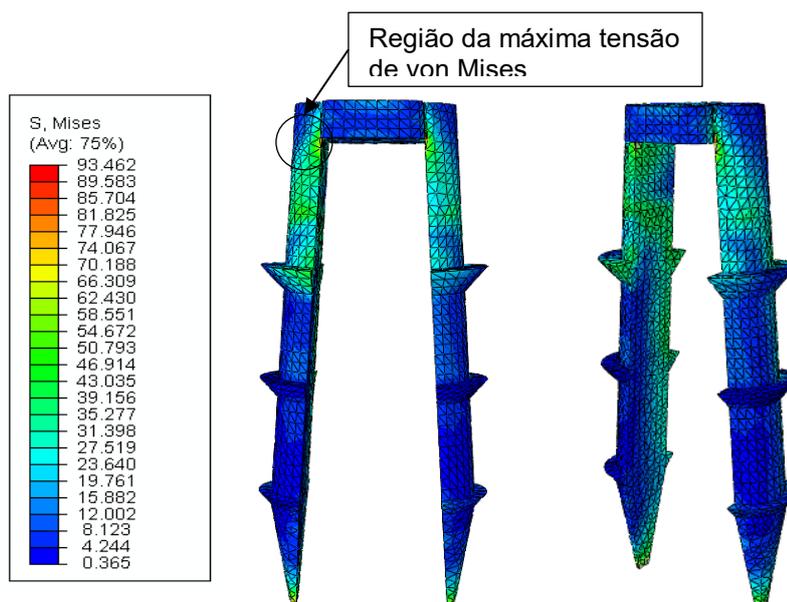


Figura 6.73 – Gradientes da tensão no implante tipo 2 com o modelo à uma carga de 100 N.

Na Tabela 6.38 são mostrados os valores máximos da tensão de von Mises para o tendão supraespinal. As Figuras 6.74-A e 6.74-B mostram respectivamente a distribuição de tensões no lado bursal e articular do tendão.

Tabela 6.38 – Tensão máxima de von Mises no tendão para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	1,097
100	2,086

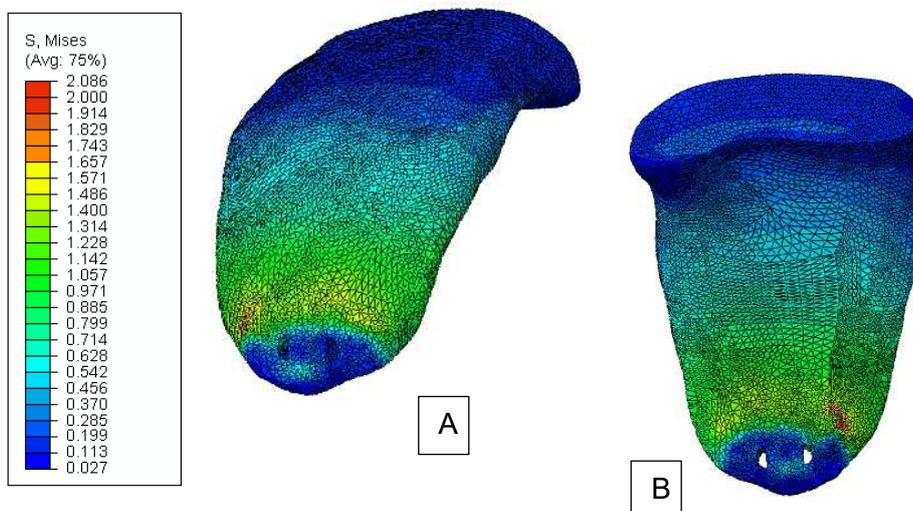


Figura 6.74 - Distribuição das tensões para o lado bursal (A) e articular do tendão (B).

As Figuras 6.75-A e 6.75-B mostram o conjunto de pontos escolhidos para análise das tensões no lado bursal e articular do tendão, respectivamente. A partir dos pontos, curvas da tensão equivalente x pontos analisados foram geradas para os lados articular e bursal como pode ser visto nas Figs 6.76 e 6.77. Analisando-se as curvas verifica-se que a máxima tensão de von Mises no lado articular foi de aproximadamente 0,30 MPa para a força de 100 N e 0,27 MPa para a força de 50 N; no lado bursal a máxima tensão foi por volta de 0,7 MPa quando uma força de 100 N foi aplicada ao tendão e 0,45 MPa quando se aplicou ao tendão uma força de 50 N. Os valores máximos de tensão foram observados em pontos próximos dos furos no tendão.

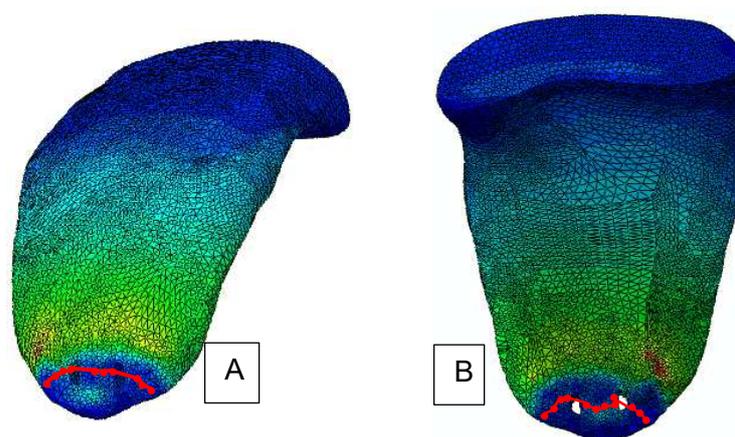


Figura 6.75- Local dos pontos para análise da tensão de von Mises no lado bursal (A) e articular (B) do tendão.

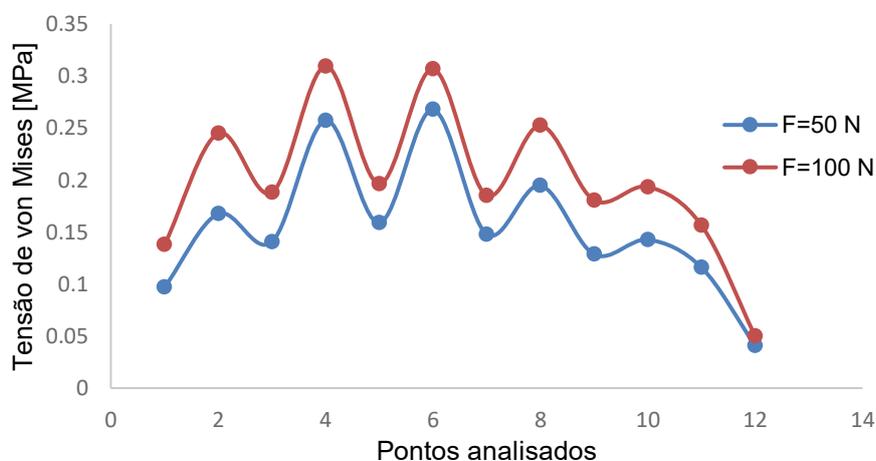


Figura 6.76 – Distribuição das tensões para o lado articular com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

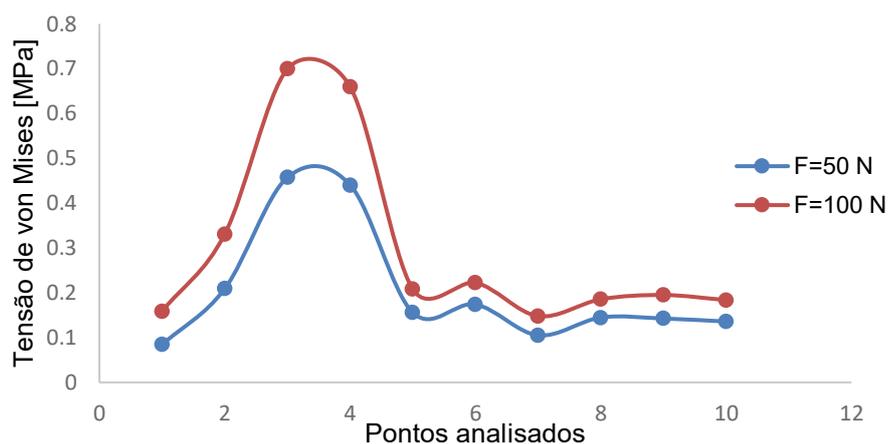


Figura 6.77 - Distribuição das tensões para o lado bursal com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

A Tabela 6.39 mostra as tensões máximas equivalentes para o úmero em cada carregamento avaliado e a Fig. 6.78-A ilustra a distribuição de tensão na região do úmero. A distribuição da tensão no furo é mostrada na Fig. 6.78-B na qual é possível perceber que houve uma concentração de tensão na região superior do furo, local de contato com as hastas superiores do implante, e na região inferior, local das pontas do implante. Além disso, vê-se que no geral as tensões ficaram abaixo de 11 MPa para a força de 100 N.

Tabela 6.39 – Tensão máxima de von Mises no úmero para as forças de 50 N e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	12,508
100	13,907

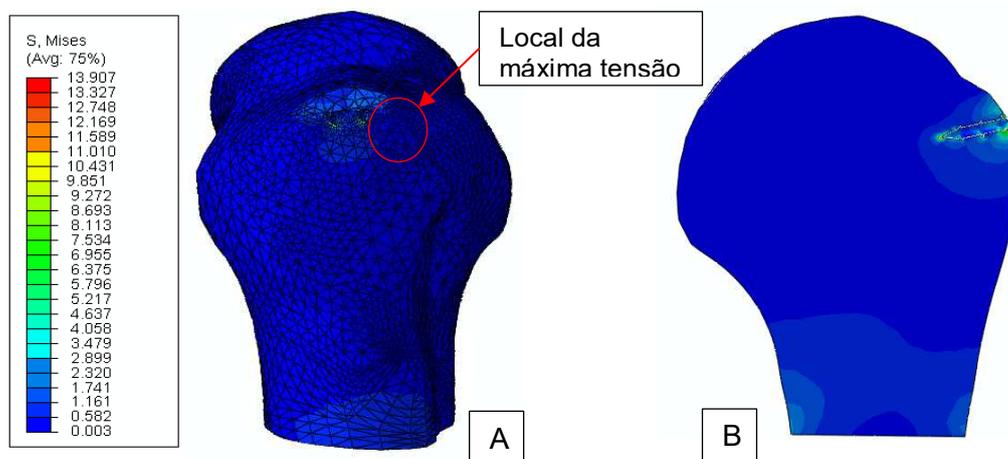


Figura 6.78 – Distribuição dos níveis da tensão equivalente no úmero para o modelo submetido à força de 100 N (A) e vista em corte da distribuição de tensão no úmero no local para inserção do implante (B).

❖ *Modelo com o implante tipo 3*

O modelo de reparo do manguito usando o implante tipo 3 foi avaliado usando uma malha com 390199 elementos e 194260 nós. Os deslocamentos máximos resultantes do modelo completo submetido às cargas de 50 N e 100 N são mostrados na Tab. 6.40. A Figura 6.79-A ilustra o campo de deslocamento no modelo com o tendão submetido à força de 100 N. O tendão supraespinhal foi o que apresentou os maiores níveis de deslocamento, sendo esses localizados na região proximal do tendão onde a carga foi aplicada, já na região distal de união do tendão ao osso pelo implante tipo 3 ocorreram os menores valores de deslocamento como pode ser visto na Fig. 6.79-B.

Tabela 6.40 – Deslocamentos resultantes para o modelo do reparo com o implante tipo 3.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,192
100	0,366

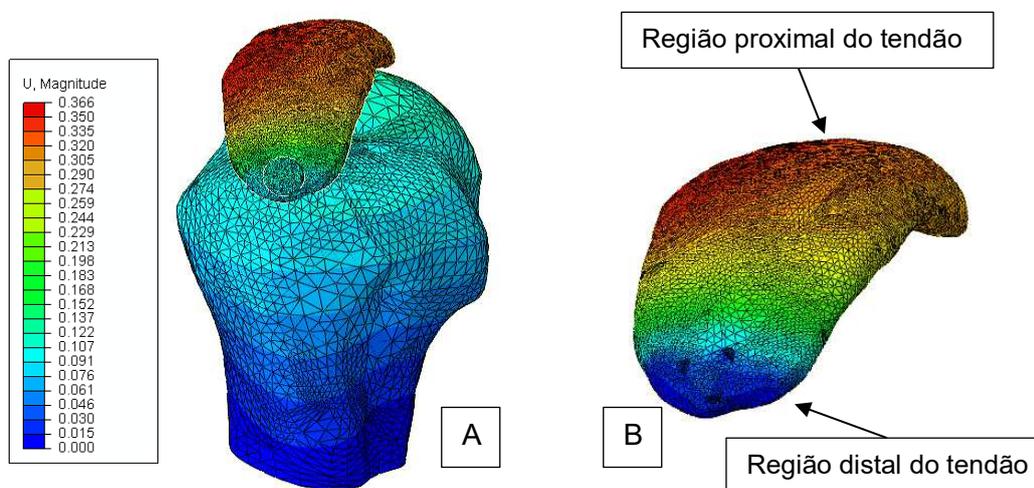


Figura 6.79 – Distribuição dos níveis de deslocamento no modelo submetido à carga de 100 N (A) e indicação no tendão das regiões de maiores (proximal) e menores níveis (distal) de deslocamento resultante (B).

Nos lados bursal e articular do tendão pontos foram escolhidos para uma análise dos valores de deslocamentos resultantes como pode ser visto na Fig. 6.80-A e 6.80-B, respectivamente. A partir desses pontos, foi gerada a curva de deslocamento para o lado articular mostrada na Fig.6.81 e para o lado bursal exibida na Fig.6.82. Verifica-se que o deslocamento máximo resultante para o lado articular foi de 0,16 mm para a força de 100 N e 0,1 para a força de 50 N, no lado bursal o maior valor de deslocamento foi de 0,20 mm para 100 N e 0,12 mm para 50 N.

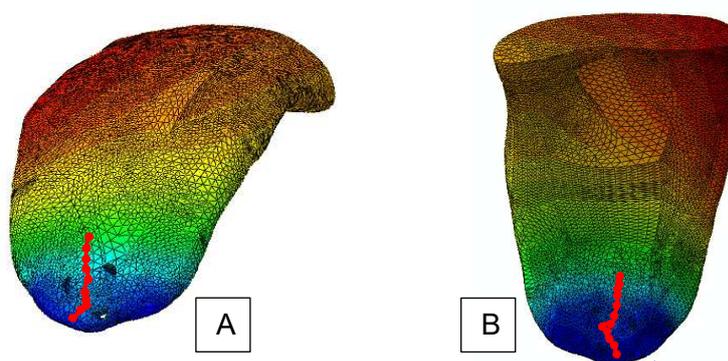


Figura 6.80 – Local dos pontos definidos para a análise dos deslocamentos no lado bursal (A) e articular do tendão (B).

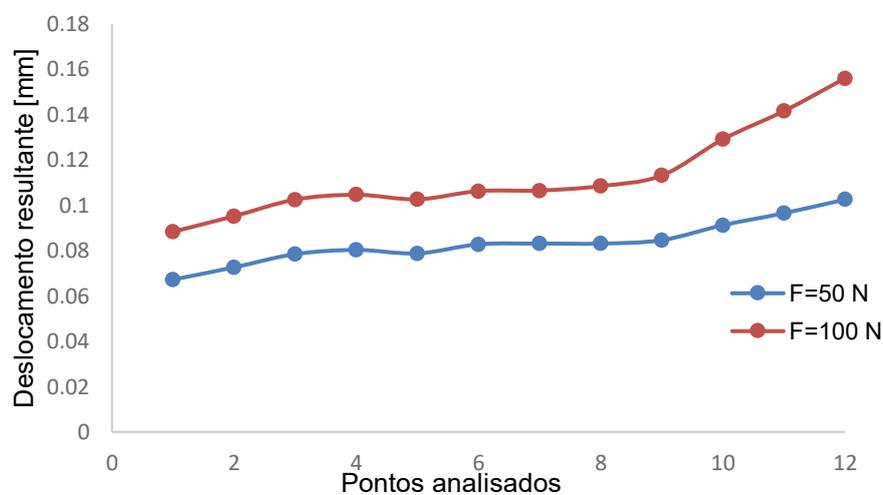


Figura 6.81 – Deslocamento resultante no lado articular do tendão para o modelo submetido às cargas de 50 N e 100 N.

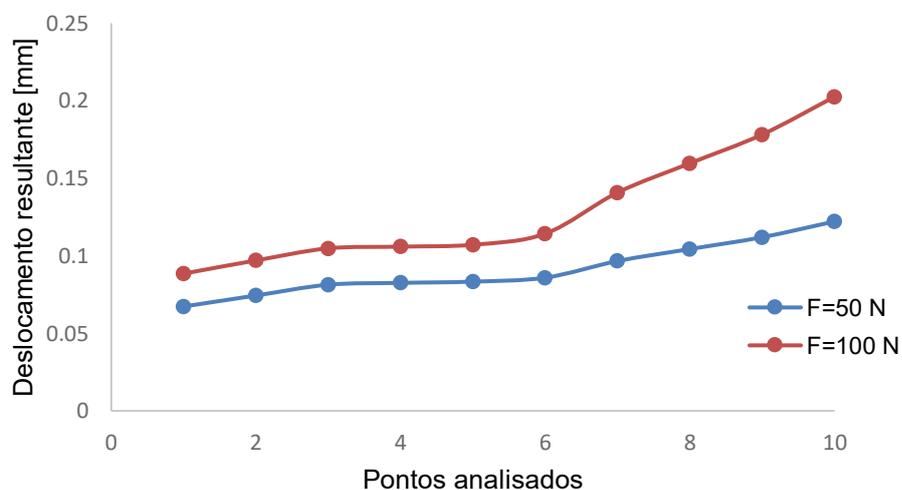


Figura 6.82 – Deslocamento resultante no lado bursal do tendão para o modelo submetido às cargas de 50 N e 100 N.

Os maiores deslocamentos resultantes no osso foram verificados na região da cabeça do úmero como pode ser visto na Fig.6.83, e seus valores máximos para os carregamentos de 50 N e 100 N são mostrados na Tab.6.41.

Tabela 6.41 – Deslocamentos máximos resultantes no úmero.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,097
100	0,127

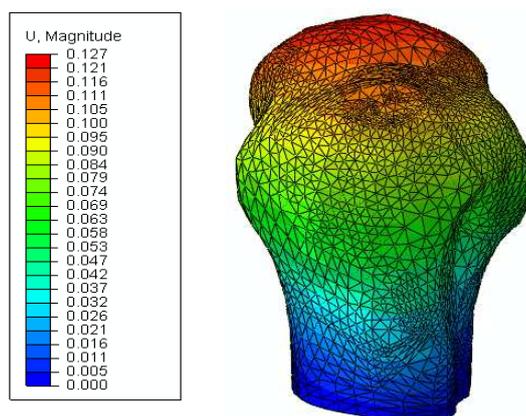


Figura 6.83 - Campo de deslocamento resultante no úmero para o modelo com o tendão submetido à carga de 100 N.

A Tabela 6.42 mostra os deslocamentos máximos resultantes apresentados pelo implante tipo 3 para os carregamentos de 50 N e 100 N. O campo de deslocamento no implante para o modelo submetido a uma carga de 100 N é ilustrado na Fig.6.84. Vê-se que os maiores níveis de deslocamento se concentraram na região superior de uma das hastes e cabeça do implante. A região em questão fica em contato com o tendão indicando, assim, que o implante tende a fletir com a aplicação da carga na superfície proximal do tendão. Além disso, observa-se que uma das hastes ficou mais sujeita aos efeitos da ação da força aplicada no tendão. Isso pode ter acontecido em virtude das irregularidades do modelo e do próprio posicionamento do implante no osso.

Tabela 6.42 – Deslocamentos resultantes do implante tipo 3 para as diferentes cargas aplicadas no modelo.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]
50	0,086
100	0,112

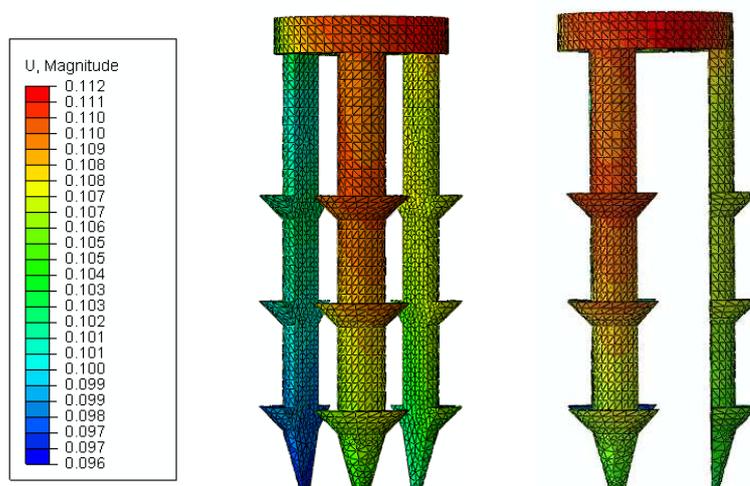


Figura 6.84 – Distribuição dos níveis de deslocamento no implante tipo 3 quando uma força de 100 N foi aplicada ao modelo.

A Figura 6.85 mostra os gradientes de tensão no modelo com a aplicação da carga de 100 N. O implante tipo 3 apresentou os maiores valores de tensão do modelo, sendo esses exibidos na Tab.6.43. O máximo valor da tensão ocorreu na interface entre a haste superior e a superfície inferior da cabeça do implante como pode ser visto na Fig.6.86. Para a força de 100 N essa tensão foi de 141,469 MPa e para a força de 50 N foi de 117,640 MPa. Porém, esses valores da tensão máxima foram pontuais e podem ter ocorrido devido a irregularidades da malha. Assim fazendo-se uma análise geral do implante vê-se que os níveis da tensão de no modelo submetido a carga de 100 N ficaram abaixo de 100 MPa. Esses níveis se concentraram principalmente nas hastes superiores do implante que ficam em contato com o tendão. Aqui, nenhuma concentração de tensão significativa foi observada nas pontas do implante devido a ação da força de compressão aplicada na cabeça do implante, ao contrário do que foi verificado nos implantes tipo 1 e tipo 2.

Tabela 6.43 –Tensão máxima de von Mises no implante tipo 3 para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	117,640
100	141,469

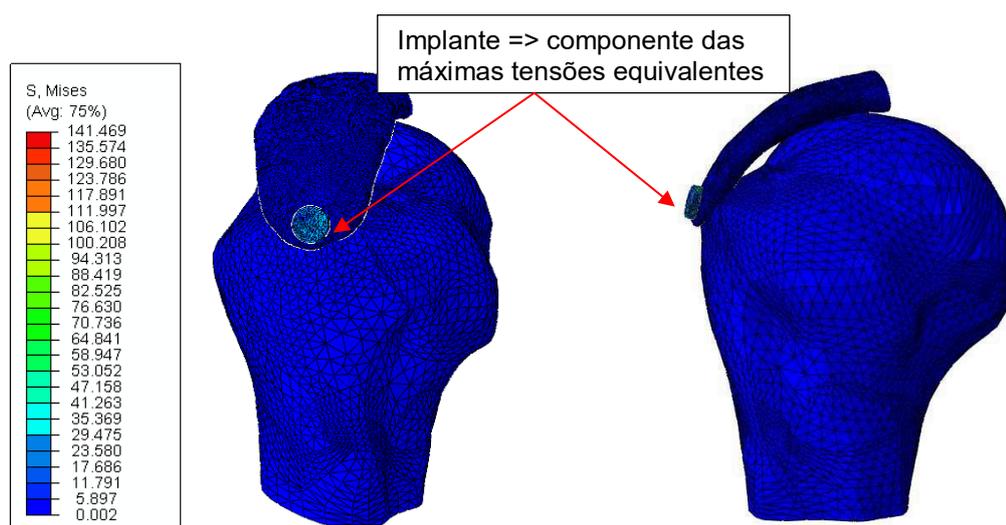


Figura 6.85 – Gradientes de tensão de von Mises no modelo carregado com 100 N.

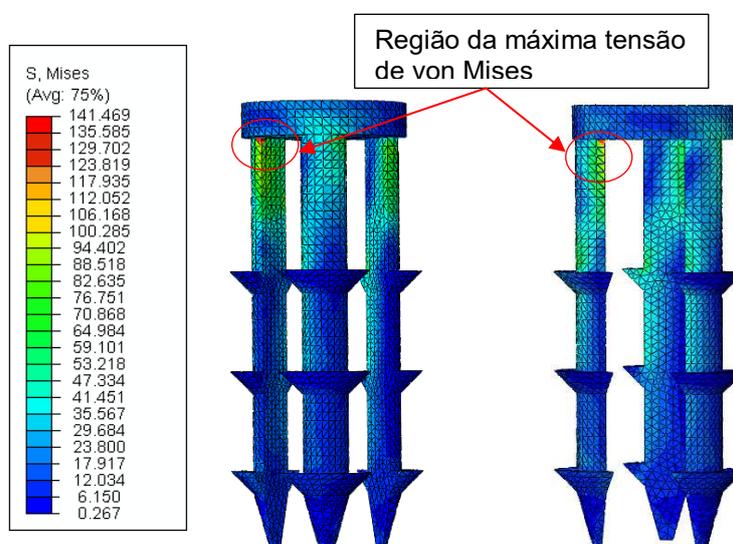


Figura 6.86 – Gradientes da tensão equivalente no implante tipo 3 quando o modelo foi submetido à carga de 100 N.

Na Tabela 6.44 são mostrados os valores máximos da tensão equivalente para o tendão supraespinhal. As Figuras 6.87-A e 6.87-B exibem a distribuição de tensões no lado bursal e articular do tendão, respectivamente. A máxima tensão ocorreu em um ponto específico da malha de elementos finitos próximo a um dos furos no lado bursal do tendão (ver Fig.6.87-A). Dessa forma, não sendo representativo para o comportamento da estrutura que no geral apresentou níveis de tensão abaixo de 5 MPa para a força de 100 N e 2 MPa para a força de 50 N.

Tabela 6.44 – Tensão máxima de von Mises no tendão para as forças de 50 e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	9,733
100	39,471

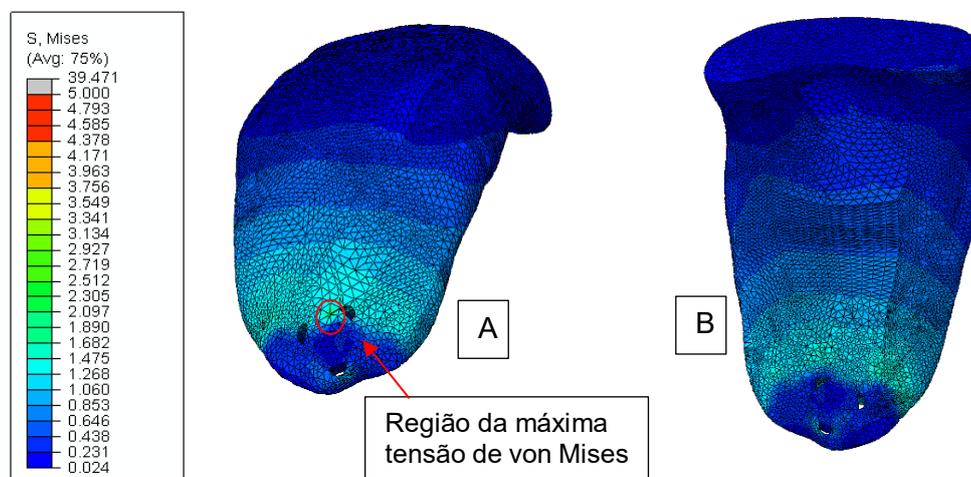


Figura 6.87 - Distribuição das tensões de von Mises para o lado bursal (A) e articular do tendão (B).

A Figura 6.88-A e 6.88-B mostra o local dos pontos selecionado para análise das tensões no lado bursal e articular do tendão, respectivamente. E as Figuras 6.89 e 6.90 exibem as curvas de tensão geradas para essas regiões. De acordo com as curvas verifica-se que a máxima tensão de von Mises no lado articular foi de aproximadamente 0,90 MPa para a força de 100 N e 0,5 MPa para a força de 50 N; no lado bursal a máxima tensão foi por volta de 1,4 MPa quando uma força de 100 N foi aplicada ao tendão e 0,60 MPa quando se aplicou ao tendão uma força de 50 N. Os valores máximos de tensão foram observados em pontos próximos dos furos localizados na região mais central do tendão.

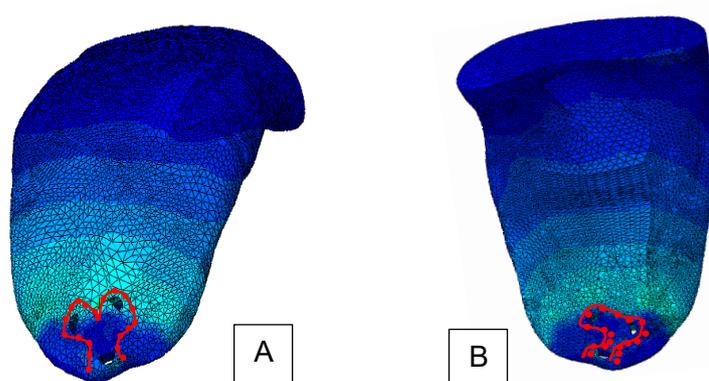


Figura 6.88- Local representativo da definição dos pontos para análise da tensão de von Mises no lado bursal (A) e articular (B) do tendão.

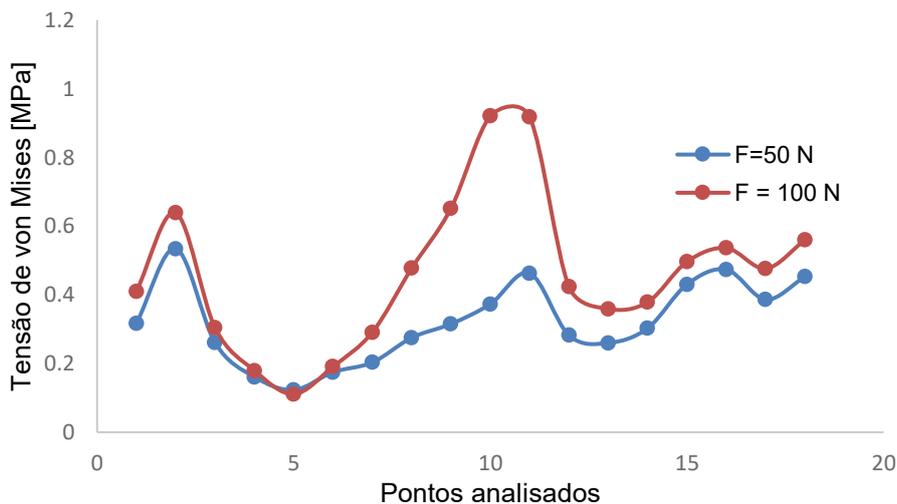


Figura 6.89 – Distribuição das tensões de von Mises para o lado articular com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

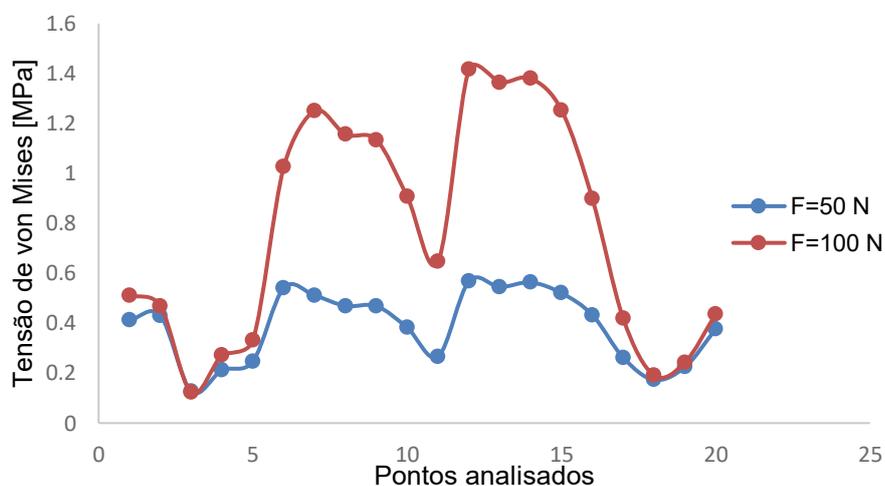


Figura 6.90 - Distribuição das tensões de von Mises para o lado bursal com o tendão carregado com forças de 50 N e 100 N.

As tensões máximas no úmero foram observadas em pontos próximos a um dos furos de inserção do implante. Esses valores para os carregamentos de 50 N e 100 N são exibidos na Tab.6.45. A Figura 6.91-A mostra os gradientes de tensão na região do úmero e a Fig.6.91-B ilustra a distribuição de tensão no furo, na qual nota-se que houve uma concentração de tensão na região superior do furo perto da superfície do úmero. Além disso, vê-se que no geral as tensões ficaram abaixo de 13 MPa para a força de 100 N.

Tabela 6.45 – Tensão máxima de von Mises no úmero para as forças de 50 N e 100 N.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]
50	14,769
100	17,680

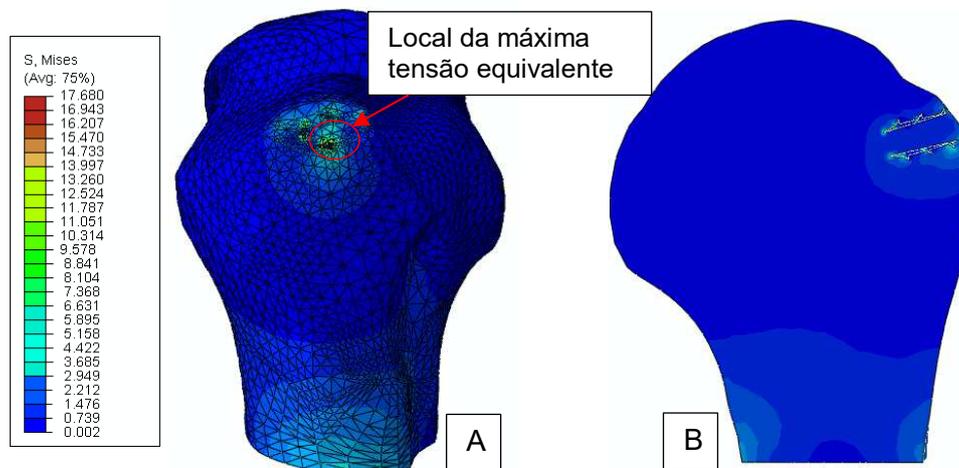


Figura 6.91 – Distribuição dos níveis da tensão de von Mises no úmero para o modelo submetido a uma força de 100 N (A) e vista em corte da distribuição de tensão no úmero no local para inserção do implante (B).

6.3.3. Comparação dos modelos com o tendão intacto e lesionado

No presente estudo foram analisados os lados articular e bursal do tendão supraespinhal visando verificar possíveis diferenças no comportamento do tendão em cada lado. De acordo com Rockwood e Matsen (2009) as lesões do manguito normalmente começam na zona de maior tensão do tendão localizada na superfície da região anterior, no lado articular, da inserção do supraespinhal na tuberosidade maior do úmero. Nakajima et al (1994) ainda verificaram que há diferenças na composição dos lados bursal e articular do tendão supraespinhal. Segundo Nakajima et al. (1994) o lado bursal é formado por um feixe de fibras de tendão, enquanto o lado articular é constituído por tecidos de tendão, ligamento e cápsula articular o que deixa o lado articular mais suscetível a rupturas quando sob tensão. Nesse sentido, alguns estudos usando simulação por elementos finitos verificaram a presença de uma maior concentração de tensão no lado articular, como o realizado por Seki et al (2008) feito em um modelo bidimensional do úmero e tendão supraespinhal intacto e o de Sano et al. (2013) realizado em um modelo tridimensional do manguito rotador lesionado. Já no estudo de Inoue et al. (2013) nenhuma diferença significativa foi observada na distribuição da tensão nos lados articular e bursal usando um modelo tridimensional intacto do manguito. Em todos os trabalhos citados o ombro estava posicionado a 0° de abdução.

A Tabela 6.46 mostra as máximas tensões de von Mises para os lados articular e bursal nos modelos do tendão intacto e dos reparos do tendão feito com os implantes. Os valores de tensão foram obtidos para pontos selecionados em cada lado quando o tendão foi submetido as cargas de 50 N e 100 N. Nota-se que as tensões em ambos os lados aumentaram com a carga aplicada ao tendão. Fazendo uma comparação dos modelos, verifica-se que o modelo com o tendão saudável foi o que apresentou os menores valores de tensão equivalente, sendo o modelo do reparo usando o implante tipo 3 o que exibiu os maiores níveis de tensão equivalente tanto para o lado articular quanto para o lado bursal do tendão e em qualquer força aplicada ao modelo. No geral, dos modelos de reparo, o que usou o implante tipo 2 foi o que apresentou os menores valores de tensão nos lados avaliados do tendão. Agora, avaliando cada modelo separadamente, vê-se que a diferença entre os valores de tensão para os lados bursal e articular foi pequena o que vai de encontro ao estudo de Inoue et al (2013). Nesse trabalho, os autores obtiveram como resultado para o ombro a 0° de abdução uma tensão média de 0,63 MPa para o lado articular do tendão saudável e de 0,6 MPa para o lado bursal, ou seja, uma diferença muito pequena entre os lados. Apesar do estudo de Inoue et al. (2013) ter usado condições de modelo distintas, a conclusão verificada por eles com relação a tensão nos lados articular e bursal do tendão também foi verificada no presente trabalho.

Tabela 6.46 – Máximas tensões para os lados articular e bursal do tendão nos modelos analisados.

Modelos	Tensão máxima de von Mises [MPa]			
	Força de 50 N aplicada ao tendão		Força de 100 N aplicada ao tendão	
	Lado articular	Lado bursal	Lado articular	Lado bursal
Tendão intacto	0,03	0,04	0,07	0,095
Implante tipo 1	0,45	0,60	0,55	1,20
Implante tipo 2	0,27	0,45	0,30	0,70
Implante tipo 3	0,50	0,60	0,90	1,40

A resistência mecânica do tendão supraespinhal foi determinada por Itoi et al. (1995) usando tendões de ombros de cadáveres humanos (média de idade de 64 anos) submetidos a testes de tração até a falha. Os resultados obtidos mostraram que a carga de ruptura do tendão ficou em torno de 652 N e uma tensão de aproximadamente 26 MPa. Nakajima et al. (1994) avaliaram as diferenças nas propriedades do lado bursal e articular do tendão supraespinhal através do estudo em tendões de ombros de cadáveres humanos, com idades variando de 28 a 79 anos. O tendão foi dividido horizontalmente em camada articular e camada bursal com espessura aproximadamente igual e submetido a ensaios de tração. Os resultados mostraram que o lado bursal apresentou uma tensão última até a falha de 6,3 MPa

e o lado articular uma tensão de 2,8 MPa, com uma tensão média para o tendão como um todo de 9 MPa.

A Tabela 6.47 apresenta os valores de tensão máxima obtidos para o tendão supraespinhal nos modelos estudados e em diferentes cargas aplicadas a região proximal do tendão. Verifica-se que os valores de tensão máxima para todos os modelos ficaram abaixo da resistência máxima do tendão supraespinhal obtida por Nakajima et al. (1994) que foi de 9 MPa e Itoi et al (1996) que foi de 26 MPa. Em virtude disso, nesses modelos o tendão não falharia devido ao excesso de tensão. Além disso, observa-se que o modelo de união do tendão ao osso usando o implante tipo 3 foi o que exibiu os maiores valores de tensão de von Mises para o tendão. Em geral, esses valores de tensão no tendão nos modelos do reparo foram observados próximos dos furos para o posicionamento dos implantes.

Tabela 6.47 – Tensões máximas equivalentes para o tendão nos quatro modelos analisados.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]			
	Tendão intacto	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	0,922	0,992	1,097	2,00*
100	2,207	2,231	2,086	4,00*

* Valores excluindo os pontos do modelo que apresentaram uma alta concentração de tensão devido a irregularidades da malha.

A formação de “*gap*” na região do reparo é um dos principais parâmetros avaliados em ensaios biomecânicos para verificar a estabilidade da união do tendão ao osso. De acordo com a literatura uma “*gap*” de 5 mm após cirurgia do manguito indica rerruptura do tendão reparado (MAZZOCCA et al., 2005; BARBER, et al., 2010; GOSCHKA, et al., 2015; MEISEL, et al., 2016). No presente estudo a estabilidade do reparo foi verificada através dos deslocamentos do tendão próximo dos locais de inserção dos implantes nos lados bursal e articular, e comparativamente na região distal do tendão intacto. A Tabela 6.48 detalha os deslocamentos resultantes máximos obtidos para cada lado e em cada força aplicada aos modelos. Os dados mostram que os deslocamentos nos lados bursal e articular do tendão intacto foram, em geral, menores do que os deslocamentos para os modelos de reparo do tendão com os implantes. Entre os modelos de reparo, aquele feito com o implante tipo 3 apresentou os maiores valores de deslocamento resultante seguido pelo modelo de reparo usando o implante tipo 1. Esperava-se que devido as características geométricas da cabeça do implante tipo 3, ocorresse um menor deslocamento na região da inserção do implante, o que não aconteceu. Um fator que pode ter influenciado para esse resultado, foi que a cabeça do implante não ficou totalmente em contato com o tendão devido as irregularidades geométricas do tecido mole. Tal condição pode ter contribuído para que a cabeça do implante

tipo 3 não exercesse compressão suficiente para segurar o tendão no osso em comparação com os outros implantes. Apesar disso, os deslocamentos máximos resultantes no intervalo de pontos analisados foram menores do que o “*gap*” que caracteriza uma falha do reparo do manguito rotador.

Tabela 6.48 – Deslocamentos resultantes para os lados articular e bursal do tendão nos modelos analisados.

Modelos	Deslocamento máximo resultante [mm]			
	Força de 50 N aplicada ao tendão		Força de 100 N aplicada ao tendão	
	Lado articular	Lado bursal	Lado articular	Lado bursal
Tendão intacto	0,056	0,054	0,130	0,125
Implante tipo 1	0,08	0,100	0,140	0,180
Implante tipo 2	0,08	0,080	0,130	0,150
Implante tipo 3	0,10	0,120	0,160	0,200

Além dos deslocamentos próximos a união do tendão ao osso, o deslocamento máximo resultante do tendão como um todo para cada modelo também foi avaliado e seus valores são mostrados na Tab. 6.49. O tendão no modelo intacto foi o que apresentou os menores deslocamentos máximos resultantes para as cargas avaliadas, já o tendão no modelo do reparo com o implante tipo 3 foi o que exibiu o maior deslocamento para a carga de 50 N e o tendão no modelo usando o implante tipo 2 foi o que apresentou o maior valor de deslocamento para a carga de 100 N.

Tabela 6.49 – Deslocamento resultante para o tendão como um todo nos quatro modelos analisados.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]			
	Tendão intacto	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	0,135	0,165	0,185	0,192
100	0,313	0,333	0,384	0,366

Segundo Goldstein (1987) a resistência mecânica da região trabecular do úmero se encontra na faixa de 8,2 MPa. O úmero no modelo do tendão intacto foi o componente que apresentou os menores valores de tensão máxima equivalente como exibido na Tab.6.50. Nos modelos de reparo do manguito as maiores tensões no úmero foram observadas em pontos localizados próximos aos furos para inserção dos implantes e considerando essas, o osso falharia sob as condições analisadas. Da mesma forma, excluindo os pontos de máxima tensão e analisando o úmero como um todo esse componente ainda falharia em todos os

modelos de reparo. Somente na condição do modelo intacto, o úmero não falharia devido a excesso de tensão.

Tabela 6.50 – Tensões máximas para o úmero nos quatro modelos analisados.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]			
	Tendão intacto	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	1,818	13,783	12,508	14,769
100	4,243	15,354	13,907	17,680

Os deslocamentos máximos resultantes no úmero para as cargas de 50 N e 100 N aplicadas aos modelos são exibidos na Tab.6.51. Os maiores níveis de deslocamento foram observados na região da cabeça do úmero. Como pode ser visto, o modelo de reparo com o implante tipo 3 apresentou os valores máximos de deslocamento resultante entre os modelos analisados.

Tabela 6.51 – Deslocamento máximo resultante para o úmero nos quatro modelos analisados.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]			
	Tendão intacto	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	0,016	0,070	0,051	0,097
100	0,036	0,103	0,074	0,127

O principal objetivo das análises numéricas do reparo foi verificar o comportamento mecânico dos implantes na união do tendão ao osso quanto a resistência da fixação e ao deslocamento. De acordo com os dados da Tab.6.52, a máxima tensão foi vista no implante tipo 3 e a menor no implante tipo 1. Os maiores valores nos implantes tipo 2 e tipo 3 ocorreram em pontos que concentraram tensão devido a irregularidades na malha de elementos finitos. Logo, desconsiderando esses valores observou-se que os níveis máximos de tensão no implante tipo 2 ficaram na faixa de 70 MPa e no implante tipo 3 por volta de 100 MPa para o modelo submetido a força de 100 N. Em todos os implantes os maiores níveis da tensão equivalente foram vistos na região das hastes superiores que fica em contato com o tendão. Os valores máximos de tensão nos implantes ficaram abaixo do limite de resistência das ligas de titânio que segundo Ratner et al. (2013) está na faixa de 485 MPa. Logo, os implantes não falhariam para as condições do modelo avaliadas.

Tabela 6.52 – Tensões máximas equivalentes para os implantes.

Forças aplicadas no tendão [N]	Tensão máxima de von Mises [MPa]		
	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	55,271	89,087	117,640
100	58,969	93,462	141,469

Sabe-se da literatura que um dos principais requisitos para o sucesso do reparo do manguito rotador utilizando implantes de fixação é a manutenção de uma união estável para que ocorra a cicatrização do tendão. Nos modelos analisados, os deslocamentos máximos resultantes dos implantes ficaram abaixo de 0,12 mm como pode ser visto na Tab.6.53. O implante tipo 2 apresentou os menores valores enquanto o implante tipo 3 mostrou os maiores valores de deslocamento para as condições impostas aos modelos .

Tabela 6.53 – Deslocamentos máximos resultante para os implantes.

Forças aplicadas no tendão [N]	Deslocamento máximo resultante [mm]		
	Implante tipo 1	Implante tipo 2	Implante tipo 3
50	0,063	0,045	0,086
100	0,089	0,065	0,112

No geral, o modelo de reparo com o implante tipo 2 mostrou um melhor comportamento mecânico quanto ao níveis de tensão e deslocamentos, pressupondo assim que esse implante apresente características geométricas que possam levar a uma melhor fixação e estabilidade do tendão ao osso.

Os modelos apresentados possuem limitações relacionadas a malha de elementos finitos, à simplificações da geometria, das condições de contorno e carregamentos. Além disso, análises mais abrangentes no tendão supraespinhal deveriam ter sido feitas para se ter mais informações a respeito das tensões e deslocamentos próximos aos locais de posicionamento dos implantes.

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES

Neste trabalho foram avaliadas configurações otimizadas para um novo implante tipo grampo, desenvolvidas para o tratamento de lesões do manguito rotador, tendo como principal característica a ausência de fios de sutura. Os implantes foram avaliados usando ensaios mecânicos e modelagem por elementos finitos.

Dessa forma, levando em consideração as metodologias propostas neste trabalho, as principais conclusões são:

- Os implantes não usam fios de sutura, o que elimina as dificuldades de passagem dos fios pelo tendão e amarração dos nós artroscopicamente;
- A eliminação das suturas, conseqüentemente, excluírá a necessidade da utilização de diferentes instrumentos para o manuseio dos fios durante a cirurgia do manguito, com consequência direta na diminuição do tempo cirúrgico;
- Eliminando os fios de sutura, um dos pontos de maior falha observada nas âncoras é removido, dessa forma problemas como os fios rasgando o tendão, a quebra do orifício de junção da sutura da âncora e a ruptura dos fios durante a cirurgia são evitados;
- O implante tipo 2, no geral, apresentou melhor comportamento mecânico do que os implantes, tipo 1 e tipo 3 nos ensaios de inserção e ensaios de arrancamento;
- O implante tipo 2 exibiu a maior resistência à fixação nos ensaios de arrancamento, resistência essa que se mostrou necessária para suportar as demandas funcionais do ombro exigidas na prática clínica;

- O implante tipo 2 mostrou o menor deslocamento até a falha nos ensaios de arrancamento, o que pode contribuir para a estabilidade e manutenção do reparo do manguito rotador;
- Nos ensaios de inserção, o implante tipo 2 apresentou quantidades de golpes e força por golpe próximos aos do implante tipo 1. Destaca-se aqui que esse ensaio foi feito para se ter uma estimativa desses fatores e que eles são dependentes do indivíduo que realiza o procedimento;
- As análises dos modelos de elementos finitos desenvolvidos para avaliar o reparo do manguito rotador usando o implante tipo 2 apresentaram os menores deslocamentos na região da união do tendão ao osso, o que pode ser benéfico para a manutenção da estabilidade tendão/osso e, conseqüentemente, para o processo de cicatrização;
- Os dados de tensão na região distal do tendão encontrados para o modelo com o implante tipo 2 foram inferiores às tensões obtidas com os modelos feitos com os outros implantes, o que pode contribuir para a boa manutenção do reparo do manguito;
- O implante tipo 2 apresentou os menores níveis de deslocamento dos implantes usados nos modelos de reparo, o que demonstra sua possível estabilidade na fixação ao osso;
- De acordo com as tensões obtidas para os implantes nas análises numéricas do reparo do manguito rotador, nenhum dos implantes falharia devido ao escoamento do material da liga de titânio nas condições dos modelos avaliadas;
- Foi proposto um instrumento cirúrgico para a inserção artroscópica dos implantes. Este dispositivo deverá ser testado e analisado para a comprovação de sua eficiência.

Conclusão geral:

O implante tipo 2 apresentou os melhores resultados, tanto nos ensaios experimentais como nas análises por elementos finitos, pressupondo que esse implante apresente características geométricas que possam levar a uma melhor fixação e estabilidade do tendão ao osso.

Sugestões para trabalhos futuros:

Para continuação deste trabalho sugere-se como atividades futuras:

- Testes e fabricação dos dispositivos para realizar a inserção dos implantes no reparo artroscópico do manguito rotador;
- Avaliação do implante tipo 2 em ensaios com cultura de células para verificar a interação tecido-implante;

- Ensaios biomecânicos padronizados para avaliar o comportamento do implante tipo 2 quanto à resistência ao arrancamento ósseo e a resistência da interface tendão-osso;
- Avaliação do comportamento *in vivo* do implante tipo 2 através de pesquisas clínicas com animais e depois testes em humanos. Para isso, é necessário o desenvolvimento do implante com o apoio de empresa do setor de saúde.

CAPÍTULO VIII

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3B SCIENTIFIC. Articulação do ombro com manga de rotores. Disponível em: <www.3bscientific.com.br>. Acesso em: 03 março de 2018.

ACEFITNESS. Acefitness. Disponível em: <www.acefitness.org/fitness-certifications/resource-center/exam-preparation-blog/3535/muscles-that-move-the-arm>. Acesso em: 20 abril de 2016.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM F564-10: Standard Specification and Test Methods for Metallic Bone Staples. Pensilvânia: ASTM, 2015.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM F-1839: Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments. Pensilvânia: ASTM, 2009.

AN, Y. H.; DRAUGHN, R. A. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. CRC PRESS, 1999.

ANDARAWIS-PURI, N.; RICCHETTI, E.; SOSLOWSKY, L. J. Rotator cuff tendon strain correlates with tear propagation. *Journal of Biomechanics*, v. 42, p. 158-163, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.020>

BARBER, A. F.; BAVA, E. D.; SPENCINER, D. B.; PICCIRILLO, J. Cyclic biomechanical testing of biocomposite lateral row knotless anchors in a human cadaveric model. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, v. 29, p. 1012-1018, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.02.006>

BARBER, A.; HAPA, O.; BYNUM, J. Comparative testing by cyclic loading of rotator cuff suture anchors containing multiple high strength sutures. *Arthroscopy: The Journal of*

Arthroscopic and Related Surgery, v. 26, p. 134-141, 2010.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.03.007>

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A. Cyclic loading biomechanical analysis of the pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors:2013 update. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v.29, p. 832-844, 2013.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.01.028>

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A. All-suture anchors: biomechanical analysis of pullout strength, displacement, and failure mode. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 33, p. 1113- 1121, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.09.031>

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; BEAVIS, R. C. Cyclic Load and Failure Behavior of Arthroscopic Knots and. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 25, p. 192-199, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.09.010>

BIGLIANI, L.; MORRISON, D.; APRIL, E. The morphology of the acromion and rotator cuff impingement. Ortho trans., v. 10, 1986.

BORZONE, R. R. Soft tissue retainer for use with bone implants, especially bone staples. US 4278091, 1981.

BRAUNSTEIN, V.; OCKERT, B.; WINDOLF, M.; SPRECHER, C. M.; MUTSCHLER, W.; IMHOFF, A.; POSTL, L. K.; KIRCHHOFF, C. Increasing pullout strength of suture anchors in osteoporotic bone using augmentation - a cadaver study. Clinical Biomechanics, v. 30, p. 243-247, 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.02.002>

BURKHART, S. S. A unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff tears: debridement versus repair. In: BURKHEAD, JR, W. S. Rotator cuff disorders. Cap. 21, p. 422,1996.

BURKHART, S. S. A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 16, p. 82 - 90, 2000. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(00\)90133-6](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(00)90133-6)

BURKHEAD, W. Rotator cuff disorders. 1.ed.:Williams e Willkins, Baltimore, 1996.

CAMBRIDGE UNIVERSITY. Materials Data Book. Cambridge University Engineering Department., p. 41. 2003.

CARLSTEDT, A. C. Mechanical and chemical factors in tendon healing. Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum, v. 58, 1987.

CARMO, T. C. Avaliação de implantes tipo grampo para reinserção do manguito rotador. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 61. 2017.

CHAO, C.-K.; HSU, C.-C.; WANG, J.-L.; LIN, J. Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws : biomechanical tests and finite element analysis.

Journal of Spinal Disorders Tech, v. 21, p. 130-138, 2008.
<https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e318073cc4b>

CHAUDHRY, S.; DEHNE, K.; HUSSAIN, F. A review of suture anchors. Orthopaedics and Trauma, p. 1 - 8, 2016.

COLLIN, P.; MATSUMURA, N.; LADERMANN, A.; DENARD, P.; WALCH, G. Relationship between massive chronic rotator cuff tear pattern and loss of active shoulder range of motion. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, v. 23, p. 1195-1202, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2013.11.019>

COMTE, G. Surgical clamp and clamp driving device. US 5454814, 1995.

CONSIGLIERE, P.; MORRISSEY, N.; IMAM, M.; NARVANI, A. The tripod-pulley technique for arthroscopic remplissage in engaging hill-sachs lesions. Arthroscopy Techniques, p. e1-e10, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2017.06.038>

CUMMINS, C. A.; STRICKLAND, S.; APPELYARD, R. C.; SZOMOR, Z. L.; MARCHALL, J.; MURRELL, G. A. C. Rotator cuff repair with bioabsorbable screws: an in vivo and ex vivo investigation. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 19, p. 239-248, 2003. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50013>

CURTIS, A. S.; BURBANK, K. M.; TIERNEY, J. J.; SCHELLER, A. D.; CURRAN, A. R. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 22, p. 603-609, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.001>

DAVIDSON, J.; BURKHART, S. S. The geometric classification of rotator cuff tears: a system linking tear pattern to treatment and prognosis. Arthroscopy Association of North America, p. 417-424, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.07.009>

DENARD, P. J.; BURKHART, S. S. The evolution of suture anchors in arthroscopy rotator cuff repair. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 29, p. 1589-1595, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.05.011>

DHAWAN, A.; GHODADRA, N.; KARAS, V.; SALATA, M.; COLE, B. Complications of bioabsorbable suture anchors in the shoulder. The American Journal of Sports Medicine, v. 40, p. 1424 - 1431, 2012. ISSN 10.1177/0363546511417573.

DREYFUSS, P. Mesh reinforced tissue anchor. US 8202306 B2, 19 Junho 2012.

DS SIMULIA ABAQUS. Getting started with Abaqus. Dassault Systèmes Simulia Corp. Providence, USA, p. 645. 2008.

DUQUIN, T.; BUYEA, C.; BISSON, L. Which method of rotator cuff repair leads to the highest rate of structural healing? The American Journal of Sports Medicine, v. 38, p. 835-841, 2010. <https://doi.org/10.1177/0363546509359679>

ELLISON, A. E.; BORZONE, R. R. Arched bridge staple. EP 0127994 B1, 1984.

EOS. Material data sheet - EOS titanium Ti64. Electro Optical Systems, p. 4. 2010.

FRIEDMAN, R. J.; KNETSCHE, R. P. Biomechanics of the rotator cuff. In: BURKHEAD, W. Z. . J. Rotator cuff disorders. 1. ed., 1996. Cap. 4, p. 422.

FUNG, Y. C. Biomechanics - Mechanical properties of living tissue. 2ª. ed. New York:Springer-Verlag, 1993.

GALLAND, A.; AIRAUDI, S.; GRAVIER, R.; LE CANN, S.; CHABRAND, P.; ARGENSON, J. Pullout strength of all suture anchors in the repair of rotator cuff tears: a biomechanical study. International Orthopaedics, v. 37, p. 2017-2023, 2013. <https://doi.org/10.1007/s00264-013-1984-4>

GOBLE, E. M.; SOMERS, W. K.; CLARK, R.; OLSEN, R. E. The development os suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. The American Journal of Sports Medicine, v. 22, p. 236-239, 1994. <https://doi.org/10.1177/036354659402200214>

GOLDSTEIN, S. A. The mechanical properties of trabecular bone dependence on anatomic location and function. Journal of Biomechanics, v. 20, p. 1055 - 1061, 1987. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90023-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90023-6)

GOSCHKA, A. M.; HAFER, J. S.; REYNOLDS, K. A.; ABERLE II, N.; BALDINI, T.; HAWKINS, M.; MCCARTY, E. Biomechanical comparison of traditional anchors to all-suture anchors in a double-row rotator cuff repair cadaver model. Clinical Biomechanics, p. 808-813, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.06.009>

GREEN, R. N.; DONALDSON, O. W.; DAFYDD, M.; EVANS, S. L.; KULKARNI, R. Biomechanical study : determining the optimum insertion angle for screw in suture anchors - is deadman's angle correct? Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, v. 30, p. 1535-1539, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.07.010>

GUIMARÃES, M. V. Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 155. 2013.

HAYES, W.; PIAZZA, S.; ZYSSET, P. Biomechanics of fracture risk prediction of the hip and spine by quantitative computed tomography. Radiologic Clinics of North America, v. 29, p. 1 - 18, 1991.

HOLLISTER, S. University of Michigan. Structure and function of ligaments and tendons, 2015. Disponível em: <www.umich.edu/~bme332/ch10ligten>. Acesso em: 22 set. 2015.

HOLZAPFEL, G. A. Biomechanics of Soft Tissue. In: Handbook of material behavior - nonlinear models and properties. Academic Press, 2001. p. 1057 - 1070. <https://doi.org/10.1016/B978-012443341-0/50107-1>

INMAN, V. T.; SAUNDERS, J. B.; ABBOTT, L. C. Observations of the function of the shoulder joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, p. 3-12, 1996. <https://doi.org/10.1097/00003086-199609000-00002>

INOUE, A.; CHOSA, E.; GOTO, K.; TAJIMA, N. Nonlinear stress analysis of the supraspinatus tendon using three-dimensional finite element analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 21, p. 1151 - 1157, 2013. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2008-4>

ITOI, E.; BERGLUND, L. J.; GRABOWSKI, J. J.; SCHULTZ, F. M.; GROWNEY, E. S.; MORREY, B. F.; AN, K.-N. Tensile properties of the supraspinatus tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 13, p. 578-584, 1995. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130413>

KILLIAN, M. L.; CAVINATTO, L.; GALATZ, L. M.; THOMOPOULOS, S. The role of mechanobiology in tendon healing. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 21, p. 228-237, 2012. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.11.002>

KUHN, J. L.; GOLDSTEIN, S. A.; CIARELLI, M. J.; MATTHEWS, L. S. The limitations of canine trabecular bone as a model for human: a biomechanical study. *Journal of Biomechanics*, v. 22, p. 95 - 107, 1989. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90032-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90032-8)

LAJTAI, G.; SNYDER, S. J.; APPLGATE, G.; AITZETMULLER, G.; GERBER, C. *Shoulder Arthroscopy and MRI Techniques*. Berlin: Springer, 2003. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-55604-3>

LAKE, S.; MILLER, K.; ELLIOTT, D.; SOSLOWSKY, L. Effect of fiber distribution and realignment on the nonlinear and inhomogeneous mechanical properties of human supraspinatus tendon under longitudinal tensile loading. *Journal of Orthopaedic Research*, p. 1596 - 1602, 2009. <https://doi.org/10.1002/jor.20938>

LAKE, S.; MILLER, K.; ELLIOTT, D.; SOSLOWSKY, L. Tensile properties and fiber alignment of human supraspinatus tendon in the transverse direction demonstrate inhomogeneity, nonlinearity, and regional isotropy. *Journal of Biomechanics*, v. 43, p. 727 -732, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.10.017>

LEE, S.; MAHAR, A.; BYNUM, K.; PEDOWITZ, R. Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, v. 21, p. 43-47, 2005. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.09.020>

LEE, T. Current Biomechanical Concepts for Rotator Cuff Repair. *Clinics in Orthopedic Surgery*, p. 89-97, 2013. <https://doi.org/10.4055/cios.2013.5.2.89>

LIN, T. W.; CARDENAS, L.; SOSLOWSKY, L. J. Biomechanics of tendon injury and repair. *Journal of Biomechanics*, v. 37, p. 865-877, 2004. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.11.005>

LOHR, J. F.; UHTHOFF, H. K. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, p. 35-38, 1990. <https://doi.org/10.1097/00003086-199005000-00005>

LUBIN, G. *Handbook of composites*. New York: Van Nostrand Reinhold Company, 1982. <https://doi.org/10.1007/978-1-4615-7139-1>

MA, R.; CHOW, R.; CHOI, L.; DIDUCH, D. Arthroscopic rotator cuff repair: suture anchor properties, modes of failure and technical considerations. *Expert Reviews of Medical Devices*, p. 377-387, 2011. <https://doi.org/10.1586/erd.11.4>

MATSEN III, F. A. Rotator cuff failure. *The new England Journal of Medicine*, v. 358, p. 2138 -2147, 2008. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp0800814>

MATSEN, F. A.; FEHRINGER, E. V.; LIPPITT, S. B.; WIRTH, M. A.; ROCKWOOD, C. A. Rotator cuff. In: ROCKWOOD, A.; MATSEN, F. A. *The Shoulder*. 4. ed.: Saunders Elsevier , 2009. Cap. 17, p. 1583.

MAZZOCCA, A.; MILLETT, P.; GUANCHE, C.; SANTANGELO, S.; ARCIERO, R. Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 33, p. 1861-1868, 2005. <https://doi.org/10.1177/0363546505279575>

MCFARLAND, E. G.; PARK, H. B.; KEYURAPAN, E.; GILL, H. S.; SELHI, H. S. Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 33, p. 1918-1923, 2005. <https://doi.org/10.1177/0363546505282621>

MEISEL, A.; HENNINGER, H.; BARBER, A.; GETELMAN, M. Biomechanical comparison of standard and linked single-row rotator cuff repairs in a human cadaver model. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, p. 1-7, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.10.014>

MENEGAZ, G. L. Influência da transferência do ligamento coracoacromial no tratamento de lesões no ombro. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 162. 2014.

MILLER, M. D.; THOMPSON, S. R. *Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice*. 4. ed.:Saunders, 2015.

MINAGAWA, H.; YAMAMOTO, N.; ABE, H.; FUKUDA, M.; SEKI, N.; KIKUCHI, K.; KIJIMA, H.; ITOI, E. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: from mass-screening in one village. *Journal of Orthopaedics*, v. 10, p. 8-12, 2013. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2013.01.008>

MONTOVANI, M.; PELLEGRINI, A.; GAROFALO, P.; BAUDI, P. A 3D finite element model for geometrical and mechanical comparison of different supraspinatus repair techniques. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 25, p. 557-563, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.002>

MORALES-ORCAJO, E.; SOUZA, T.; BAYOD, J.; LAS CASAS, E. B. D. Non-linear finite element model to assess the effect of tendon forces on the foot-ankle complex. *Medical Engineering and Physics*, v. 49, p. 71- 78, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.07.010>

NACIONAL OSSOS. Relatório de ensaio de compressão. LEMM – Laboratório de Ensaio Mecânicos e Metalográficos. Jaú, p. 3. 2016.

NAGRA, N. S.; ZARGAR, N.; SMITH, R. D. J.; CARR, A. J. Mechanical properties of all-suture anchors for rotator cuff repair. *Bone e Joint Research*, v. 6, p. 82–89, 2017. <https://doi.org/10.1302/2046-3758.62.BJR-2016-0225.R1>

NAKAJIMA, T.; ROKUUMA, N.; HAMADA, K.; TOMATSU, T.; FUKUDA, H. Histologic and biomechanical characteristics of the supraspinatus tendon: reference to rotator cuff tearing. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, p. 79-87, 1994. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80114-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80114-6)

NAVARRO, M.; MICHIARDI, A.; CASTAÑO, O.; PLANELL, J. A. Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society Interface*, v. 5, p. 1137–1158, 2008. ISSN doi:10.1098/rsif.2008.0151. <https://doi.org/10.1098/rsif.2008.0151>

NEER, C. Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, p. 70-77, 1983.

NHO, S. J.; YADAV, H.; SHINDLE, M. K.; MACGILLIVRAY, J. D. Rotator cuff degeneration etiology and pathogenesis. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 36, p. 987-993, 2008. ISSN 001: 10.1177/0363546508317344. <https://doi.org/10.1177/0363546508317344>

NORDIN, V. H.; FRANKEL, M. *Biomecânica básica do sistema musculoesquelético*. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2004.

NORTON, R. L. *Projeto de máquinas*. 4. ed.: Bookman, 2013.

ONO, Y.; JOLY, D. A.; THORNTON, G. M.; LO, I. K. Y. Mechanical and imaged evaluation of the effect of sutures on tendons: tape sutures are protective to suture pulling through tendon. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, p. 1- 6, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.03.004>

PANDEY, V.; WILLEMS, W. J. Rotator cuff tear: a detailed update. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2, p. 1-14, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2014.11.003>

PARSONS, I. M.; APRELEVA, M.; FU, F.; WOO, S. L.-Y. The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. *Journal of orthopaedic research*, v. 20, p. 439-446, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00137-1](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00137-1)

PATTE, D. Classification of rotator cuff lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, p. 81 - 85, 1990. <https://doi.org/10.1097/00003086-199005000-00012>

PROVENCHER, M. T.; KERCHER, J. S.; GALATZ, L. M.; ELATTRACHE, N. S.; FRANK, R. M.; COLE, B. J. Evolution of rotator cuff repair techniques: our patients really benefiting ? In: AAOS Instructional Course Lectures. v. 60, 2011. Cap. 12.

QUENTAL, C.; FOLGADO, J.; MONTEIRO, J.; SARMENTO, M. Full-thickness tears of the supraspinatus tendon: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 49, p. 3962-3970, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.049>

RANDELLI, P.; STOPPANI, C. A.; ZAOLINO, C.; MENON, A.; RANDELLI, F.; CABITZA, P. Advantages of arthroscopic rotator cuff repairs with a transosseous suture technique. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 45, p. 2000-2009, 2017. <https://doi.org/10.1177/0363546517695789>

RATNER, B.; HOFFMAN, A.; SCHOEN, F.; LEMONS, J. Biomeaterials science: an evolving, multidisciplinary endeavor. In: RATNER, B., et al. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. 3. ed.: Elsevier, 2013. p. 1525. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-087780-8.00153-4>

REIPS, L. Modelo constitutivo para materiais viscoelásticos reforçados por fibras adequado à simulação de tecidos conectivos. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, p. 100. 2008.

ROCKWOOD, C. A.; MATSEN, F.A. *The Shoulder*. 4.ed: Saunders Elsevier, 2009.

SANO, H.; YAMASHITA, T.; WAKABAYASHI, I.; ITOI, E. Stress distribution in the supraspinatus tendon after tendon repair. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 35, p. 542-546, 2007. <https://doi.org/10.1177/0363546506296310>

SANO, H.; HATTA, T.; YAMAMOTO, N.; ITOI, E. Stress distribution within rotator cuff tendons with a crescent-shaped and I-shaped tear. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 41, p. 2262 - 2269, 2013. <https://doi.org/10.1177/0363546513497565>

SCHMIEDING, R.; DREYFUSS, P. J.; GALLEN, K. L.; WYMAN, J.; LINDEN, H. Implant screw and washer assembly and method of fixation. US 2003/0105465 A1, 5 Junho 2003.

SARKAR, K.; UHTHOFF, H. K. Pathophysiology of rotator cuff degeneration, calcification and repair. In: BURKHEAD, W. Z. *Rotator cuff disorders*. 1. ed.: Williams e Willkins, Baltimore, 1996. Cap. 3, p. 422.

SCHNEEBERGER, A. G.; VON ROLL, A.; KALBERER, F.; JACOB, H.; Gerber, C. Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques. *The journal of Bone and Joint Surgery*, p. 2152 -2160, 2002. <https://doi.org/10.2106/00004623-200212000-00005>

SEKI, N.; ITOI, E.; SHIBUYA, Y.; WAKABAYASHI, I.; SANO, H.; SASHI, R.; MINAGAWA, H. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: three-dimensional finite element model analysis. *Journal of Orthopaedic Science*, v. 13, p. 348-353, 2008. <https://doi.org/10.1007/s00776-008-1240-8>

TANG, C. Y.; NG, G. Y. F.; TSUI, C. P.; ZHANG, G. Parameter optimization for the visco-hyperelastic constitutive model for tendon using FEM. *Bio-Medical Materials and Engineering*, v. 21, p. 9 - 24, 2011. <https://doi.org/10.3233/BME-2011-0653>

TAYLOR, D. C.; DALTON, J. D.; SEABER, A.; GARRETT, W. Viscoelastic properties of muscle-tendon units - The biomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports*, v. 18, p. 300-309, 1990. <https://doi.org/10.1177/036354659001800314>

TEMPELHOF, S.; RUPP, S.; SEIL, R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 8, p. 296- 299, 1999. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90148-9](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90148-9)

TEUNIS, T.; LUBBERTS, B.; REILLY, B.; RING, D. A systematic review and pooled analysis of the prevalence of rotator cuff disease with increasing age. *Journal of Shoulder and Elbow surgery*, v. 23, p. 1913-1921, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.08.001>

U.S. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. MedlinePlus. Disponível em: <<https://medlineplus.gov/ency/imagepages/19622.htm>>. Acesso em: 20 abril de 2016.

WALTRIP, R.; ZHENG, N.; DUGAS, J.; ANDREWS, J. Rotator cuff repairs: a mechanical comparison of three techniques. *American Journal of Sports Medicine*, v. 31, p. 493 - 497, 2003. <https://doi.org/10.1177/03635465030310040301>

WANG, J. H.-C. Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 1563–1582, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.05.011>

WILCHEZ, D. F. T. Estudo do comportamento mecânico de ligamentos e tendões utilizando medição ótica. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, p. 108. 2012.

YAMAMOTO, A.; TAKAGISHI, K.; OSAWA, T.; YANAGAWA, T.; NAKAJIMA, D.; SHITARA, H.; KOBAYASHI, T. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 19, p. 116-120, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.006>

ZLATKIN, M. B. MRI of the Shoulder. 2.ed. Philadelphia: Lippincott Williams e Wilkins, 2003.

ZHANG, Q. H.; TAN, S. H.; CHOU, S. M. Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine. *Journal of Biomechanics*, v. 37, p. 479 - 485, 2004. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.005>

ZUCKERMAN, J.; ROKITO, A. Anatomy and Biomechanics of the shoulder. In: SCHEPISIS, A. A.; BUSCONI, B. D. Sports Medicine. Philadelphia: Lippincott Williams e Wilkins, 2006. Cap. 14, p. 487.

ZUMSTEIN, M.; KUNZLER, M.; HATTA, T.; GALATZ, L.; ITOI, E. Rotator cuff pathology: state of the art. *Journal Of ISAKOS: Joint Disorders & Orthopaedic Sports Medicine*, p. 1-9, 2017. <http://dx.doi.org/10.1136/jisakos-2016-000074>