MARCÍLIA VALÉRIA GUIMARÃES

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO IMPLANTE UTILIZADO NO TRATAMENTO DE LESÕES DO MANGUITO ROTADOR



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2013

DESENVOLVIMENTO DE UM NOVO IMPLANTE UTILIZADO NO TRATAMENTO DE LESÕES DO MANGUITO ROTADOR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE 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

2013

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

G963d
2013

Guimarães, Marcília Valéria, 1984-
Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador / Marcília Valéria Guimarães.- 2013.
157 p. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral De Araújo.
Coorientador: Dagoberto De Oliveira Campos.
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Implantes artificiais - Teses. 3. Lesões corporais - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Campos, Dagoberto de Oliveira. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

CDU: 532.51

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 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 graduação e mestrado e por acreditarem nos meus sonhos.

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 contribuído na idealização deste trabalho. E também por entender a importância e participação de profissionais da medicina em pesquisas na área da engenharia biomecânica.

Aos médicos ortopedistas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia (FAMED/UFU), Thiago Corrêa do Carmo e Franco A. C. Martins por terem participado e colaborado na realização deste trabalho. Obrigada Thiago pelas ideias, sugestões, conhecimentos e apoio que foram de suma importância para a concepção deste trabalho. Agradeço também por você ter nos auxiliado, e muito, na realização dos ensaios de tração. Obrigada Franco por sua participação e contribuição e por você gentilmente ter fornecido as âncoras de sutura com as quais foi possível a realização dos ensaios de tração.

Ao senhor José Nely, gerente industrial na empresa Frigorífico Real por gentilmente ter concedido as peças anatômicas bovinas que foram utilizadas na realização dos ensaios de tração. Agradeço também por sua educação e simpatia sempre disponível a ajudar quando necessitávamos.

Aos meus amigos do LPM, Gabi, Sérgio, Isadora, Márcio, Isabela pelos momentos de alegria, descontração, apoio e ajuda sempre que preciso. Obrigada pela companhia, é muito bom conviver e trabalhar com vocês.

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. Agradeço ainda ao Elton por ter me ajudado e apoiado durante a realização deste trabalho.

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

A Capes e ao CNPq pelo apoio financeiro concedido.

À Universidade Federal de Uberlândia e a Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

"O temor do Senhor é o princípio da sabedoria; bom entendimento têm todos os que cumprem os seus mandamentos; o seu louvor permanece para sempre."

Salmos 111:10

GUIMARÃES, M. V. **Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador.** 2013. 157 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

As lesões do manguito rotador geram incapacidade funcional e dor no ombro e suas possíveis causas são relacionadas com trauma agudo, processo degenerativo do tendão e impacto subacromial. O tratamento cirúrgico para a reparação da lesão é realizado, em geral, por artroscopia utilizando implantes tipo âncoras de sutura. Estes implantes podem ser metálicos ou não e suportam fios de sutura. A função primordial destes dispositivos é fornecer uma fixação estável do tendão ao osso favorecendo assim o processo de cicatrização. No entanto, o inconveniente desta técnica é a dificuldade da passagem e amarração dos fios que aumenta o tempo cirúrgico e os custos. Por este motivo, implantes que não utilizam fios de sutura foram desenvolvidos, entretanto, sua utilização é controversa, visto que são importados sendo pouco conhecida a sua eficiência no tratamento destas lesões. O principal objetivo deste trabalho foi desenvolver um implante alternativo às âncoras de sutura, que não utilize fios de sutura e que seja aplicado de forma direta e rápida. O implante proposto foi projetado no formato de um grampo de titânio onde a fixação do tendão ao úmero é feita por uma haste horizontal e a resistência ao arrancamento é fornecida por filetes posicionados nas hastes verticais do grampo. As etapas de validação do novo implante consistiram na verificação da resistência do grampo e na estabilidade em reparos do manguito rotador utilizando modelagem por elementos finitos. Para a realização das simulações numéricas foi necessária à determinação de parâmetros de forças atuantes na união do tendão ao osso através de ensaios de tração utilizando amostras de tendão e úmero bovinos. O reparo do tendão neste caso foi realizado usando âncora de sutura. As forças estimadas serviram como base para a determinação das condições de carregamentos que poderiam vir a atuar no reparo do manguito rotador utilizando o grampo projetado. Um modelo em elementos finitos do reparo com âncora de sutura também foi feito para entender o fenômeno físico do processo de amarração dos fios. A simulação considerando ambos os implantes de fixação foi feita utilizando um modelo tridimensional simplificado do úmero e tendão supraespinhal. Os resultados obtidos com a simulação mostraram que o grampo, nas condições analisadas, forneceu uma fixação estável do tendão ao osso.

Palavras Chave: *Manguito rotador, Lesões, Grampo, Âncoras de sutura, Elementos finitos.*

GUIMARÃES, M. V. **Development of a new implant used in the treatment of rotator cuff tears.** 2012. 157 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The rotator cuff tears generate functional disability and shoulder pain and their possible causes are related to acute trauma, tendon degeneration and subacromial impingement. The surgical treatment is performed through arthroscopy using suture anchors. These implants can be metallic or non-metallic and have suture threads. The main purpose of soft tissue fixation devices is to achieve a close approximation between the tendon and the bone to allow the former to heal securely to the latter. However, the disadvantage of this technique is the difficulty of guiding sutures through tendon and tying secure knots resulting in increased surgical time and costs. For this reason sutureless screw anchors were developed, however, there are little data regarding the mechanical properties or clinical outcomes of how well these implants perform in rotator cuff repairs. The main aim of this study was to develop an alternative implant to suture anchors, which does not use suture threads and can be applied directly and quickly to reattach tendons to bone. The proposed implant was designed in the shape of a titanium staple. The tendon attachment to the humerus with this new device is made by a cross-bar portion of the staple and the pull out strength is provided by the barbs disposed at the legs of the staple. The new implant was evaluated to check its strength and stability in rotator cuff repairs using finite element analysis. To carry out the numerical simulations it was necessary to determine parameters of forces acting on the attachment of the tendon to the bone through tensile tests using bovine tendon and humerus specimens. The predicted forces were used as the basis to determine the loading conditions of the rotator cuff repair with the new device. A finite element model of repair with suture anchor was also made to understand the physical phenomenon of the tie sutures process. The simulation considering both attachment implants using a simplified three-dimensional model of the humerus and supraspinatus tendon carried out. The results of the simulation showed that the staple, under the analyzed conditions, provided a stable fixation of tendon to bone.

Keywords: *Rotator cuff, Tears, Staple, Suture anchor, Finite element.*

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado	
E	Módulo de Elasticidade	(N/m²)
ε	Deformação	(%)
Fx	Força aplicada para a aproximação dos fios durante o procedimento de amarração	(N)
Fy	Força de compressão para amarração dos nós	(N)
Fz	Força aplicada para aproximação do tendão ao osso	(N)
F_{max}	Força de ruptura do tendão nos ensaios de tração	(N)
v	Coeficiente de Poisson	
U	Deslocamento resultante do nó	(mm)
U_x	Deslocamento do nó na direção *x*	(mm)
U_y	Deslocamento do nó na direção *y*	(mm)
U_z	Deslocamento do nó na direção *z*	(mm)

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO **19**

CAPÍTULO II – MANGUITO ROTADOR **23**

2.1. Considerações Anatômicas e Biomecânicas do Ombro 23

2.2. Anatomia e Biomecânica do Manguito Rotador 28

2.3. Lesões do Manguito Rotador 35

2.4. Tratamentos das Lesões do Manguito Rotador 37

2.4.1. Tratamento conservador 38

2.4.2. Técnica aberta da sutura transóssea 38

2.4.3. Procedimento artroscópico para o reparo do manguito rotador 39

2.5. Período Pós-operatório 45

CAPÍTULO III – IMPLANTES PARA O REPARO DO MANGUITO ROTADOR **47**

3.1. Introdução 47

3.1.1. Âncoras de sutura 48

3.1.2. Modo de falha das âncoras de sutura 55

3.1.3. Âncoras-parafuso sem fios de sutura 62

3.1.4. Ensaios mecânicos com âncoras-parafuso sem fios de sutura 63

3.2. Pressão e Área de Contato da Interface Tendão-Osso 66

CAPÍTULO IV – PROJETO DO NOVO IMPLANTE DE FIXAÇÃO **71**

4.1. Introdução 71

4.2. Concepção do Novo Implante 72

4.3. Descrição do Novo Implante 72

CAPÍTULO V – MODELAGEM EXPERIMENTAL 77

5.1. Introdução 77

5.2. Amostras de Úmero e Tendão Bovinos 78

5.3. Reparo do Tendão do Manguito Rotador 81

5.4. Procedimento de Fixação das Amostras na Máquina de Ensaio 86

5.5. Ensaios de Tração 90

CAPÍTULO VI – AVALIAÇÃO NUMÉRICA DO REPARO DO MANGUITO ROTADOR 93

6.1. Modelagem por Elementos Finitos 93

6.2. Modelo Tridimensional do Manguito Rotador 98

6.3. Propriedades Mecânicas dos Materiais 102

6.4. Características do Contato Mecânico 103

6.6. Estudo do Efeito da Malha de Elementos Finitos 111

CAPÍTULO VII – RESULTADOS E DISCUSSÃO 113

7.1. Modelagem Experimental 113

7.2. Modelagem por Elementos Finitos 117

7.2.1. Análises numéricas dos reparos feitos com o grampo projetado 117

7.2.2. Análises numéricas do reparo feito com a âncora de sutura 131

7.3. Avaliação Geral dos Modelos 145

CAPÍTULO VIII - CONCLUSÕES 147

CAPÍTULO IX – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 149

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

As lesões do manguito rotador estão entre as mais frequentes causas de dor no ombro merecendo uma atenção cada vez maior no seu diagnóstico e tratamento.

Nos últimos anos diversos fatores contribuíram para o aumento do número de diagnósticos das patologias do manguito rotador. No Brasil, entre as causas relacionadas destaca-se além do aumento da expectativa média de vida da população, o crescimento da prática de exercícios físicos por indivíduos da terceira idade. Uma vez que, as lesões do manguito rotador ocorrem principalmente após os 40 a 50 anos. Outro fator relevante foi a grande ascensão de esportes que utilizam o membro superior, como o vôlei, o tênis, a natação e os esportes de arremesso. Estes esportes que podem ser praticados por indivíduos de diferentes idades induzem à compressão do tendão e consequentemente ao surgimento de sintomas relacionados às patologias do manguito rotador (LECH; SEVERO, 1998).

Além da dor no ombro, que frequentemente é noturna, os pacientes com lesões do manguito rotador relatam ainda fraqueza no ombro afetado e limitação de mobilidade. Dependendo do local e tamanho da lesão, pode haver também graus variáveis de perda de força que afetam a realização de movimentos como a abdução e rotação.

Os tratamentos existentes para estas lesões são o conservador (não-cirúrgico) e o cirúrgico. O tratamento conservador é focado no alivio da dor e na execução de exercícios para reforço do manguito rotador. A indicação para o tratamento cirúrgico está diretamente relacionada à gravidade da lesão e as condições clínicas do paciente após o tratamento conservador. A cirurgia pode ser realizada por via aberta através da técnica da sutura transóssea ou por procedimentos minimamente invasivos como a artroscopia. Em ambos os

casos um bom resultado depende de uma boa fixação do tendão à estrutura óssea de onde foi avulsionado.

A artroscopia para o tratamento do manguito rotador se tornou popular após o desenvolvimento dos implantes tipo âncoras de sutura. A abordagem artroscópica por ser uma técnica minimamente invasiva possibilita vantagens em relação à técnica aberta como menor trauma ao músculo deltóide, diminuição do período pós-operatório e menor morbidade (GARTSMAN, 2001). No entanto, apresenta dificuldades relacionadas à própria técnica que requer habilidades extras do cirurgião principalmente na questão do manuseio dos fios de sutura (LEE et al., 2005).

A reinserção cirúrgica por via artroscópica do tendão ao seu leito ósseo na tuberosidade do úmero pode ser feita através de âncoras de sutura bem como, implantes âncoras-parafuso sem fios de sutura. A finalidade de ambos os implantes de fixação é fornecer estabilidade mecânica entre o tendão e o osso de maneira a favorecer o processo de cicatrização (MCFARLAND et al., 2005).

As âncoras de sutura foram idealizadas em meados dos anos oitenta por Goble e Somers nos Estados Unidos e surgiram como uma alternativa à técnica da sutura transóssea em cirurgias do manguito rotador (GOBLE et al., 1994). Atualmente existe uma grande variedade de modelos de âncoras de sutura, mas todas apresentam o conceito original da primeira âncora desenvolvida, ou seja, possuem um corpo que pode ser de material metálico ou não metálico e são dotadas de fios de sutura. O que garante a fixação do tendão ao osso são os fios de sutura que podem ser amarrados com diferentes configurações e nós. Esse processo no entanto, é trabalhoso e demanda um maior tempo cirúrgico além de conhecimentos e habilidades do cirurgião.

Como grande parte das cirurgias do manguito rotador com âncoras de sutura é feita com abordagem artroscópica, dificuldades técnicas relacionadas ao manuseio dos fios de sutura foram uma das razões para a concepção das âncoras-parafuso sem fios de sutura. Estes implantes unem diretamente o tendão ao osso sem a necessidade de fios de sutura, sendo que, em geral, a união dos tecidos é feita pela cabeça do dispositivo de fixação. Contudo apesar da inovação, existem poucos estudos científicos que relatam a eficiência tanto na questão da cicatrização quanto da resistência mecânica destes implantes na fixação de lesões do manguito rotador (CUMMINS et al., 2003b), o que pode ser uma possível explicação para a sua pouca utilização entre os cirurgiões para este procedimento.

O objetivo principal deste trabalho é projetar um novo implante para ser utilizado no reparo de lesões do manguito rotador que não utilize fios de sutura, excluindo dessa forma as dificuldades inerentes à passagem e amarração dos fios durante o procedimento cirúrgico e forneça uma estabilidade adequada entre o tendão e o osso visando favorecer o

processo de cicatrização. A ideia para este trabalho surgiu devido às dificuldades relacionadas ao manuseio dos fios de sutura no reparo artroscópico do manguito rotador descritas por médicos ortopedistas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia (FAMED/UFU). Apesar da existência dos implantes sem fios de sutura, estes por serem importados e principalmente por não estarem consolidados no tratamento de lesões do manguito rotador ainda encontram relutância da comunidade médica na sua utilização.

Visando atingir o objetivo proposto, o trabalho foi desenvolvido em capítulos, conforme mostrado abaixo:

- Capítulo I – Introdução ao problema e motivação para o desenvolvimento deste trabalho;
- Capítulo II – Revisão da literatura a respeito da anatomia, biomecânica, tipos de lesões do manguito rotador e formas de tratamentos existentes para estas lesões;
- Capítulo III – Apresentação dos implantes utilizados no reparo de lesões do manguito rotador e trabalhos relacionados à avaliação biomecânica destes implantes de fixação;
- Capítulo IV – Proposta para o desenvolvimento de um novo implante empregado no tratamento de lesões do manguito rotador descrevendo sua geometria, dimensões e formas de fixação no tendão e no osso;
- Capítulo V - Metodologia utilizada para a realização de ensaios de tração do reparo do manguito rotador com âncora de sutura utilizando amostras de tendão e úmero bovinos. Os ensaios foram feitos para estimar os níveis das forças de amarração dos fios de sutura;
- Capítulo VI – Metodologia desenvolvida para a avaliação por elementos finitos do comportamento mecânico da fixação do tendão ao osso feita com o novo implante projetado. Um modelo de elementos finitos do reparo utilizando âncora de sutura também foi desenvolvido para o entendimento do fenômeno físico de amarração dos fios;
- Capítulo VII – Análise e discussão dos resultados obtidos com os ensaios de tração e com a simulação numérica dos modelos de reparo do manguito rotador;
- Capítulo VIII – Conclusões e sugestões para trabalhos futuros;
- Capítulo IX – Referências bibliográficas utilizadas no trabalho.

CAPÍTULO II

MANGUITO ROTADOR

Neste capítulo são apresentados os principais conceitos a respeito da anatomia, da biomecânica e do papel desempenhado pelo manguito rotador no funcionamento global do ombro. É feita também uma abordagem dos tipos de lesões que podem ocorrer nos tendões do manguito rotador, suas possíveis causas e formas de tratamentos existentes para o reparo destas lesões. Esta abordagem foi feita visando entender o comportamento biomecânico do sistema, uma vez que, em face das lesões, o dispositivo de fixação deverá ser projetado de maneira a estabilizar os tendões e estruturas adjacentes durante o período de cicatrização.

2.1. Considerações Anatômicas e Biomecânicas do Ombro

O corpo humano pode ser dividido em três planos anatômicos principais que são, o plano coronal ou frontal, o plano sagital e o plano transversal ou horizontal como mostrado na Fig. 2.1.Já, os termos comumente utilizados para descrever a localização de estruturas relativas ao corpo como um todo ou a outras estruturas, são, anterior e posterior, medial e lateral, superior e inferior e proximal e distal como pode ser visto na Fig. 2.2 (DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2005).

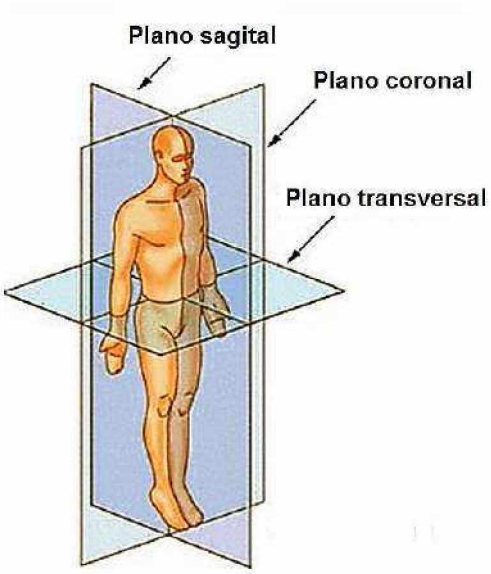


Figura 2.1 – Principais planos do corpo humano. Disponível em: <http://focobiomedico.blogspot.com.br/2011/03/anatomia-humana-posicao-anatomica.html>. Acessado em 25 de março de 2013.

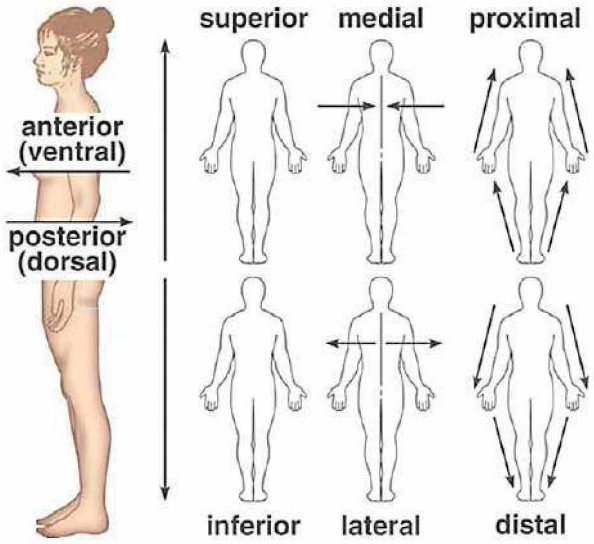


Figura 2.2 – Termos de localização e direção do corpo humano. Fonte: Costa, (2008).

A estrutura correspondente ao ombro se organiza morfofuncionalmente em um complexo articular e possui a maior amplitude de movimentos que qualquer outra articulação do corpo humano.

O ombro é composto pelas articulações esternoclavicular, acromioclavicular, glenoumeral e escapulotorácica , por vários ligamentos e músculos. O bom funcionamento dessas estruturas é essencial para a ação conjunta do braço e antebraço que permite à mão

realizar uma ampla quantidade de movimentos. Além disso, o ombro também participa dos mecanismos de equilíbrio e propulsão do corpo como um todo (LECH; SEVERO, 1998). A Figura 2.3 mostra algumas estruturas anatômicas do complexo do ombro.

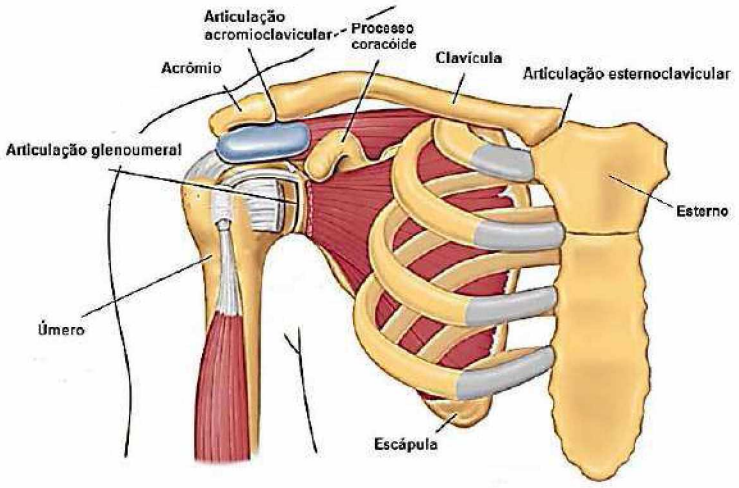


Figura 2.3 - Partes anatômicas do complexo do ombro. Adaptado de: <http://jimmysmithtraining.com/six-pack-diet/good-hurt-bad-hurt>. Acessado em 15 de fevereiro de 2013.

A articulação esternoclavicular conecta o complexo do ombro ao tórax e está situada entre o esterno e a clavícula. Trata-se de uma articulação muito estável permitindo a clavícula movimentar-se em elevação e depressão, protação e retração e rotação (SOUZA, 2003).

A articulação acromioclavicular localiza-se entre a clavícula e o acrômio da escápula. É uma articulação sinovial onde se concentra a maior parte dos movimentos da escápula com relação à clavícula. Devido a sua localização anatômica, essa articulação convive com grandes tensões de contato, como resultado de elevadas cargas axiais que são transmitidas através dela (DELLA VALLE et al., 2003).

A escápula faz interface com o tórax através da articulação escapulotorácica. Essa estrutura não é uma articulação verdadeira pois não apresenta características anatômicas comuns às demais articulações, como união por tecidos cartilaginosos ou sinoviais. É uma articulação fisiológica, que permite um movimento harmonioso da escápula no tórax (SOUZA, 2003).

Apesar do movimento nas articulações acromioclavicular, esternoclavicular e escapulatorácica ser fundamental para a o bom funcionamento do ombro como um todo, o componente central é a articulação glenoumeral (DELLA VALLE et al., 2003). A articulação

glenoumeral é uma articulação sinovial, esférica, formada pela cavidade glenóide da escápula e pela cabeça do úmero como mostrado na Fig. 2.4.

A cabeça do úmero de forma esférica repousa sobre o pequeno e raso plano inclinado da cavidade glenóide. Essa cavidade tem apenas um quarto do tamanho da cabeça do úmero e em qualquer movimento apenas 25% a 30% da cabeça do úmero fica em contato com a cavidade glenóide. Isso possibilita ao úmero uma quantidade considerável de movimento, porém instável (HAMILL e KNUTZEN, 2012).

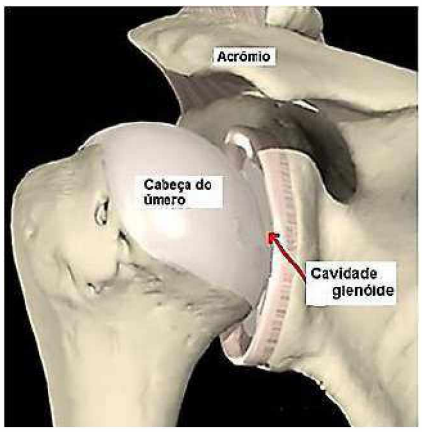


Figura 2.4 – Articulação glenoumeral formada pela cabeça do úmero e cavidade glenóide da escápula. Disponível em : <www.kneesource.com/shldr_dislocation.aspx>. Acessado em 12 de março de 2013.

A articulação glenoumeral é a que possui maior mobilidade do complexo do ombro e responde por 2/3 do movimento de elevação do braço. Ela possibilita que o braço se movimente até 180° em flexão e aproximadamente 30° a 60° em extensão no plano sagital. O braço também pode realizar abdução até 180° no plano coronal e o movimento da adução é considerado como o retorno da abdução até o contato do braço com o tronco. Com relação à rotação, o braço pode alcançar uma amplitude de 80° de rotação externa e de 100 a 110° de rotação interna no plano horizontal (KAPANDJI, 2000). A Figura 2.5 mostra os movimentos correspondentes à flexão (A), extensão (B), abdução (C), adução (D) e rotação externa (E) e interna (F).

Como o contato entre a cavidade glenóide e a cabeça do úmero é pequeno, a articulação glenoumeral depende muito de estruturas ligamentares e musculares para sua estabilidade. A estabilidade é proporcionada por componentes estáticos e dinâmicos, que propiciam contenção e orientação e mantêm a cabeça do úmero na cavidade glenoidal (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996).

Os estabilizadores estáticos da articulação glenoumeral incluem a superfície articular, o lábio glenoidal, a cápsula articular e os ligamentos glenoumeral e coracoumeral (LECH; SEVERO, 1998).

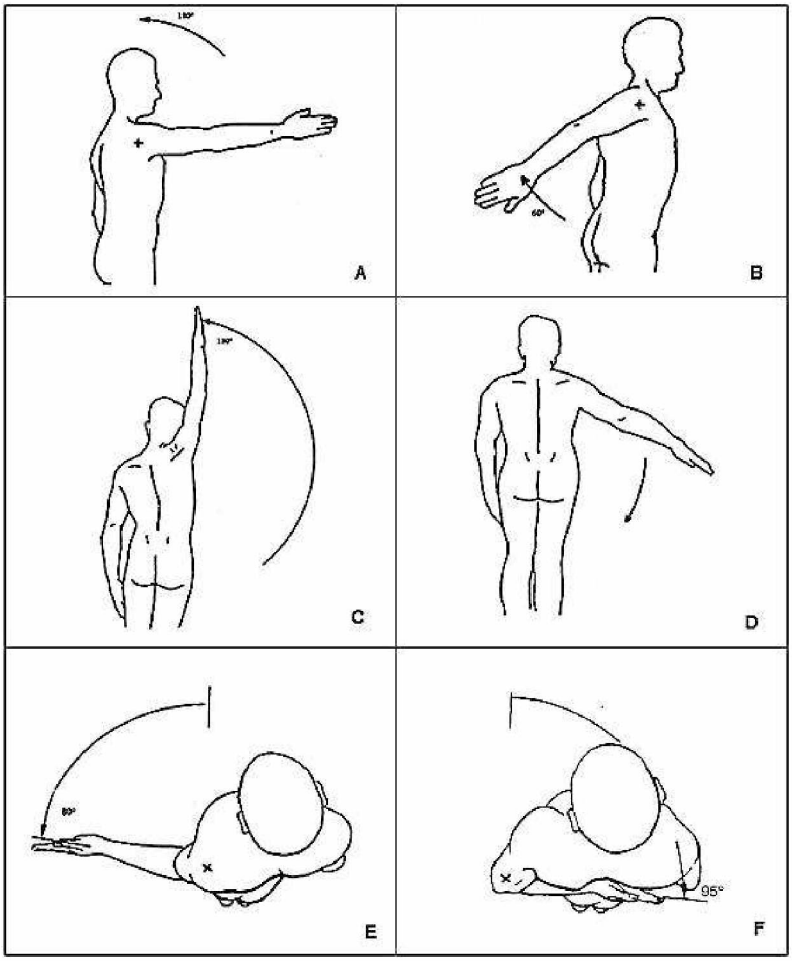


Figura 2.5 – Movimentos funcionais da articulação glenoumeral: A – flexão; B- extensão: C- abdução; D – adução; E – rotação externa e F – rotação interna. Fonte: Kapandji (2000).

A estabilização dinâmica da articulação glenoumeral é fornecida por um grande número de músculos inseridos na região do ombro dos quais, os músculos do manguito rotador e o deltóide são considerados os principais estabilizadores dinâmicos (DELLA VALLE et al., 2003). A Figura 2.6 mostra alguns componentes que participam da estabilização estática e dinâmica da articulação glenoumeral.

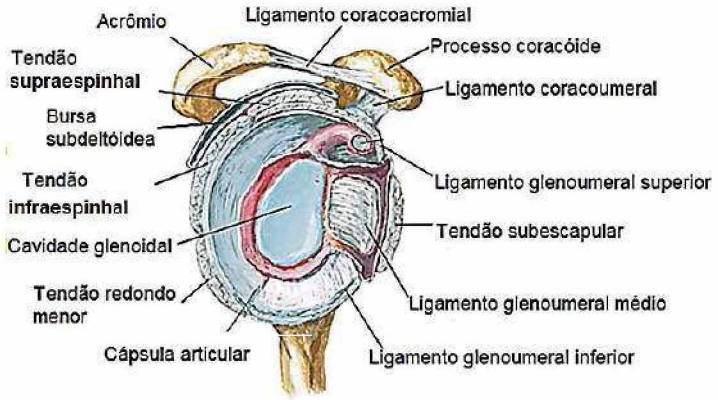


Figura 2.6 – Articulação glenoumeral aberta. Fonte: adaptado de Greene (2006).

2.2. Anatomia e Biomecânica do Manguito Rotador

O manguito rotador é formado por quatro músculos que são: o subescapular, o supraespinhal, o infraespinhal e o redondo menor como mostrado na Fig.2.7. Estes músculos se originam na escápula e terminam em tendões largos e achatados que prosseguem com a cápsula articular para se fixarem nas tuberosidades do úmero (HARRYMAN II; CLARK, JR., 1996). A inserção desses tendões forma uma cobertura sobre a cabeça umeral possibilitando aos músculos do manguito promoverem uma variedade de movimentos rotacionais (LECH; SEVERO, 1998).

Superficialmente o manguito rotador encontra-se limitado pelas bursas subdeltóidea e subacromial, que o separam do arco coracoacromial formado pelo acrômio, ligamento coracoacromial e processo coracóide (ver Fig.2.8) (SHIRAISHI, 2006).

O músculo supraespinhal tem sua origem na fossa supraespinhal da escápula, passando sob o acrômio e a articulação acromioclavicular, é inserido por seu tendão na face anterior da tuberosidade maior do úmero. O supraespinhal é inervado pelo nervo supraescapular. O músculo subescapular origina-se na face anterior da escápula e é inserido por seu tendão na tuberosidade menor do úmero. Esse músculo é inervado pelo nervo subescapular. O músculo infraespinhal origina-se na fossa infraespinhal da escápula e é inserido por seu respectivo tendão na face póstero-lateral da tuberosidade maior do úmero. Esse músculo assim como o supraespinhal também é inervado pelo nervo supraescapular. O músculo redondo menor tem sua origem na face látero-inferior da escápula e é inserido por seu tendão na face posterior da tuberosidade maior do úmero. O redondo menor recebe um ramo do nervo axilar (HARRYMAN II; CLARK, JR., 1996; LECH; SEVERO, 1998; MATSEN et al., 2009).

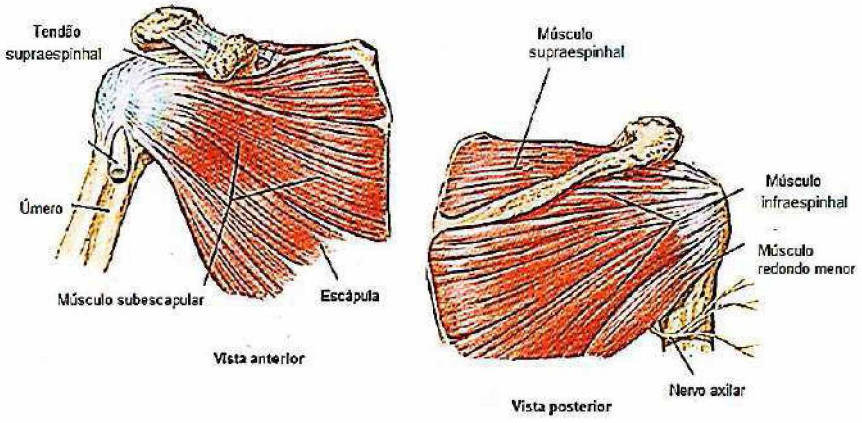


Figura 2.7 – Músculos do manguito rotador. Fonte: adaptado de Netter (1998).

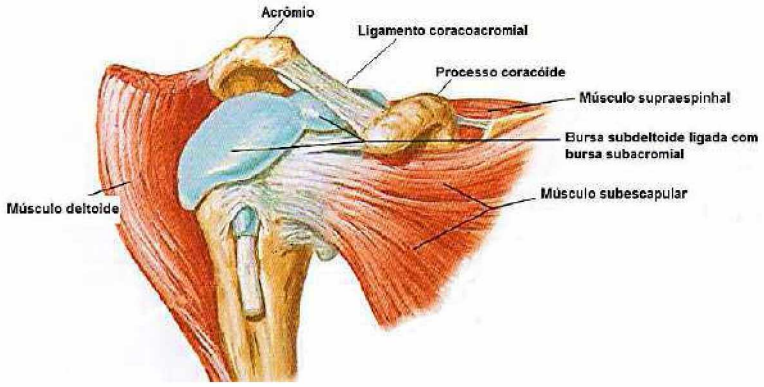


Figura 2.8 – Arco coracoacromial e bursas subdeltóidea e subacromial. Fonte: adaptado de Netter (1998).

A principal função do manguito rotador é auxiliar na estabilização dinâmica da articulação glenoumeral. Além disso, o manguito rotador também rotaciona e abduz o úmero em relação à escápula e atua no equilíbrio muscular (MATSEN et al., 2009).

O músculo supraespinhal é o mais ativo do manguito rotador. Segundo Friedman; Knetsche (1996) o supraespinhal atua em todos os padrões de elevação do braço, sendo sua participação mais efetiva no movimento de abdução. Durante o movimento de abdução, o supraespinhal garante a estabilidade da articulação glenoumeral comprimindo a cabeça do úmero contra a cavidade glenóide (JOBE; PHIPATANAKUL; COEN, 2009).

O músculo infraespinhal é o segundo mais ativo do manguito rotador e é estimulado para atuar durante a elevação do braço com algum grau de flexão do cotovelo. Ele contribui para a estabilidade da articulação glenoumeral, mas sua principal função é a rotação externa da cabeça do úmero na cavidade glenoidal (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996).

O músculo redondo menor atua como rotador externo da cabeça do úmero na glenóide agindo juntamente com o infraespinhal (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996).

O músculo subescapular é o principal rotador interno do úmero tendo como auxiliares os músculos peitoral maior, redondo maior e grande dorsal (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996).

Durante a elevação do braço, os músculos do manguito rotador trabalham em conjunto com o deltóide tanto para realizar o movimento quanto para fornecer estabilidade dinâmica à articulação glenoumeral. A relação integrada do manguito rotador e o deltóide durante a elevação do braço pode ser descrita em função das ações e forças musculares envolvidas.

No início da abdução, a linha de tração do deltóide é vertical o que dificulta a execução do movimento de elevação do braço. O músculo supraespinhal então entra em ação para iniciar à abdução enquanto, juntamente com os músculos redondo menor, infraespinhal e subescapular auxilia na estabilização da articulação glenoumeral através da aplicação de uma força que comprime a cabeça do úmero na cavidade glenóide. À medida que o ângulo de abdução aumenta, o braço de momento do deltóide aumenta, diminuindo dessa forma a contribuição do supraespinhal para o movimento de elevação do braço. As forças dos músculos subescapular, infraespinhal e redondo menor diminuem quando a abdução do braço ocorre acima de 90°, o que deixa a articulação do ombro mais vulnerável a lesões. No entanto, o supraespinhal ainda permanece dando importante contribuição ao movimento de abdução de 90 a 180º (DELLA VALLE et al., 2001; HAMILL; KNUTZEN, 2012). A Figura 2.9 mostra a interação entre o deltóide e o manguito rotador durante a elevação do braço no plano coronal.

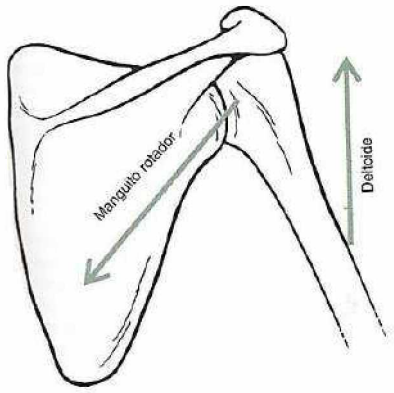


Figura 2.9 – Interação entre o manguito rotador e o deltóide na elevação do braço. Fonte: Hammil; Knutzen (2012).

A capacidade de um músculo para mover uma articulação é em parte determinada pelo torque que ele gera sobre a articulação. O torque resultante da contração de um músculo do manguito é obtido pelo produto do braço de momento e a componente perpendicular da força muscular (LIU et al., 1997).

Liu et al. (1997) mediram os braços de momento dos músculos supraespinhal, infraespinhal e subescapular durante o movimento de elevação no plano da escápula. O experimento foi feito utilizando 10 ombros de cadáveres humanos. As excursões dos tendões foram medidas para vários ângulos de abdução do úmero e os braços de momento foram calculados a partir das curvas obtidas. O valor máximo encontrado para o supraespinhal foi de 30 mm em 30°. Para ângulos superiores a 70°, o braço de momento do supraespinhal permaneceu abaixo de 20 mm. O infraespinhal apresentou o menor braço de momento em 0° de abdução que aumentou para 10 mm em 15° e permaneceu constante até a máxima elevação. O braço de momento do subescapular diminuiu com a elevação do braço de 8,8 mm em 0° para 0 mm em 63°. A Figura 2.10 mostra uma curva obitda da excursão pela variação do ângulo de elevação do braço.

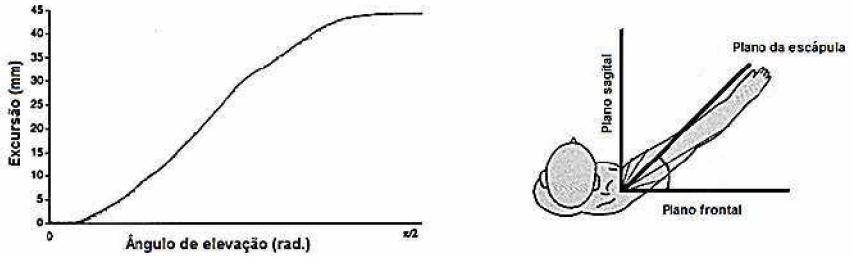


Figura 2.10 - Curva da excursão pelo ângulo de elevação do braço no plano da escápula. Fonte: Liu et al. (1997).

Os braços de momento para os músculos do manguito rotador também foram calculados por Kuechle et al. (1997). Para isso, eles utilizaram valores das excursões dos músculos e da medida do ângulo da articulação glenoumeral ao longo de 90° de abdução no plano coronal. A excursão de cada músculo durante o movimento da articulação glenoumeral foi monitorada por um potenciômetro. O gráfico obtido da excursão do tendão versus o ângulo da articulação glenoumeral é que permitiu a obtenção dos braços de momento dos músculos. Os valores médios obtidos para os braços de momento foram de: 1,5 cm para o supraespinhal; 0,56 cm para o subescapular e 0,23 cm para o infraespinhal.

O torque produzido pelo manguito rotador também foi foco de estudos. Otis et al. (1994) mediram a produção relativa de torque no ombro de cinco voluntários antes e depois da paralisia seletiva do músculo infraespinhal pelo bloqueio do nervo supraescapular. Como

resultado encontraram que a paralisia do infraespinhal provocou uma redução de aproximadamente 75% no torque de rotação externa e uma diminuição de 25% a 45% na geração do torque abdutor.

Itoi et al. (2008) calcularam o torque máximo que os músculos supraespinhal e subescapular podem potencialmente produzir durante o movimento de abdução no plano coronal. Os valores de torque foram determinados fazendo o produto do braço de momento pela área da seção transversal fisiológica do músculo vezes uma constante média de 47 N/cm² que indica a resistência do músculo por unidade de área da seção transversal deste músculo. Os braços de momento foram obtidos do trabalho de Kuechle et al. (1997). Para o cálculo do torque do supraespinhal os dados utilizados para o braço de momento e área da seção transversal foram 1,5 cm e 5,72 cm² respectivamente. O torque do subescapular foi calculado utilizando um braço de momento de 0,56 cm e uma área de seção transversal de 16,3 cm². O torque obtido para o supraespinhal foi de 4,1 N.m e o subescapular teve um torque de 4,2 N.m.

As forças que atuam na articulação glenoumeral são complexas, variando não somente com a carga aplicada, mas também de acordo com a posição do braço. Simplificações permitem considerar que as forças atuantes em torno da articulação incluem o peso do braço, as forças dos músculos abdutores deltóide e supraespinhal, dos músculos rotadores subescapular, infraespinhal e redondo menor, e o vetor resultante das forças de compressão e cisalhante da cabeça do úmero na glenóide. (FRIEDMAN; KNETSCHE, 1996). A Figura 2.11 mostra um diagrama de corpo livre das forças atuando na articulação glenoumeral com o braço abduzido em 90°. Nesse diagrama estão representadas as forças dos músculos supraespinhal (SS), infraespinhal (IS), subescapular (SB), redondo menor (RM) e do deltóide (D), a força de reação da articulação (J) e a força peso (W).

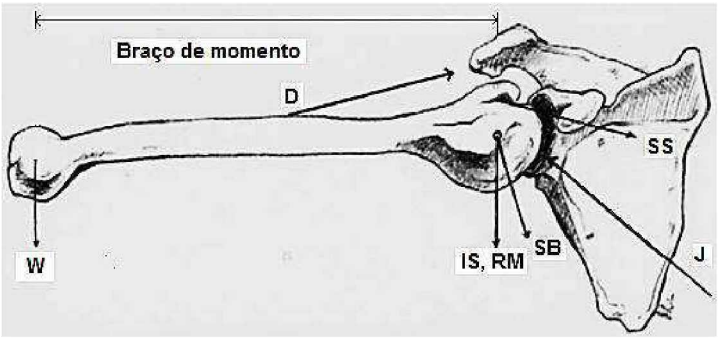


Figura 2.11- Diagrama de corpo livre das forças atuando na articulação glenoumeral com o úmero em 90° de abdução. Fonte: Lam et al. (2007).

Apesar das simplificações, as forças internas dos músculos do ombro não podem ser medidas diretamente e a utilização de métodos indiretos e modelagens matemáticas são necessárias. Por esse motivo, dois métodos de modelagem normalmente são usados para estimar as forças musculares: processo de otimização e a eletromiografia (EMG). Ambos os métodos são usualmente computados com base em parâmetros neuromusculares tais como a área da seção transversal fisiológica e braço de momento do músculo. Contudo, esses parâmetros diferem dentro da população humana, devido à variação das medidas antropométricas, geométricas e fisiológicas entre os indivíduos (KARLSSON; PETERSON, 1992; CHANG et al., 2000).

Karlsson; Peterson (1992) utilizaram um modelo biomecânico tridimensional do ombro humano para estimar as forças dos músculos que atuam na articulação glenoumeral durante o movimento de abdução de 0º à 120º no plano da escápula. As forças de 19 componentes musculares ligados ao úmero, incluindo os músculos do manguito rotador, foram estimadas por meio de uma técnica de otimização cuja função objetivo correspondeu à soma do quadrado das tensões musculares. A Figura 2.12 mostra o plano utilizado na análise das forças na região do úmero. Os cálculos foram feitos para posições estáticas de elevação do braço com intervalos de 15º, iniciando em 0° e finalizando em 120º. Uma força de 10 N foi utilizada visando representar uma carga externa na mão. Os dados antropométricos dos segmentos do braço utilizados como parâmetros de entrada para o algoritmo desenvolvido corresponderam a um indivíduo jovem do sexo masculino de 75 Kg. Os resultados numéricos mostraram que dos músculos que cruzam a articulação glenoumeral, parte do deltóide, o infraespinhal, o supraespinhal, o subescapular, o peitoral maior e o bíceps são os músculos mais ativados durante a abdução. As forças encontradas para o músculo supraespinhal foram de 10 N em 0º , 50 N em 30º e uma força máxima de 115 N em 60º, a força máxima encontrada para o infraespinhal foi de 75 N em 45º de abdução, o subescapular apresentou uma força máxima de 100 N em 75º e o deltóide anterior apresentou uma força máxima de 130 N em 90º de abdução.

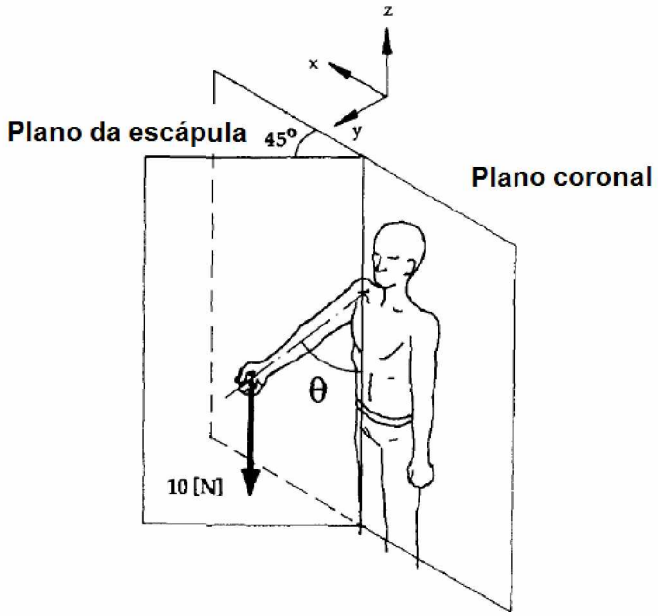


Figura 2.12 – Plano utilizado na análise das forças dos músculos atuando no úmero. Fonte: Karlsson; Peterson (1992).

Chang et al. (2000) estimaram as forças dos músculos supraespinhal, infraespinhal, subescapular, redondo menor, deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior e peitoral maior durante o movimento de rotação interna do ombro em condições de equilíbrio estático utilizando um modelo muscular de EMG cujos parâmetros neuromusculares foram gerados por uma simulação Monte Carlo. Distribuições normais foram usadas para modelar os braços de momento dos músculos; dados eletromiográficos e da área da seção transversal fisiológica foram modelados com distribuições *log*-normal. A rotação interna do ombro foi definida como uma rotação sobre o eixo longitudinal do úmero e a posição de 90º de elevação no plano coronal foi escolhida para a simulação, pois esta posição é crucial para as atividades funcionais da vida diária e para esportes que utilizam o membro superior elevado. Os resultados obtidos mostraram que o subescapular e o peitoral maior foram os principais responsáveis pela rotação interna do ombro. Durante a máxima contração voluntária a média das forças do subescapular e peitoral maior foi de 1030 N e 462 N, respectivamente. O músculo supraespinhal apresentou uma força de 190,7 N, o infraespinhal uma força de 55,6 N e o redondo menor uma força de 28,3 N.

Castro et al. (2008) estimaram a força muscular e analisaram a contribuição dos músculos infraespinhal, redondo menor, supraespinhal, deltóide superior e deltóide médio no torque de rotação externa dinâmico do ombro no plano horizontal. Para isso, foi utilizado um modelo de otimização capaz de estimar a produção de força e torque de cada um dos músculos rotadores externos do ombro. Os músculos infraespinhal e redondo menor

apresentaram um pico de torque de 22 N.m em 20º e 6 N.m em 28º, respectivamente. A magnitude máxima de força alcançada por estes músculos foi de 996 N para o infraespinhal e 306 N para o redondo menor. Os músculos supraespinhal, deltóide posterior e deltóide médio praticamente não produziram torque e obtiveram magnitudes pequenas de força. Os resultados mostraram que os principais rotadores externos do ombro foram os músculos infraespinhal e redondo menor.

2.3. Lesões do Manguito Rotador

A maior incidência de lesões do manguito rotador é encontrada em indivíduos acima de 40 anos de idade (FUKUDA et al., 1996). Normalmente os pacientes acometidos por este tipo de lesão se queixam de dor noturna e dificuldade ou incapacidade de deitar-se sobre o lado do ombro afetado. Há também uma diminuição das forças de rotação externa e abdução o que limita bastante a capacidade de realização de alguns movimentos básicos do braço (ANDRADE; CORREA; QUEIROZ, 2004).

A patogênese das lesões do manguito rotador é muito controversa. Trauma agudo, hipovascularização do tendão e impacto subacromial são os fatores mais frequentemente citados como desencadeantes das lesões (LECH; SEVERO, 1998).

Mudanças na vascularização do manguito ou outras alterações metabólicas associadas com a idade levam o tendão a um processo degenerativo. Codman (1934, apud SARKAR; UHTHOFF, 1996) descreveu a chamada “zona crítica” como o local de maior mudança degenerativa do tendão do manguito rotador. Essa zona consiste de uma pequena porção do tendão supraespinhal localizada na sua parte articular que é hipovascularizada pois se encontra constantemente comprimida entre o acrômio e a tuberosidade maior. A hipovascularização da chamada “zona crítica de Codman” é citada por muitos autores como o “ponto inicial” da degeneração e da ruptura do tendão supraespinhal do manguito rotador (LECH; SEVERO, 1998).

Lech; Severo (1998) explicam que a lesão do manguito rotador devido ao trauma ocorre quando há algum movimento abrupto em atividades com os membros superiores elevados por exemplo em esportes como o vôlei e o tênis onde os atletas tem uma exigência maior dos membros superiores. Esses mesmos autores enfatizam que lesões provocadas por trauma agudo não representam um percentual expressivo nos casos de rupturas do manguito rotador.

O impacto subacromial foi descrito por Neer (1972, apud ANDRADE; CORREA; QUEIROZ, 2004), como o atrito anormal entre o arco coracoacromial (acrômio, processo

coracóide, ligamento coracoacromial) e os tendões do manguito rotador. Esse impacto conduziria a lesões nos tendões, dos quais o supraespinhal seria o mais afetado, devido a sua localização anatômica. Harryman II; Clark (1996) destacaram que anormalidades na forma e curvatura do acrômio constituem o principal fator para a ocorrência de lesões do tendão supraespinhal nos casos de impacto subacromial.

A classificação das lesões do manguito rotador é feita de acordo com a quantidade de material danificado da espessura do tendão, podendo ser parciais ou completas de espessura do tendão (CIEPIELA; BURKHEAD, 1996). Tanto as lesões parciais quanto as completas podem apresentar diferentes formas, graus e tamanhos.

Ellman classificou as lesões parciais do tendão do manguito rotador em três graus dependendo da profundidade e localização da lesão (CIEPIELA; BURKHEAD, 1996). A severidade da lesão segunda esta classificação aumenta com o grau, ou seja, uma lesão de grau 1 é menos severa do que uma lesão de grau 3 que se caracteriza por atingir uma profundidade maior da espessura do tendão. A Figura 2.13 mostra o esquema de classificação proposto por Ellman.

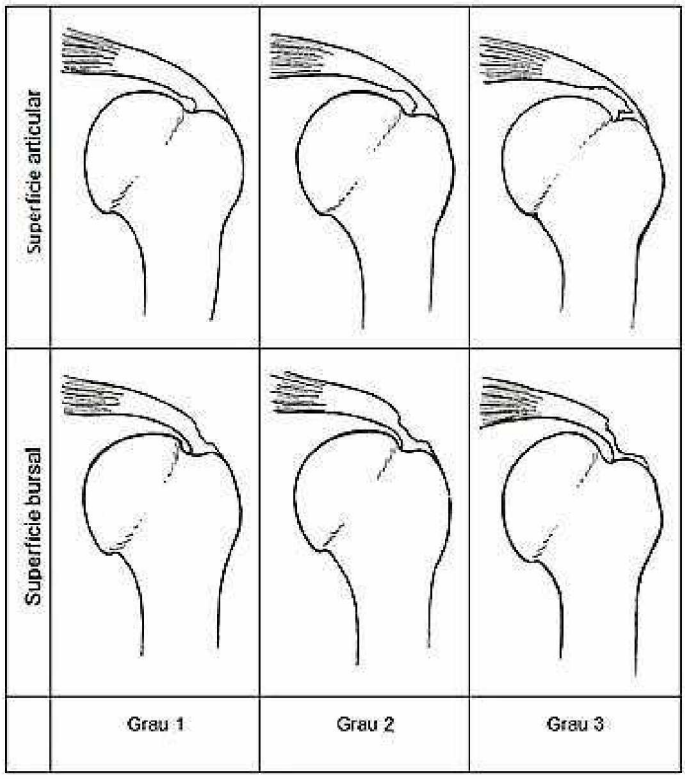


Figura 2.13 - Classificação das lesões parciais do manguito rotador por Ellman. Fonte: Ciepiela; Burkhead (1996).

Burkhart (2000) e Lo; Burkhart (2003) descreveram as lesões completas do manguito rotador quanto à forma que podem apresentar, sendo por isso classificadas como lesões em crescente, lesões em forma de U e lesões em forma de L . As Figuras 2.14-A, 2.14-B e 2.14-C mostram respectivamente lesões em crescente, em forma de U e em forma de L. As lesões em crescente tipicamente se afastam do osso, mas não se retraem muito, as lesões em forma de U se estendem mais medialmente do que as lesões em crescente e são mais retraídas e as lesões em forma de L são semelhantes às em forma de U, no entanto um dos seus lados possui maior mobilidade do que o outro.

Outros sistemas de classificação definem as lesões completas apenas com relação ao seu diâmetro. Sendo consideradas pequenas, lesões menores que 1 cm médias, lesões de 3 a 5 cm e maciças, lesões maiores que 5 cm (CIEPIELA; BURKHEAD, 1996).

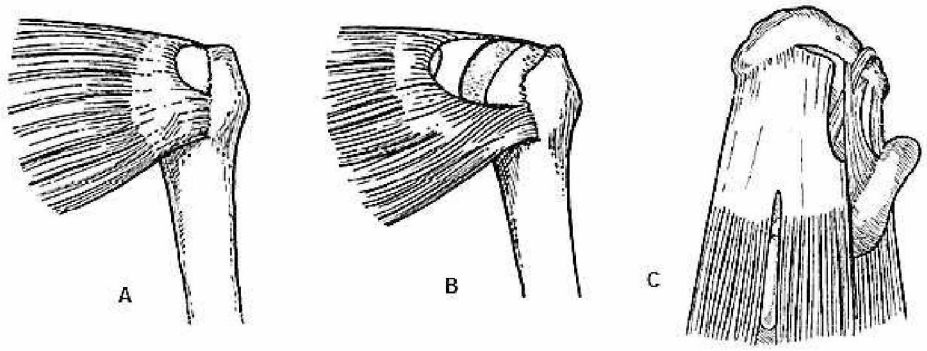


Figura 2.14 – Classificação das lesões completas do manguito rotador. A – Lesão em crescente; B – Lesão em forma de U e C – Lesão em forma de L. Fonte: Burkhart (2000).

2.4. Tratamentos das Lesões do Manguito Rotador

As lesões do manguito rotador podem ser tratadas de forma cirúrgica ou não cirúrgica no chamado tratamento conservador.

O tratamento conservador é indicado para os pacientes que apresentam tendinite ou ruptura parcial do tendão e oferece a vantagem de evitar a cirurgia e complicações como infecções, lesões nervosas e outras. Contudo, há a possibilidade de recorrência dos sintomas e agravamento da lesão (ANDRADE; CORREA; QUEIROZ, 2004).

O tratamento cirúrgico pode ser feito utilizando abordagem artroscópica ou por via aberta. Esse tipo de procedimento é recomendado para o reparo de lesões completas do manguito rotador, quando o paciente relata dor persistente que interfere em suas atividades

diárias ou nos casos em que o quadro clínico do paciente se mantem inalterado, mesmo após o tratamento conservador de 3 a 6 meses (GARTSMAN, 2001).

Além dos fios de sutura utilizados no procedimento de sutura transóssea, implantes ortopédicos como âncoras de sutura e âncoras-parafuso sem fios de sutura podem ser utilizados nos reparos cirúrgicos do manguito rotador, principalmente por via artroscópica.

2.4.1. Tratamento conservador

O tratamento conservador consiste na combinação de medicamentos e fisioterapia para o paciente tendo como objetivos principais o alívio da dor e o reforço muscular.

O alívio da dor pode ser conseguido pelo uso de medicamentos anti-inflamatórios não esteroides, analgésicos, substituição de atividades que utilizem o membro superior acima de 90°, suspensão de atividades repetitivas, métodos fisioterapêuticos de calor como o ultrassom, laser e outros (LECH; SEVERO, 1998).

A parte mais importante do tratamento conservador é a etapa do reforço muscular. Essa etapa é chamada de cinesioterapia e se divide basicamente em duas fases: na 1ª são instituídos os exercícios de alongamento ao paciente com o objetivo de obter a recuperação das amplitudes do movimento; a 2ª fase constitui-se de exercícios de reforço para o manguito rotador (ANDRADE; CORREA; QUEIROZ, 2004).

2.4.2. Técnica aberta da sutura transóssea

O padrão ouro para reparos do manguito rotador era a técnica aberta da sutura transóssea, mas com o surgimento das âncoras de sutura as técnicas artroscópicas se tornaram comuns para esse tipo de reparo (CHHABRA et al., 2005).

O procedimento cirúrgico da sutura transóssea é realizado primeiramente através da incisão cutânea de 3 a 5 cm na região do manguito rotador. Em seguida, o músculo deltóide correspondente à região do acrômio é desinserido. Um bisturi elétrico é utilizado para desinserir o ligamento coracoacromial. Após, o ligamento coracoumeral é liberado para se ter melhor acesso ao tendão supraespinhal lesionado (RAMADAN et al., 2006).

Para o reparo do tendão é confeccionada uma calha óssea na tuberosidade maior do úmero com exposição do osso trabecular. O tendão é então aproximado e suturado por pontos transósseos fixados na cortical lateral da tuberosidade maior. Consegue-se dessa forma uma adequada aproximação do tendão a estrutura óssea e a sutura se mantém resistente à tração, permitindo a cicatrização do tendão ao osso (MATSEN et al., 2009). A Figura 2.15 ilustra a técnica da sutura transóssea.

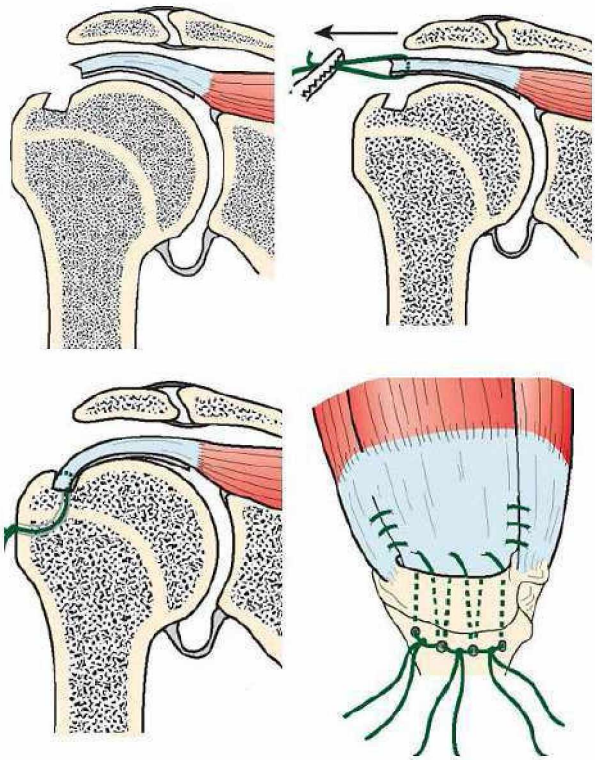


Figura 2.15 – Esquema mostrando a cirurgia aberta para o reparo do tendão supraespinhal do manguito rotador. Fonte: Matsen et al. (2009).

2.4.3. Procedimento artroscópico para o reparo do manguito rotador

A técnica artroscópica de reparo do manguito rotador demonstra resultados similares à cirurgia aberta, sendo associada a vantagens como: preservação do músculo deltoide, melhor visualização e mobilização das lesões, menor morbidade e menor tempo de recuperação pós-operatório (GARTSMAN, 2001). Entretanto, é uma técnica que demanda conhecimento, habilidade e treinamento por parte do cirurgião com uma longa curva de aprendizado, principalmente no que se refere à passagem dos fios de sutura pelo tendão e a amarração dos nós. A vantagem da técnica aberta da sutura transóssea em relação à artroscopia é a possibilidade de uma maior área de contato entre a superfície óssea e o tendão (RAMADAN et al., 2006).

O princípio geral da artroscopia consiste em explorar o interior das articulações com o auxilio de um aparelho ótico denominado artroscópio. O artroscópio é introduzido na articulação através de portais de entrada. Uma câmera ligada a este aparelho permite ao cirurgião observar a articulação como também todo o procedimento cirúrgico em vídeo.

Os portais em artroscopia são pequenas incisões na região do ombro utilizadas para a entrada do artroscópio e passagem de instrumentos e dispositivos cirúrgicos. Geralmente são usados três portais o lateral, o anterior e o posterior (GARTSMAN, 2001). A Figura 2.16

mostra as marcações das referências ósseas e os locais para a abertura dos principais portais artroscópicos.

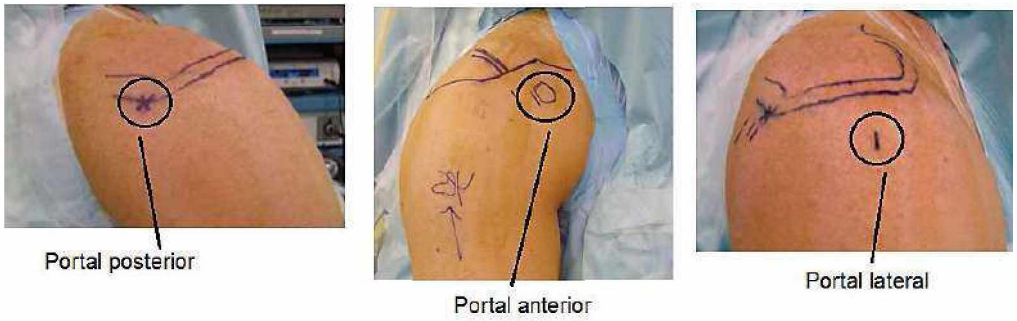


Figura 2.16 – Marcações ósseas para confecção dos portais posterior, anterior e lateral durante o reparo artroscópico do manguito rotador. Fonte: Gartsman (2009).

Além do artroscópio, instrumentos como cânulas, lâminas de *shaver*, pinças, ganchos, brocas e empurradores de nós são utilizados durante a cirurgia. As cânulas são inseridas nos portais de entrada e possibilitam ao cirurgião a introdução ou remoção de instrumentos durante a cirurgia do ombro, o diâmetro ideal da cânula para artroscopia do manguito rotador é de 8,25 mm. As lâminas de *shaver* são normalmente utilizadas para a remoção de tecidos e as brocas são usadas na preparação da estrutura óssea para a fixação do tendão ao osso. Diferentes pinças são usadas para a passagem e o manuseio dos fios de sutura, ganchos como o tipo crochê são utilizados para a retirada dos fios de sutura da articulação e empurradores de nós são úteis durante a amarração dos nós.

Para a realização do procedimento da artroscopia o paciente pode ser colocado na posição de decúbito lateral ou na chamada posição semi-sentada de "cadeira de praia" como mostrado respectivamente nas Figs. 2.17-A e 2.17-B.

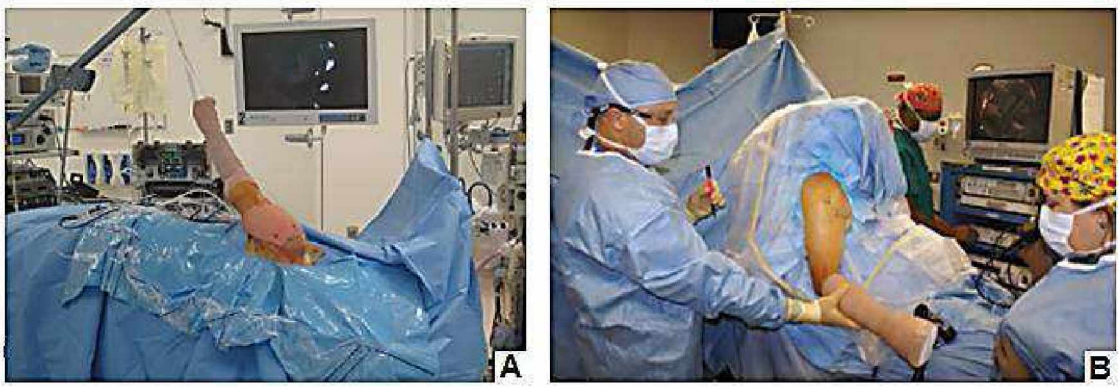


Figura 2.17 – A- Decúbito lateral e B- Cadeira de praia. Fonte: Gartsman (2009).

Normalmente, o procedimento artroscópico é iniciado com uma inspeção da articulação glenoumeral e em seguida do espaço subacromial. Estas inspeções são feitas com o auxilio do artroscópio introduzido pelo portal posterior. O procedimento continua com a abertura de um portal lateral por onde é passada uma *shaver* motorizada usada para remover qualquer tecido bursal que impeça uma clara visão da lesão do tendão do manguito rotador (ver Fig. 2.18) (GARTSMAN, 2009) .

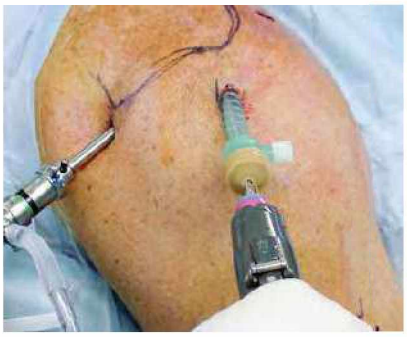


Figura 2.18 – Shaver no portal lateral. Fonte: Gartsman (2009).

Estabelecida uma boa visão da lesão, o artroscópio é então rotacionado de forma que seja diretamente apontado para a mesma. Dessa forma, o tamanho e a geometria da lesão são avaliados (GARTSMAN, 2001).

Uma pinça pode ser usada para puxar a borda livre do tendão supraespinhal e verificar a sua mobilidade como pode ser visto na Fig. 2.19. O tendão dever ser suficientemente móvel para que ele possa ser novamente fixado ao seu local de inserção na tuberosidade maior do úmero (GARTSMAN, 2001).

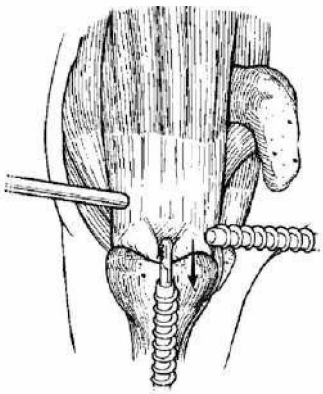


Figura 2.19 – Teste da mobilidade do tendão. Fonte: Gartsman (2009).

O próximo passo consiste na preparação de uma "cama óssea trabecular" na tuberosidade maior para o reparo do tendão. Uma broca esférica de 4 mm pode ser usada

para remover de 1 a 2 mm de osso cortical até que o osso trabecular fique visível, como pode ser visto na Fig. 2.20 (GARTSMAN, 2001).

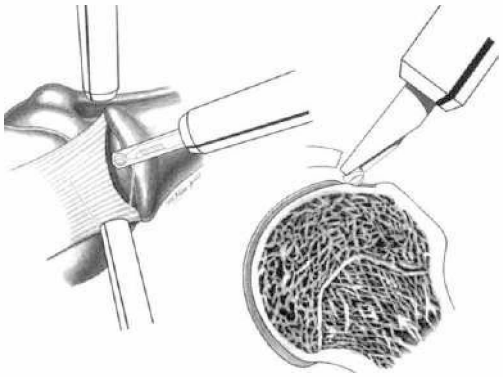


Figura 2.20- Preparação da tuberosidade maior para a inserção do tendão. Fonte: Gartsman (2001).

Com o local do reparo já pronto, a etapa seguinte consiste na inserção da âncora. O número de âncoras depende do comprimento e geometria da lesão do tendão (BURKHART, 1997). Burkhart (1997) insere as âncoras na região previamente preparada para a inserção do tendão como mostrado na Fig. 2.21-A. Já Gartsman (2009) introduz as âncoras lateralmente à tuberosidade maior em uma superfície cortical intacta quando comparada com a "cama óssea trabecular" preparada para a colocação do tendão como pode ser visto na Fig. 2.21-B.

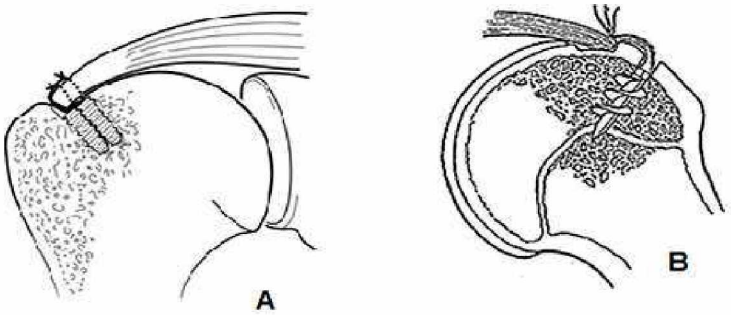


Figura 2.21 – Colocação da âncora. A - Burkhart (1997) e B - Gartsman (2009).

Quanto à disposição dos implantes, Burkhart (1997) insere as âncoras na cama óssea da porção anterior para posterior da tuberosidade maior do úmero com espaçamento de 10 mm entre os implantes. Burkhart (1997) sugere ainda que os implantes sejam inseridos a 45º na superfície óssea no chamado *deadman angle* como mostrado na Fig. 2.22.

Existem duas técnicas artroscópicas para a colocação das âncoras no osso, a técnica em fileira única e a técnica em dupla fileira. A Figura 2.23-A mostra a técnica em fileira única que consiste na colocação de uma única fileira de âncoras na estrutura óssea. Na técnica em dupla fileira, duas fileiras de âncoras podem ser usadas para o reparo do tendão como apresentado na Fig. 2.23-B.

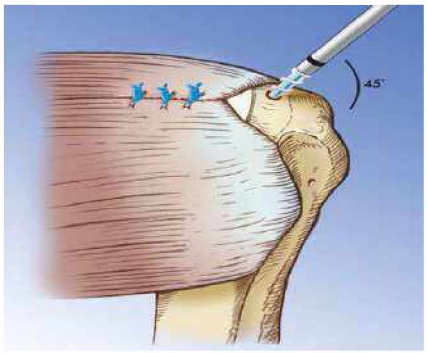


Figura 2. 22 – Ângulo de inserção da âncora. Fonte: Burkhart; Arthrex (2007).

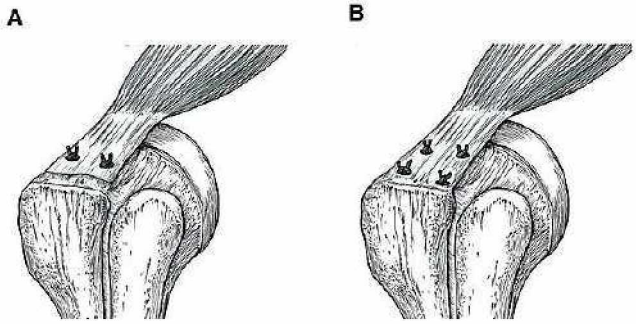


Figura 2.23 – Configurações do posicionamento das âncoras: A – fileira única , B – dupla fileira. Fonte: Dines et al. (2010).

Uma vez que a colocação da âncora tenha sido completada, agora é a vez da passagem dos fios de sutura. No geral, as âncoras de sutura vêm carregadas com fios de cores diferentes que auxiliam o cirurgião no momento da cirurgia.

O procedimento de passagem e manuseio dos fios de sutura é feito com a ajuda de pinças. Os fios de sutura podem ser passados através do tecido mole usando um método direto ou indireto. No método direto, uma pinça com uma agulha flexível passa o fio de sutura diretamente através do tendão como mostrado na Fig. 2.24. No método indireto é feita a passagem de um fio condutor através do tecido para depois tracionar o fio de sutura definitivo pelo tendão. A Figura 2.25 mostra como é feita a passagem dos fios de sutura pelo tendão utilizando o método indireto.

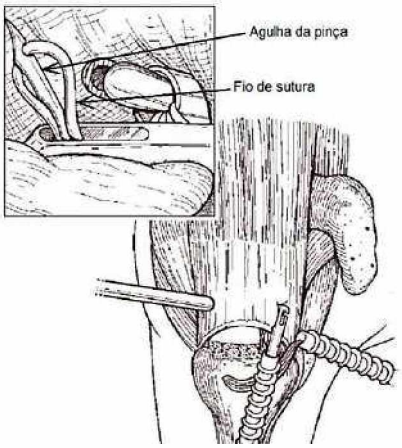


Figura 2.24 – Procedimento de passagem dos fios de sutura pelo método direto. Fonte: Gartsman (2009).



Figura 2.25 - Procedimento de passagem dos fios de sutura pelo método indireto. Fonte: Gartsman (2009).

Após a passagem dos fios de sutura pelo tendão é feita a amarração dos nós e a fixação do tendão no local previamente preparado na tuberosidade do úmero.

A amarração dos fios é feita por cores, ou seja, fios de sutura de mesma cor são amarrados juntos. Geralmente, os nós são feitos fora da cânula lateral para depois serem empurrados, utilizando um empurrador de nós, para dentro do espaço subacromial como mostrado na Fig. 2.26 (GARTSMAN, 2009).



Figura 2.26 - Fio de sutura no empurrador de nós. Fonte: Gartsman (2009).

O tendão é inserido novamente na tuberosidade do úmero durante a amarração dos nós. Gartsman (2009) amarra a primeira sutura com tensão suficiente para conduzir a borda do tendão ao local do reparo desejado. Neste ponto, o tendão é normalmente reduzido, e as suturas subsequentes devem ser amarradas com tensão suficiente para aproximar a borda do tendão ao seu local de inserção. Uma tensão excessiva poderá estrangular o tecido do tendão ou fará com que a sutura rasgue o tendão. A Figura 2.27 mostra como fica um reparo do manguito rotador após o procedimento de amarração dos nós.

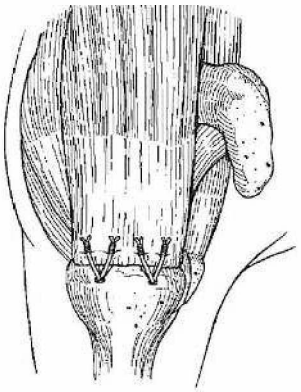


Figura 2.27 – Reparo do tendão supraespinhal utilizando âncoras de sutura. Fonte: Gartsman (2009).

2.5. Período Pós-operatório

Após o reparo de uma lesão do manguito rotador, o período de reabilitação é longo e deve ser levado com comprometimento pelo paciente. Nas primeiras quatro a seis semanas o paciente deve usar uma tipoia funcional para o ombro, sendo que nesse período os movimentos permitidos ao paciente dependerão de como ficou o reparo da lesão, levando em consideração a qualidade do tecido reparado, qualidade óssea, tamanho da lesão e quais tendões estavam rompidos. Depois das seis primeiras semanas o paciente para de usar a tipoia e inicia o ganho de amplitude de movimento do ombro através da realização de diversos exercícios executados durante sessões de fisioterapia (GILL; HAWKINS, 2006).

CAPÍTULO III

IMPLANTES PARA O REPARO DE LESÕES DO MANGUITO ROTADOR

Neste capítulo é feita uma abordagem dos aspectos mais relevantes das âncoras de sutura e âncoras-parafuso sem fios de sutura, com enfoque na geometria, no material, nos modos de falha e nos ensaios mecânicos. É dado também destaque a pressão e área de contato que os diferentes tipos de fixação do tendão do manguito rotador podem apresentar.

O conhecimento dos implantes existentes e suas características foram importantes para o desenvolvimento do novo implante de fixação proposto no capítulo IV.

3.1. Introdução

As âncoras de sutura metálicas foram os primeiros dispositivos mais apropriados desenvolvidos para a fixação do tecido mole ao osso em cirurgias no ombro. A primeira âncora de sutura foi projetada em 1985 por Goble e Somers nos Estados Unidos (Goble et al, 1994) e combinava a versatilidade do material do fio de sutura com a resistência adicional de um parafuso roscado. Algum tempo depois, implantes que dispensaram o uso de fios de sutura também foram desenvolvidos para facilitar o procedimento artroscópico de reparo do manguito rotador.

A finalidade dos dispositivos de fixação tipo âncora é realizar uma estreita aproximação entre o tecido lesionado e o osso de forma a permitir que o tecido mole possa cicatrizar-se novamente a estrutura óssea. Segundo McFarland et al (2005) a criação de uma fixação segura do tecido mole e de uma forte interface tendão - osso necessita de aproximadamente 12 semanas. Se o dispositivo de fixação não está seguro ou não mantêm

sua resistência até que o tendão esteja completamente cicatrizado ao osso, o reparo pode vir a falhar (OZBAYDAR; ELHASSAN ; WARNER, 2007).

As âncoras de sutura são os implantes mais utilizados para o reparo de lesões do manguito rotador. Existe no mercado uma grande variedade de modelos de âncoras com diferentes geometrias e materiais sugerindo, portanto que o implante ideal ainda não está disponível (GEORGE; KUHN, 2004).

3.1.1. Âncoras de sutura

As âncoras de sutura são formadas basicamente por um corpo de material metálico ou não metálico, por um orifício onde o fio de sutura é passado e pelo fio de sutura como mostrado na fig. 3.1.

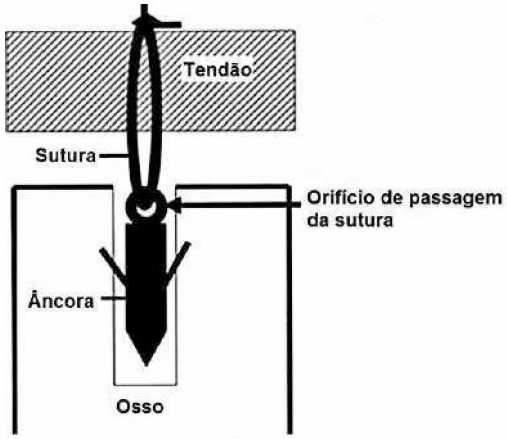


Figura 3.1 – Esquema mostrando as partes constituintes de uma âncora de sutura. Fonte: Nho et al. (2007).

Barber (2008) divide as âncoras de sutura entre âncoras roscadas e não-roscadas. A primeira âncora desenvolvida foi uma âncora roscada e desde então, muitos outros modelos deste tipo foram concebidos como mostrado na Fig. 3.2. Estes implantes possuem como característica principal a presença de um corpo roscado cuja função é garantir a fixação do dispositivo no osso.



Figura 3.2– Alguns modelos de âncoras roscadas. Fonte: Barber et al. (2011).

Nas âncoras não-roscadas a fixação é feita com ajuste de interferência e estas possuem diferentes formas, que podem empregar ganchos ou alargamento da âncora para fixá-la no osso. A presença de nervuras e ganchos ou a expansão do corpo do implante após a inserção no furo é que fornecem a resistência ao arrancamento destes implantes de fixação (BARBER, 2008). A Figura 3.3 mostra alguns tipos de âncoras não-roscadas existentes.

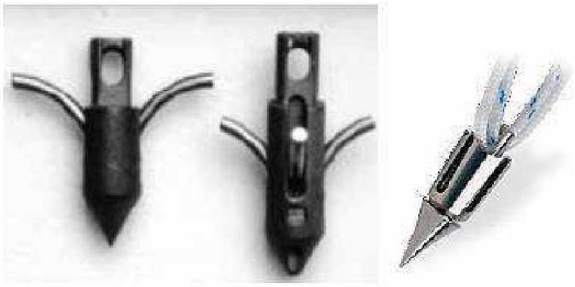


Figura 3.3 – Âncoras não-roscadas. Fonte: adaptado de George; Kuhn (2004).

O diâmetro externo e comprimento das âncoras utilizadas para o reparo do manguito rotador é bastante variável. Geralmente, o diâmetro abrange uma faixa de 3 até 8 mm e o comprimento do implante pode variar de 12 à 18 mm (BARBER et al., 2011).

A forma do orifício de passagem do fio de sutura é uma característica importante das âncoras. O orifício pode ter um impacto significante sobre o desempenho do implante e é um local em potencial para a ocorrência de falhas. Diversas âncoras existentes no mercado são pré-carregadas com dois ou mais fios de sutura de alta resistência e para acomodar múltiplas suturas, diferentes modelos de orifício tem sido usados nos implantes (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007). Estes modelos incluem orifícios nas extremidades distal e proximal das âncoras, dois orifícios independentes na parte externa da âncora, entre outros (BARBER, 2008; BARBER et al., 2011). Na Figura 3.4 são mostrados alguns tipos de orifícios encontrados nas âncoras de sutura.

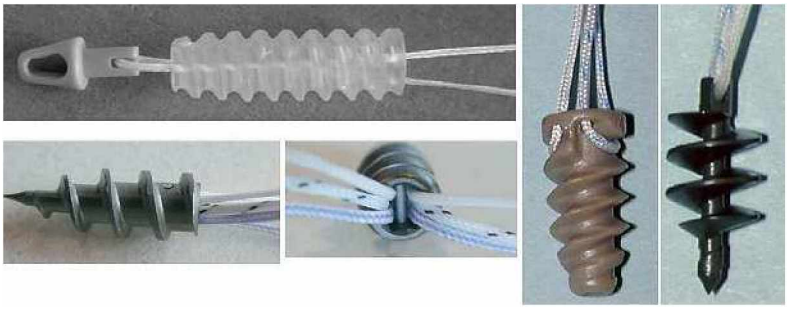


Figura 3.4 – Diferentes configurações de orifícios das âncoras de sutura. Fonte: Barber et al. (2008) e Barber et al. (2011).

Materiais usados em aplicações médicas devem ser biocompatíveis com o organismo e não provocarem reação de corpo estranho (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007). Para o reparo do manguito rotador, materiais como o titânio, polímeros biorreabsorvíveis (PLLA, PGA) e polímeros não-absorvíveis (PEEK) são empregados na fabricação de âncoras.

O titânio e suas ligas apresentam importantes propriedades como alta resistência à corrosão, alta resistência mecânica e excelente biocompatibilidade sendo por isso bastante utilizado na confecção de âncoras tanto roscadas quanto não-roscadas (HALLAB; URBAN; JACOBS, 2004).

O emprego de âncoras biorreabsorvíveis para o reparo de lesões do manguito rotador, surgiu principalmente devido a algumas complicações relatadas com o uso das âncoras metálicas. Destas complicações podem ser citadas migração, encarceração do implante na articulação, dificuldade com cirurgia de revisão e interferência com imagens de ressonância magnética (OZBAYDAR; ELHASSAN; WARNER, 2007; NHO, et al., 2009). Segundo, Nho et al. (2009) uma das principais vantagens dos implantes biorreabsorvíveis é sua degradação com o tempo, teoricamente minimizando ou evitando problemas como migração e interferência com imagens de ressonância magnética.

Nho et al (2009) citaram alguns critérios que devem ser considerados para o uso de implantes biorreabsorvíveis na cirurgia do ombro. Tais critérios são: (1) o implante deve ter uma resistência de fixação inicial para aderir o tecido mole ao osso; (2) as propriedades do material e o tempo de degradação do implante devem permitir satisfatória resistência durante o período de cicatrização do tecido; (3) o implante não deve se degradar muito lentamente para evitar complicações similares as dos implantes metálicos.

A maioria das âncoras biorreabsorvíveis existentes no mercado são compostas dos polímeros de poli (ácido glicólico) PGA e de uma das formas do poli (ácido lático) PLA, o poli (ácido L-lático) (PLLA). Algumas são copolímeros e blendas poliméricas e compostas, por exemplo, de combinações de PGA e PLLA (PEDOWITZ; WEICHEL; BARBER, 2010).

A degradação e posterior reabsorção ou excreção dos implantes biorreabsorvíveis no organismo são processos importantes relacionados aos polímeros biorreabsorvívies. O processo de degradação dos polímeros no corpo ocorre por meio de uma cisão hidrolítica aleatória de suas ligações ésteres. O PGA no organismo é quebrado em glicina, esta é em seguida ou excretada na urina ou convertida em dióxido de carbono e água. O acido lático, um produto normal do metabolismo humano, é o produto da decomposição do PLA e também é convertido em dióxido de carbono e água. O tempo para que a degradação ocorra é influenciado por fatores como localização do implante biorreabsorvível no corpo, grau de cristalinidade, composição química, forma e tamanho do implante, solicitação mecânica entre outros. O PGA se degrada completamente em um período de 6 a 12 meses e o PLLA em períodos superiores a 24 meses (MAURUS; KAEDING, 2004).

As propriedades mecânicas dos implantes biorreabsorvíveis devem ser bem caracterizadas no início e durante o processo de degradação. Dutilidade, módulo de elasticidade e resistência mecânica são normalmente usadas para descrever as propriedades mecânicas deste tipo de implante. O módulo de elasticidade, que mede a rigidez do material, depende principalmente da cristalinidade do polímero. A ductilidade mede a quantidade de deformação plástica que o polímero pode resistir antes de fraturar e é expressa como uma porcentagem do alongamento do material. A resistência a tração do PLLA varia entre 11,4 e 82,7 MPa e a resistência à flexão fica entre 45 e 145 MPa. O PGA que é mais frágil que o PLLA e se degrada mais rapidamente tem uma resistência inicial variando entre 57 e 69 MPa (ATHANASIOU et al., 1998). A Tabela 3.1 mostra outras propriedades dos polímeros PGA e PLLA.

Tabela 3.1 – Propriedades do PGA e PLLA. Fonte: (ATHANASIOU et al., 1998).

Polímero	E (GPa)	ε (%)	Cristalinidade
PGA	7	15 - 20	45 – 55%
PLLA	2,7	5 - 10	37%

A taxa de cicatrização do tendão ao osso é particularmente importante quando considera-se o uso de implantes biorreabsorvíveis. McFarland et al. (2005) destacaram que é desconhecido o exato período de tempo que esses implantes biorreabsorvíveis necessitam de manter sua integridade e resistência para resistir às tensões até que o tecido tenha se cicatrizado adequadamente ao osso.

Recentemente, são encontradas no mercado muitas âncoras confeccionadas de materiais como o polieteretercetona (PEEK). O PEEK é um polímero termoplástico não-absorvível que possui vantagens como: alta resistência mecânica, possibilita a obtenção de

boas imagens de ressonância magnética e facilita a cirurgia de revisão do manguito rotador pois é macio o suficiente para ser perfurado (BARBER et al., 2008).

Um material utilizado para a confecção das partes expansíveis das âncoras *non-screw-in* é o *Nitinol*. O *Nitinol* é uma liga de níquel/titânio que possui como uma das suas principais características a "memória de forma". Materiais com memória de forma tem a habilidade de recuperar uma forma previamente definida quando submetidos a um apropriado procedimento termomecânico (MACHADO; SAVI, 2003).

O fio de sutura é um componente essencial nas âncoras de sutura, pois garante a fixação do tendão ao osso. Este elemento é caracterizado por uma estrutura flexível e de diâmetro reduzido.

Em geral, os fios de sutura podem ser classificados com base em suas características de absorção no organismo, origem do material e estrutura do fio (WIESSNER, 2006). A Tabela 3.2 mostra esquematicamente a classificação dos fios de sutura.

Tabela 3.2 – Classificação dos fios de sutura. Fonte: (RATNER et al., 2004).

Características	Categorias
Origem	Natural Sintética
Absorção	Absorvível Não-absorvível
Estrutura do fio	Monofilamentar Multifilamentar

Suturas naturais são baseadas em fibras derivadas de animais ou plantas. As duas mais importantes suturas naturais são a *catgut* e a seda. Já fios de sutura sintéticos são confeccionados à base de polímeros sintéticos ou metais. Polímeros sintéticos incluem fibras têxteis como o poliéster (PET), *nylon* e o polipropileno (PP) (RATNER et al., 2004).

Quanto à absorção, fios de sutura absorvíveis necessitam de meses ou até anos para serem absorvidos completamente e eliminados do corpo, enquanto fios de sutura não-absorviveis permanecem no organismo indefinidamente (RATNER et al., 2004).

Um fio monofilamentar é constituído de apenas um filamento, enquanto um fio multifilamentar consiste em vários filamentos do material entrelaçados ou trançados formando um só fio (WIESSNER, 2006). As Figuras 3.5-A e 3.5-B mostram respectivamente a estrutura de um fio monofilamentar e um fio multifilamentar.

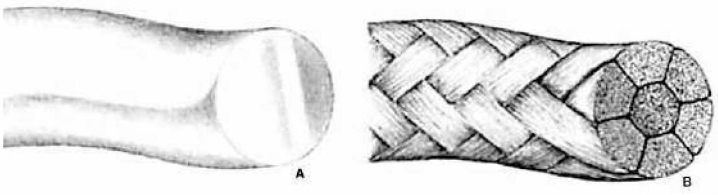


Figura 3.5 – A- Fio monofilamentar, B – Fio multifilamentar. Fonte: Wiessner (2006).

Para o reparo do manguito rotador o fio de sutura ideal deve ser forte o suficiente para resistir às forças que lhe são impostas no período pós-operatório, apresentar pouca deformação durante a cicatrização do tecido e ser de fácil manuseio (NHO et al., 2007).

Os fios de sutura têm sua numeração expressa pelo sistema USP (*United States Pharmacopeia*) sendo bastante variável a relação entre a numeração do fio e seu diâmetro correspondente em milímetros. Geralmente para o reparo de lesões do manguito rotador são utilizados fios de sutura Nº.2. A Tabela 3.3 mostra os diâmetros para alguns tamanhos de fios de sutura.

Tabela 3.3 - Dimensões de alguns fios de sutura. Fonte: Wiessner (2006).

Tamanho USP	**Diâmetros (mínimo-máximo) (mm)**
3-0	0,200-0,249
2-0	0,300-0,399
1-0 ou 0	0,350-0,399
1	0,400-0,499
2	0,500-0,599
3,4	0,600-0,699

Nho et al. (2007) mencionaram que fios de sutura simples trançados de poliéster têm sido substituídos no reparo do manguito rotador por fios de sutura híbridos trançados que utilizam polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE) em sua composição. Geralmente, a carga até a falha destes novos fios de sutura excede aquela necessária para a fixação segura do tendão ao osso. Outra vantagem dos fios de sutura feitos de UHMWPE é que eles apresentam uma diminuição do esgarçamento do fio quando comparados com fios de sutura simples de poliéster (PEDOWITZ; WEICHEL; BARBER, 2010).

Durante o reparo artroscópico do manguito rotador, é necessário amarrar um nó de forma a obter uma fixação segura do tendão. Para um nó ser eficaz, ele deve possuir atributos de segurança tanto do nó quanto do laço (BURKHART, 2000). A escolha da

configuração do nó mais do que outros aspectos da técnica operatória depende da preferência do cirurgião (NHO et al., 2007). Há no geral dois tipos de nós, o deslizante e o não deslizante (GARTSMAN, 2009). A Figura 3.6 mostra os nós deslizantes *Duncan loop*, *Nicky*, *Tennessee slider, Roeder*, *SMC* e *Weston* utilizados em procedimentos artroscópicos.

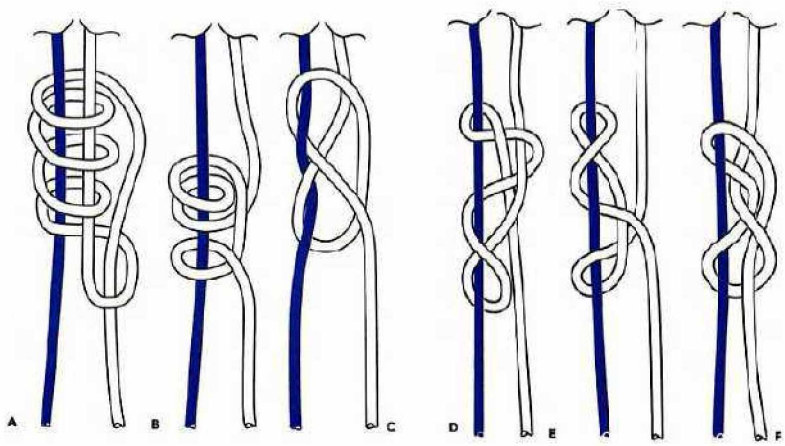


Figura 3.6 – Tipos de nós artroscópicos deslizantes: (A) *Duncan loop*; (B) Nicky; (C) *Tennessee slider*; (D) *Roeder*; (E) *SMC*; (F) *Weston*. Fonte: Pedowitz (2007).

Muitos tipos de configurações de sutura podem ser usados para estabilizar o tendão durante o seu reparo (PEDOWITZ; WEICHEL; BARBER, 2010). No reparo aberto do manguito rotador frequentemente usa-se um ponto *Mason-Allen* modificado devido a sua eficácia biomecânica e clínica. No entanto, esse ponto é difícil de ser realizado artroscopicamente, e configurações mais simples com propriedades biomecânicas similares tem sido utilizadas. Uma destas configurações é o ponto simples, cuja facilidade se deve ao fato de um dos fios de sutura passar uma única vez pelo tendão. A Figura 3.7 mostra algumas configurações de passagem do fio de sutura pelo tendão utilizando as técnicas em fileira única e dupla fileira de disposição das âncoras no osso.

O número de fios de sutura em uma âncora também representa um importante aspecto para o reparo do tendão. Aumentar o número de pontos de fixação é uma das maneiras mais simples de melhorar a resistência da construção âncora-sutura. Com múltiplos pontos de fixação, a carga por ponto de fixação é diminuída, e, portanto a carga sobre o tendão é reduzida. Como o número de âncoras de sutura que pode ser colocado no osso é limitado pelo tamanho da cama óssea, a melhor forma de aumentar o número de pontos de fixação na construção do reparo é aumentar o número de fios de sutura com o uso de âncoras de sutura duplamente carregadas (BURKHART, 2000). Entretanto, a utilização de muitos fios de sutura pode acarretar em problemas relacionados à interferência

com a resposta de cicatrização e irritação mecânica no espaço subacromial (PEDOWITZ; WEICHEL; BARBER, 2010).

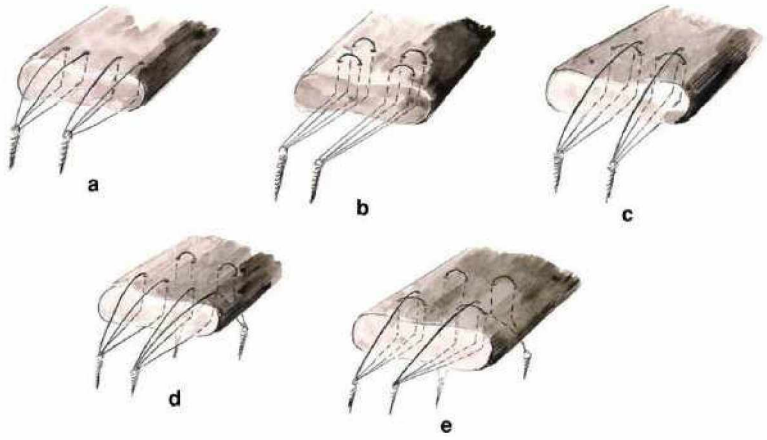


Figura 3. 7 – Técnicas de colocação das âncoras no osso e configurações de passagem dos fios de sutura pelo tendão, respectivamente: a - fileira única, configuração de sutura simples; b - fileira única, configuração de sutura em ponto U; c - fileira única, configuração de sutura *Mason-Allen*; d - dupla fileira, configuração de sutura simples/em ponto U; e - dupla fileira, configuração de sutura *Mason-Allen/*em ponto U. Fonte: Baums et al. (2009).

3.1.2. Modo de falha das âncoras de sutura

Os dispositivos de fixação do tendão ao osso podem apresentar falhas que ocasionarão em problemas no reparo do manguito rotador. O estudo dos modos de falhas das âncoras de sutura representa um meio essencial para a compreensão e posterior aperfeiçoamento destes implantes ortopédicos.

Há muitas fontes potenciais que podem provocar a falha da construção tendão-sutura-âncora-osso, dentre as quais podem ser citadas, o material e orientação do orifício de passagem do fio de sutura , o material do fio de sutura, o ângulo de inserção da âncora e a qualidade do tecido, seja o osso ou tendão (BARBER, 2008).

Os fios de sutura se constituem em uma das partes com maior probabilidade de sofrer algum tipo de falha nos reparos utilizando âncoras de sutura. O potencial para os fios de sutura rasgarem as fibras do tendão ou se romperem é uma preocupação tanto durante o procedimento de amarração dos nós devido a uma excessiva força que venha a ser aplicada quanto após a cirurgia quando o reparo está exposto a carregamentos cíclicos .

Cummins; Murrell (2003a) realizaram um estudo clínico em pacientes submetidos ao reparo do manguito rotador e constataram que o modo de falha mais frequente ocorreu com o fio de sutura. Eles acompanharam no período de 1996 até 2001, 342 pacientes que tiveram o tendão supraespinhal reparado artroscopicamente. Do total de pacientes, 22, ou

seja, 6,4 % apresentaram problemas no reparo do manguito rotador. Estes pacientes foram então submetidos a uma revisão do reparo do tendão onde foi verificado que o modo de falha predominante em 19 dos 22 ombros revisados foi o fio de sutura rasgando o tendão.

DeJong et al. (2004) avaliaram mecanicamente a resistência de âncoras de sutura biorreabsorvíveis e metálicas em caprinos e relataram que a maior parte das falhas observadas nos implantes ocorreu com o fio de sutura. Para a realização dos experimentos lesões completas foram feitas nos tendões dos caprinos e então reparadas com as âncoras de sutura. Foram utilizadas âncoras de PLA carregadas com fios de sutura de poliéster trançados Nº. 4 e âncoras de titânio carregadas com fios de sutura de poliéster trançados Nº. 2. A resistência mecânica dos reparos foi testada a uma taxa de 50 mm/min até a falha da construção âncora-sutura. Os resultados mostraram que a resistência média das âncoras metálicas testadas foi de 182,4 N e das âncoras biorreabsorvíveis de 185,5 N. Os autores destacaram que a maior parte das âncoras de sutura falhou devido à ruptura do fio de sutura, sugerindo dessa forma que o fio de sutura foi o elo mais fraco dos dispositivos de fixação testados.

Cummins et al. (2005) analisaram diferentes combinações de âncora e técnicas de passagem do fio de sutura pelo tendão e também verificaram que o laço mais fraco de todas as construções testadas foi o fio de sutura. Os experimentos foram realizados utilizando 50 amostras de ombro de ovinos entre 6 e 8 meses. Os ombros foram dissecados de forma que restassem apenas o tendão infraespinhal e o úmero. Uma lesão completa foi feita em cada amostra de tendão. O total de amostras foi dividido igualmente em 5 grupos e o reparo do tendão foi feito usando 5 diferentes métodos de fixação. Todos os grupos usaram âncoras de titânio e fios de sutura de poliéster, trançados Nº.2. Em quatro dos cinco grupos foram utilizadas 2 âncoras de sutura com o grupo restante usando 5 âncoras. Quando 2 âncoras foram usadas estas foram espaçadas entre si em 10 mm. Quando 5 âncoras foram utilizadas, o espaçamento entre as âncoras foi ligeiramente menor que 10 mm. As configurações para cada grupo ficaram da seguinte forma: grupo 1 – 2 âncoras de sutura, 2 fios de sutura (1 fio de sutura para cada âncora), configuração de ponto simples; grupo 2 – 2 âncoras de sutura, 2 fios de sutura (1 fio de sutura para cada âncora), configuração de ponto U; grupo 3 - 2 âncoras de sutura, 2 fios de sutura, configuração de ponto *Kessler* modificado; grupo 4 – 2 âncoras de sutura, 4 fios de sutura (2 fios de sutura para cada âncora), configuração de ponto simples; grupo 5 – 5 âncoras de sutura, 5 fios de sutura (1 fio de sutura para cada âncora), configuração de ponto U. A Figura 3.8 mostra as configurações de passagem do fio de sutura pelo tendão. Os testes mecânicos foram feitos em uma máquina de ensaios onde o úmero foi colocado em um suporte na base da máquina e o tendão infraespinhal fixado em garras ranhuradas como mostrado na Fig. 3.9. As

amostras foram carregadas a uma taxa de 40 mm/min e testadas até a falha. O modo de falha foi relatado para cada amostra ensaiada. A construção mais fraca ocorreu para o reparo do tendão feito com 2 âncoras de sutura carregada cada uma com 1 fio de sutura e configuração de ponto simples (72 $\pm$ 25 N). A resistência do reparo aumentou 2 vezes com 2 âncoras de sutura carregada cada uma com 1 fio de sutura e configuração de ponto U (140 $\pm$ 36 N), 3 vezes com 2 âncoras de sutura carregada cada uma com 2 fios de sutura e configuração de ponto simples (212 $\pm$ 39 N). A maior carga de tração foi obtida com o reparo feito com 5 âncoras de sutura e configuração de ponto U (336 $\pm$ 59 N). O modo de falha mais frequentemente observado foi o fio de sutura rasgando o tendão. Outro modo de falha relatado, mas que ocorreu em menor proporção foi o rompimento do fio de sutura.

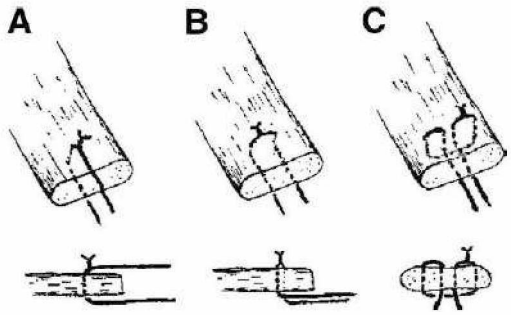


Figura 3.8 – Diferentes configurações de sutura utilizadas nos vários grupos. (A) Ponto simples, (B) ponto U, e (C) ponto *Kessler*. Fonte: Cummins et al. (2005).

Outro modo de falha que pode ocorrer nas âncoras de sutura é a quebra do orifício de passagem da sutura. Barber et al. (2008) avaliaram a resistência mecânica de oito diferentes âncoras de sutura no osso cortical e trabecular de fêmures de suínos e verificaram que a maior parte das falhas ocorreu no orifício de passagem do fio de sutura. Do total de âncoras testadas: 5 eram âncoras roscadas sendo três de PEEK, 1 de titânio e a quinta de material biorreabsorvível; e 3 âncoras não-roscadas das quais 1 era de material biorreabsorvível e as outras 2 de PEEK. As âncoras possuíam diâmetro externo variando de 5 a 7 mm e comprimento de 15 a 18 mm. Todas as âncoras foram carregadas com fios de sutura de alta resistência (UHMWPE) trançados Nº.2. Os fêmures com as âncoras inseridas foram ensaiados a uma taxa de 12,5 mm/s até a falha da construção âncora-sutura. As âncoras roscadas apresentaram para o osso cortical cargas médias até a falha de 389,5 até 711,9 N, já as âncoras não-roscadas tiveram médias de 218 até 375,7 N. Para o osso trabecular as cargas médias até a falha para as âncoras roscadas foram de 330,3 até 563,8 N e para as âncoras não-roscadas de 193,4 até 379,2 N. Os autores relataram que a falha ocorreu em 3 das 5 âncoras roscadas e em 2 das 3 âncoras não-roscadas devido à quebra do orifício de passagem do fio de sutura.

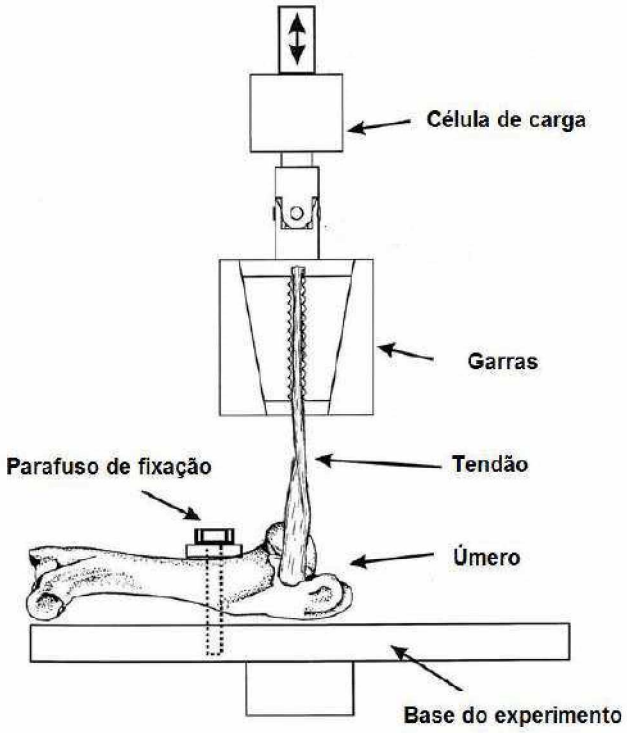


Figura 3.9 – Posicionamento do úmero e tendão no aparato experimental. Fonte: Cummins et al. (2005).

Em trabalho mais recente, Barber et al. (2011) avaliaram as características biomecânicas de alguns modelos de âncoras de sutura utilizadas no reparo do manguito rotador e novamente constataram problemas com o orifício de passagem do fio de sutura. Vinte diferentes tipos de âncoras sendo 5 de material biorreabsorvível, 9 de PEEK e 6 de titânio foram selecionadas para os ensaios. Todas as âncoras utilizadas foram carregadas com fios de sutura de alta resistência feitos em parte ou inteiramente com UHMWPE. As âncoras selecionadas possuíam diâmetros externos de 5,0 a 6,5 mm e comprimento de 12 a 17 mm. Para a realização dos ensaios foram usados fêmures frescos de suínos nos quais as âncoras foram inseridas em duas diferentes áreas, sendo uma de osso cortical e outra de osso trabecular. Os fêmures com as âncoras inseridas foram posicionados em um suporte e os fios de sutura foram passados em um gancho S ligado a uma célula de carga de 5000 N (fig.3.10). Uma velocidade de 12.5 mm/s foi usada para ensaiar as amostras. Para o osso cortical, a menor carga até a falha foi de 262,8 N e a maior foi de 569,5 N, já para o osso trabecular a menor carga foi de 262,7 N e a maior carga até a falha foi de 611,7 N. Independente do tipo de osso, o modo de falha mais observado foi à ruptura do orifício de passagem do fio de sutura seguido pelo rompimento do fio de sutura. Para Barber et al. (2011) este modo de falha se deve ao aumento da resistência do material dos fios de sutura

que impõe mais tensão ao orifício da âncora. Assim, a resistência do orifício da âncora se torna um elemento crítico ao desempenho global destes dispositivos de fixação.

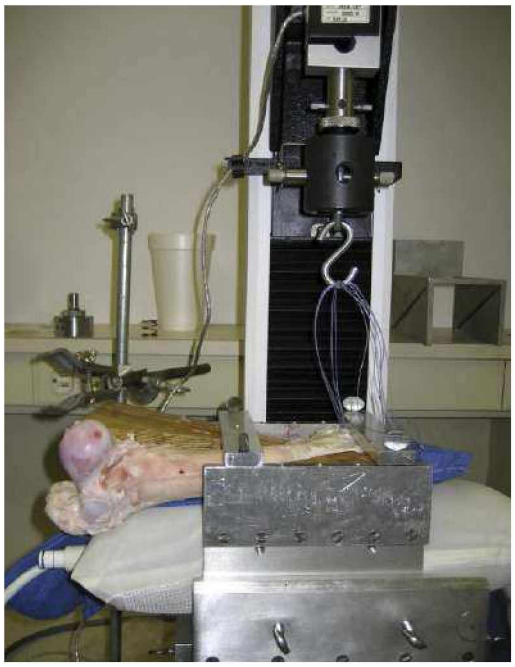


Figura 3.10 – Aparato experimental utilizado para os ensaios mecânicos das âncoras de sutura testadas. Fonte: Barber et al. (2011).

A força necessária para arrancar a âncora do osso é denominada resistência ao arrancamento e é com frequência usada como uma métrica para comparar o desempenho de diferentes âncoras de sutura. O arrancamento da âncora do osso também é uma falha que pode ocorrer com estes implantes de fixação. Barber et al (1997), Gorodia et al (2001) mencionaram que a densidade do osso é uma variável importante que afeta a performance biomecânica das âncoras de sutura inseridas no úmero.

Tingart et al. (2004) avaliaram o efeito da densidade mineral óssea na resistência ao arrancamento de âncoras roscadas de metal e âncoras não-roscadas biorreabsorvíveis. Para isso, 22 úmeros de cadáveres humanos foram obtidos e armazenados a -20º C. Após o descongelamento das peças todo o tecido mole foi retirado dos úmeros. Em seguida as densidades ósseas trabecular e cortical foram determinadas para diferentes regiões das partes distal e proximal da tuberosidade maior das amostras. Os úmeros foram divididos igualmente em dois grupos. No grupo 1 foram utilizadas âncoras roscadas metálicas e no grupo 2 âncoras não-roscadas biorreabsorvíveis. Como a finalidade do estudo foi avaliar somente o desempenho da interface osso-âncora nos locais de inserção escolhidos, o fio de sutura original foi substituído por um fio de aço. As âncoras foram carregadas ciclicamente para simular condições pós-operatórias durante o período de reabilitação. Uma pré-carga de

4 N foi utilizada e a carga máxima escolhida para os primeiros 10 ciclos foi 50 N sendo esta força aumentada em incrementos de 50 N após os 10 primeiros ciclos. Um máximo de 40 ciclos foi realizado. Os resultados mostraram que a carga média até a falha das âncoras metálicas foi de 273 $\pm$ 99 N para a parte proximal e 184 $\pm$ 54 N para a distal, já as âncoras biorreabsorvíveis apresentaram resistência média até a falha de 162 $\pm$ 25 N para a parte proximal e 112 $\pm$ 30 N para a parte distal. Em 100% das âncoras metálicas a falha ocorreu devido ao arrancamento do implante do osso. Já para as âncoras biorreabsorvíveis, 66% das falhas ocorreram pelo arrancamento da âncora e 34% falharam pela quebra do orifício de passagem do fio de sutura. Foi observado que nas áreas de maior densidade óssea não houve diferença significativa entre as âncoras, contudo, nas localizações distais onde à densidade óssea foi menor, as âncoras roscadas apresentaram resistência ao arrancamento superior às âncoras não-roscadas.

Barber, Coons, Ruiz-Suarez (2007) avaliaram a resistência de 4 âncoras de sutura biodegradáveis sob condições de carregamento cíclico em úmeros de cadáveres humanos. Os úmeros foram divididos em dois grupos de acordo com a idade do doador. O grupo 1 compreendeu 16 úmeros de 8 doadores com uma média de idade de 53,6 $\pm$ 7,5 anos (grupo jovem) e o grupo 2 foi formado por 16 úmeros de 8 doadores com média de idade de 70,4$\pm$ 6,6 anos (grupo idoso). O tecido mole dos úmeros foi retirado, restando apenas à estrutura óssea. Todas as âncoras utilizadas eram de PLLA carregada cada uma com dois fios de sutura de alta resistência. Três âncoras possuíam diâmetro de 5 mm e 1 âncora diâmetro de 5,5 mm. As amostras já preparadas foram posicionadas em uma máquina de ensaios mecânicos e cicladas de 10 até 60 N até um máximo de 500 ciclos. As Figuras 3.11- A e 3.11-B mostram respectivamente a disposição das âncoras de sutura no úmero e o aparato experimental utilizado para os ensaios mecânicos. As amostras de âncoras de sutura que não sofreram nenhuma falha até 500 ciclos foram submetidas a um ensaio de tração a uma velocidade de 33 mm/s até falharem. As cargas mínima e máxima registradas para o grupo 1 foram de 247 $\pm$ 39 N e 388 $\pm$ 53 N respectivamente, o grupo 2 apresentou como cargas mínima 227 $\pm$ 57 N e máxima 343 $\pm$ 101 N. Quanto aos modos de falha, o grupo 1 (jovem) falhou principalmente pela quebra do orifício de passagem da âncora já o grupo 2 (idoso) falhou devido o arrancamento da âncora do osso. Os autores destacaram que embora a densidade óssea de cada amostra de úmero não tenha sido medida, pode-se assumir que os ossos cujos doadores possuíam uma média de idade de 54 anos seriam menos osteoporóticos e consequentemente teriam uma maior densidade óssea do que aqueles cujos doadores possuíam uma média de idade de 70 anos.

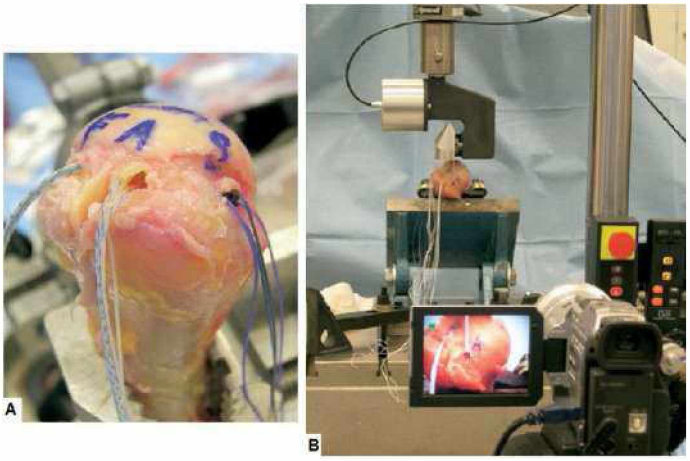


Figura 3.11 – (A) – Disposição das âncoras no úmero e (B) - Aparato experimental utilizado nos testes mecânicos. Fonte: Barber; Coons; Ruiz-Suarez (2007).

O ângulo de inserção das âncoras na estrutura óssea também representa um parâmetro importante para o desempenho destes implantes de fixação. Por isso, Azato et al.(2002) verificaram a resistência ao arrancamento de âncoras de sutura inseridas com diferentes angulações em fêmures de cadáveres humanos e osso artificial trabecular. Os ângulos escolhidos para a inserção das âncoras nos fêmures e ossos artificiais foram de 30º, 45º,60º e 90º como mostrado na Fig. 3.12. As âncoras de sutura utilizadas foram do tipo roscadas, de aço inoxidável, possuindo cada uma diâmetro de 4 mm e comprimento de 12 mm. Fios de aço trançados de 0,9 mm foram utilizados para a tração das âncoras. As âncoras de sutura foram inseridas nos fêmures e ossos artificiais nos ângulos desejados e tracionadas com velocidade de 20 mm/min até a total desinserção do implante do osso. Os resultados obtidos mostraram que o ângulo de inserção no osso de cadáver humano não influenciou a resistência ao arrancamento das âncoras de sutura, entretanto no osso artificial verificaram que houve uma maior resistência ao arrancamento com a âncora inserida à 90º.

Strauss et al. (2009) avaliaram a resistência ao arrancamento de âncoras de sutura roscadas inseridas no osso com ângulos de 45º ou 90º. O experimento foi feito utilizando tendões supraespinhal de sete pares de ombros de cadáveres humanos. Uma lesão de espessura completa foi criada em cada tendão e reparada usando âncora roscada com diâmetro de 5 mm. As amostras foram divididas em 2 grupos, sendo que no primeiro as âncoras foram inseridas no osso a 45° e no segundo grupo as âncoras foram inseridas a 90°. Cada reparo foi submetido a carregamentos cíclicos e 2 pontos de falhas foram definidos: o primeiro foi o desenvolvimento de 3 mm de formação de *gap* no local do reparo e o segundo foi à falha completa do reparo. Três milímetros de formação de *gap* é uma definição comum de falha clinica no reparo do manguito rotador. O número de ciclos foi comparado entre os dois grupos. Os resultados apresentados mostraram que o número

médio de ciclos para 3 mm de formação de *gap* para as âncoras inseridas a 90° foi de 380, enquanto que nos reparos feitos com a âncora inserida a 45° o número de ciclos foi de 297. A falha completa do reparo ocorreu com uma média de 443 ciclos para as âncoras inseridas a 90° e com 334 ciclos com as âncoras a 45°. Os autores concluíram então que as âncoras inseridas na estrutura óssea a 90° forneceram uma maior resistência ao arrancamento do que as âncoras inseridas a 45°.

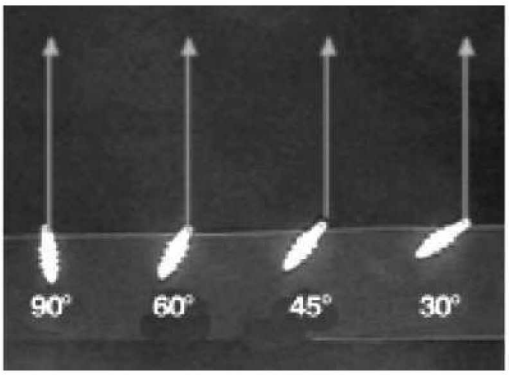


Figura 3.12 – Diferentes ângulos de inserção utilizados nos ensaios. Fonte: Azato et al. (2002).

3.1.3. Âncoras-parafuso sem fios de sutura

As âncoras sem fios de sutura foram desenvolvidas na tentativa de agilizar o procedimento artroscópico do reparo de lesões do manguito rotador. Estes implantes apresentam como principal característica a não utilização dos fios de sutura eliminando, portanto as dificuldades de passagem dos fios e amarração dos nós durante a cirurgia (CUMMINS et al., 2003b). A fixação do tendão ao osso com o uso destes implantes é feita pela "cabeça" do parafuso que comprime o tecido contra a estrutura óssea (MCBIRNIE; MINIACI; MINIACI, 2005). A Figura 3.12 ilustra esquematicamente o reparo do tendão supraespinhal usando âncoras sem fios de sutura.



Figura 3.12 – Reparo do tendão supraespinhal utilizando âncoras-parafuso sem fios de sutura. Fonte: Baillargeon; Safran (2004).

Existem basicamente dois modelos de âncora sem fios de sutura, o primeiro possui corpo único podendo sua cabeça ser lisa ou "dentada" e o segundo tipo é formado por duas peças independentes sendo um parafuso e uma arruela com superfície "dentada" (LEE et al., 2005). Estes implantes podem ser encontrados em comprimentos variando de 22 a 30 mm e diâmetro externo de 5,7 a 6,3 mm. A Figura 3.13 mostra os tipos de âncoras sem fios sutura existentes para o reparo do manguito rotador.

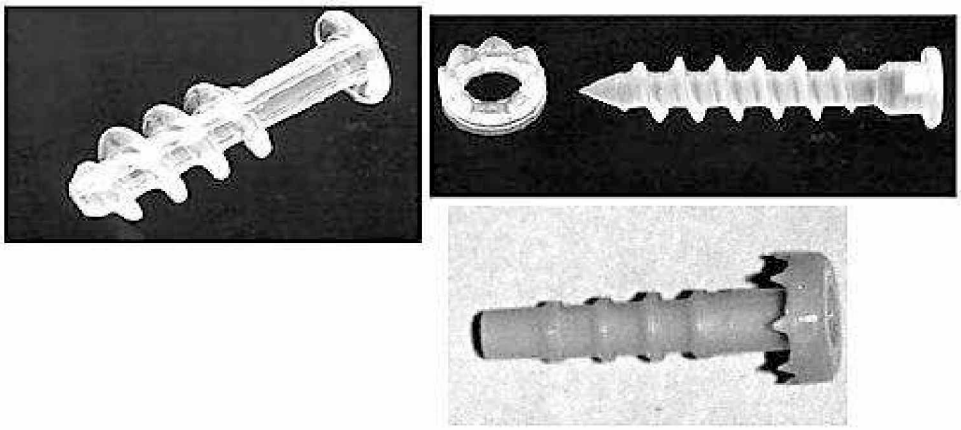


Figura 3.13 – Modelos de âncoras sem sutura. Fonte: Lee et al. (2005).

Os materiais comumente utilizados para a confecção das âncoras sem fios de sutura são os biorreabsorvíveis como PLLA, PGA e copolímeros como PLGA.

3.1.4. Ensaios mecânicos com âncoras-parafuso sem fios de sutura

As âncoras sem fios de sutura além de eliminar as dificuldades artroscópicas relacionadas à passagem e amarração dos fios de sutura possibilitam ainda um aumento da área do contato tendão-âncora podendo fornecer meios mais robustos para a fixação do tecido mole ao osso. Contudo, a quantidade de trabalhos relacionados à avaliação do desempenho destes implantes para o reparo do manguito rotador é pequena.

Gorodia et al. (2001) compararam as resistências mecânicas de reparos do manguito rotador após carregamento cíclico utilizando âncoras de sutura metálicas, suturas transósseas e duas diferentes âncoras sem fios de sutura, sendo uma com cabeça lisa e outra com cabeça dentada. Os ensaios foram realizados utilizando 15 pares de ombros frescos de cadáveres humanos (média de idade de 77 anos). As 30 amostras foram divididas em 4 grupos. Uma lesão de espessura completa foi criada nos tendões supraespinhal e infraespinhal de cada amostra. No grupo 1 as amostras foram reparadas utilizando suturas transóssea, no grupo 2 cada defeito foi reparado com 2 âncoras de sutura de titânio carregadas com fios de sutura Nº.2., no grupo 3, o defeito foi reparado com 2

âncoras sem fio de sutura biorreabsorvíveis de corpo único e cabeça lisa de 8 mm de diâmetro e no grupo 4 cada defeito foi reparado com 2 âncoras sem fios de sutura biorreabsorvíveis de corpo único e cabeça dentada de 8 mm de diâmetro. As amostras foram cicladas de 10 até 180 N. Os números de ciclos para formação de 5 mm (50% de falha) e 10 mm (100% de falha) de *gap* foram anotados. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os 4 grupos no número de ciclos necessários para produzir um *gap* de 5 mm no local de fixação do tendão. Entretanto, para a formação de um *gap* de 10 mm o número de ciclos foi significantemente maior para o grupo 2 (216 ± 62.1 ciclos) do que para o grupo 1 (55.7 ± 15.6 ciclos); nenhuma diferença foi identificada entre os outros grupos 2 (101.4 ± 35 ciclos) e 4 (155.2 ± 56.9 ciclos). Os resultados obtidos sugeriram que a fixação inicial fornecida pelas âncoras sem fios de sutura foi similar à fornecida pelas âncoras de sutura e mais estável do que as suturas transósseas.

Cummins et al. (2003b) compararam a resistência até a falha de reparos do manguito rotador feitos com âncoras de sutura metálicas e duas diferentes âncoras sem fios de sutura biorreabsorvíveis. Ombros de ovinos foram utilizados para os ensaios e preparados de forma que restassem apenas o úmero e o tendão infraespinhal. Uma lesão de espessura completa foi feita no local de inserção do tendão infraespinhal ao osso. As amostras foram divididas em 3 grupos, sendo que no grupo 1 o reparo do tendão foi feito usando duas âncoras de sutura metálicas não-roscadas, no grupo 2 o tendão foi fixado ao osso por meio de duas âncoras sem fios de sutura de corpo único e cabeça lisa de PLLA, no grupo 3 o reparo foi feito utilizando dois implantes sem fios de sutura formados por duas peças separadas sendo um parafuso e uma arruela com superfície dentada de PLA (diâmetro externo de 5,7 mm e comprimento de 28 mm). As amostras foram testadas a uma taxa de 40 mm/min até a falha do reparo. O grupo 1 apresentou uma carga média até a falha do reparo de 140 $\pm$ 36 N, o grupo 2 teve como resultado uma carga de 76 $\pm$ 35 N e o grupo 3 uma carga de 190 $\pm$ 56 N até a falha do reparo. O modo de falha predominante no grupo das âncoras de sutura foi o fio de sutura rasgando o tendão e nos grupos das âncoras-parafuso sem fios de sutura o implante cortou o tendão. Os resultados obtidos mostraram que as âncoras sem fios de sutura com partes independentes apresentaram resistência comparável a das âncoras de sutura, o mesmo não acontecendo com as âncoras sem fios de sutura de corpo único.

Petit et al. (2003) realizaram ensaios biomecânicos sob carregamento cíclico para comparar a performance de âncoras de sutura convencionais com âncoras sem fios de sutura compostas por parafuso e arruela dentada independentes como mostrado na Fig. 3.14-A. Os ensaios foram feitos usando o tendão infraespinhal de ombros de bovinos. Um defeito de espessura completa de 10 x 20 mm foi criado na inserção do tendão ao osso . As

amostras de tendão foram divididas em cinco grupos. No grupo 1 o reparo do tendão foi feito utilizando duas âncoras sem fios de sutura, os reparos do grupo 2 consistiram de 2 âncoras de sutura carregadas com 1 fio de sutura usando configuração de sutura simples, no grupo 3 o tendão foi reparado utilizando 2 âncoras de sutura carregadas com 2 fios de sutura e configuração de sutura simples, os reparos do grupo 4 empregaram 2 âncoras de sutura carregadas com 1 fio de sutura e configuração de sutura em ponto U e no grupo 5 o reparo do tendão foi feito utilizando 2 âncoras de sutura carregadas com 1 fio de sutura e empregando configuração de sutura *Mason-Allen*. Para a realização dos ensaios mecânicos do úmero e tendão foi utilizado um aparato experimental como mostrado na Fig. 3.14-B. Uma máquina de ensaios mecânicos foi usada para ciclar as amostras entre 10 e 180 N. A quantidade de ciclos para a formação de 5 e 10 mm de *gap* foram anotados. Os ciclos medidos até a formação de 5 mm de *gap* do reparo foram: grupo 1 - 787,5 $\pm$ 313, grupo 2 - 25,6 $\pm$ 13,4, grupo 3 - 32 $\pm$ 11,3, grupo 4 - 109,6 $\pm$ 81,5 e grupo 5- 6,1 $\pm$ 2,3. Para a formação de 10 mm de *gap* os resultados foram: grupo 1 - 1665,3 $\pm$ 407,6, grupo 2 – 166,1 $\pm$ 55,2, grupo 3 – 703,9 $\pm$ 179,5, grupo 4 – 802,5 $\pm$ 212,3 e grupo 5 - 352 $\pm$ 178,5. O modo de falha predominante nas âncoras sem fios de sutura biorreabsorvíveis foi o corte do tendão pelos implantes; nenhum dispositivo quebrou ou foi arrancado do osso. Já nos grupos das âncoras de sutura, a ruptura do fio de sutura foi o principal modo de falha observado. Os autores concluíram que os reparos utilizando âncoras sem fios de sutura se comportaram melhor sob carregamento cíclico do que os reparos feitos com âncoras de sutura.

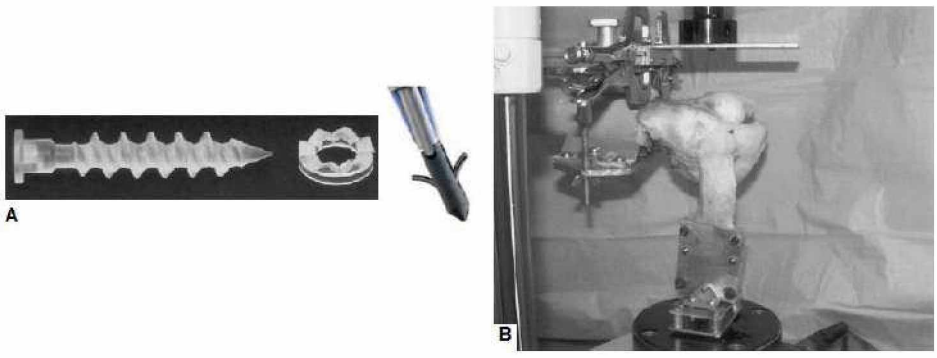


Figura 3.14 – (A)- Implantes utilizados nos ensaios mecânicos, (B) - Disposição do úmero e tendão para os ensaios mecânicos. Fonte: Petit et al. (2003).

Lee et al. (2005), compararam biomecanicamente reparos do manguito rotador feitos com âncoras sem fios de sutura de corpo único e reparos feitos com âncoras de sutura. Para isso, foram usados 12 ombros de bovinos divididos em dois grupos. Em um dos grupos foi utilizado um parafuso sem fio de sutura de corpo único e cabeça lisa de PLLA com

dimensões de 6,3 mm de diâmetro e 22 mm de comprimento e no outro uma âncora de sutura metálica carregada com 1 fio de sutura de poliéster Nº. 2. Cada ombro foi dissecado para isolar a cabeça do úmero e o tendão infraespinhal. Um defeito de 10 mm de comprimento por 20 mm de largura foi criado no local de inserção do tendão infraespinhal. As amostras foram cicladas de 10 a 180 N, valores baseados em carregamentos fisiológicos que ocorrem em atividades normais diárias. Os números de ciclos para formação de 5 mm (50%) e 10 mm (100%) de *gap* e o modo de falha foram medidos e comparados entre os implantes utilizados. Clinicamente 10 mm de gap define uma falha completa do reparo do manguito rotador. Os resultados mostraram que as âncoras sem fios de sutura alcançaram 50% de falha com uma média de 34,8 $\pm$ 80,4 ciclos enquanto as âncoras de sutura apresentaram uma média de117,0 $\pm$ 124,0 ciclos. Para 100% de falha o grupo das âncoras sem sutura resistiu a uma média de 41.2 $\pm$ 78,6 ciclos e o grupo das âncoras de sutura a uma média de 734,2 $\pm$ 573,9 ciclos. O corte do tendão pela cabeça do implante foi um modo de falha observado nas âncoras sem fios de sutura.

Foi possível verificar com os ensaios mecânicos de Cummins et al. (2003b) e Petit et al. (2003) que as âncoras sem fios de sutura compostas de duas partes independentes apresentaram resultados satisfatórios quando comparados às âncoras de sutura convencionais.

Com relação às âncoras sem fios de sutura de corpo único, Gorodia et al. (2001) apesar de terem obtido resultados satisfatórios com este tipo de implante, mencionaram que uma avaliação adicional *in vivo* deveria ser feita para verificar o comportamento destes implantes durante a cicatrização, já Cummins et al. (2003b) não recomendam o uso deste tipo de implante nos procedimentos de reparo do manguito rotador e Lee et al. (2005) sugeriram que um diâmetro maior ou uma superfície mais rugosa da cabeça do implante poderia aumentar a área superficial para o aperto do tendão.

3.2. Pressão e Área de Contato da Interface Tendão-Osso

Complicações pós-operatórias como re-ruptura do tendão podem ocorrer, independente da técnica cirúrgica utilizada. E uma das possíveis causas para este tipo de incidente pode estar relacionada a uma inadequada cicatrização entre o tendão e o osso. Maximizar a área de contato entre o tendão e seu local de inserção na tuberosidade do úmero melhora o processo de cicatrização e por sua vez aumenta a resistência mecânica e função do tendão reparado (PARK et al., 2005). Baums et al. (2009) destacaram que o reestabelecimento da configuração anatômica da inserção tendão-osso é o fator primordial para a otimização do processo de cicatrização. Da mesma forma, a magnitude da pressão

local e sua distribuição entre o tendão e o osso também podem contribuir para o processo de cicatrização. Alguns estudos foram realizados com o objetivo de verificar a pressão e área de contato entre diferentes tipos de técnicas cirúrgicas utilizadas para o reparo do manguito rotador. É importante ressaltar que não é conhecida na literatura a variação de pressão ótima para a cicatrização do tendão ao osso e que, uma pequena pressão pode causar separação da interface tendão-osso, enquanto uma alta pressão pode afetar a vascularização do tendão e resultar em comprometimento da cicatrização do tecido.

Tuoheti et al. (2005) investigaram a pressão e área de contato das técnicas de fixação artroscópica das âncoras em fileira única e em dupla fileira e a técnica aberta da sutura transóssea. O experimento foi feito utilizando 10 ombros de cadáveres humanos nos quais foram criados lesões de espessura completa no tendão supraespinhal. Em seguida, os tendões foram reparados usando as 3 técnicas propostas. Para a técnica artroscópica de fixação em fileira única foram utilizadas 2 âncoras de sutura e para a técnica em dupla fileira foram utilizadas 4 âncoras de sutura. Em todos os métodos, o fio de sutura foi amarrado para a confecção do nó com uma carga de 3 kgf. Um filme sensível à pressão (0,5 a 2,5 MPa) foi utilizado para determinar a média da pressão de contato e área de contato entre o tendão e o osso para os reparos utilizados. O filme foi colocado entre o tendão e a estrutura óssea como mostrado na fig. 3.15. Os resultados mostraram que a maior área de contato foi obtida com a técnica de fixação em dupla fileira cujo valor foi de aproximadamente 120 mm², a técnica em fileira única apresentou uma área de aproximadamente 50 mm² e a sutura transóssea uma área de aproximadamente 70 mm². Com relação à pressão de contato, a técnica em fileira única apresentou a maior pressão de contato que foi de aproximadamente 1,15 MPa, enquanto a técnica em dupla fileira apresentou uma pressão de contato de aproximadamente 1,1 MPa, já a transóssea apresentou a menor pressão de contato que foi de aproximadamente 0,9 MPa. A Figura 3.16 mostra a área de contato obtida para cada tipo de técnica de reparo realizada. A partir dos resultados obtidos os autores concluíram que a técnica em dupla fileira e a transóssea podem fornecer um melhor ambiente para a cicatrização do tendão do que a técnica em fileira única.

Park et al. (2007) realizaram ensaios para verificar a área de contato e pressão de contato fornecida pela técnica artroscópica de colocação das âncoras em dupla fileira e pela técnica aberta da sutura transóssea. Seis pares de ombros de cadáveres humanos foram utilizados. Em cada tendão supraespinhal das amostras foi feita uma lesão de espessura completa. Os reparos foram feitos utilizando ou a técnica artroscópica em dupla fileira empregando 4 âncoras de titânio carregadas com fios de sutura Nº.2 ou a técnica da sutura transóssea. Uma carga de 4 kgf foi usada para amarração dos nós em ambos os reparos. Um filme sensível à pressão com faixa de medição de 0,2 a 0,6 MPa foi colocado entre o

tendão e o osso. Os resultados mostraram que a menor área de contato e pressão foram obtidas com a técnica em dupla fileira cujos valores médios foram respectivamente de 63,3 ± 28,5 mm² e 0,19 ± 0,01 MPa, já a técnica da sutura transóssea apresentou valores médios para a área de contato e pressão respectivamente de 99,7 ± 22,0 mm² e 0,22 ± 0,03 MPa. Os autores concluíram que a técnica da sutura transóssea forneceu melhor área de contato e maior distribuição global de pressão do tendão ao osso. Os autores salientaram que uma cicatrização mais rápida e segura pode ser esperada quando existe distribuição de pressão benéfica entre o tendão e sua inserção na tuberosidade maior do úmero.

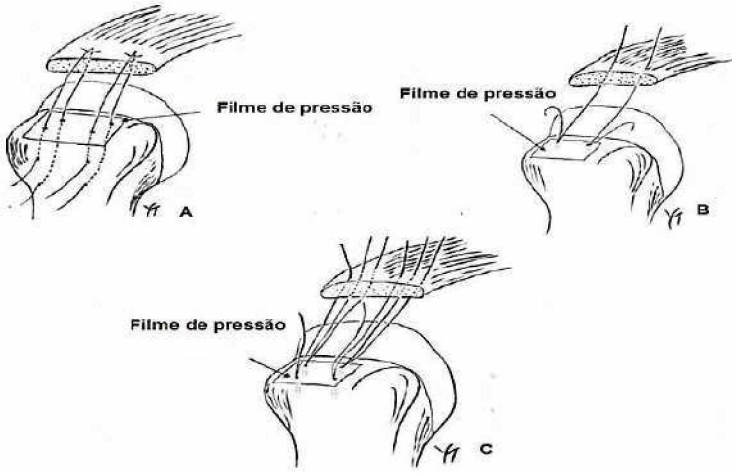


Figura 3.15 – Esquema da colocação do filme de pressão nas técnicas – A – transóssea, B- fileira única e C- dupla fileira. Fonte: Tuoheti et al. (2005).

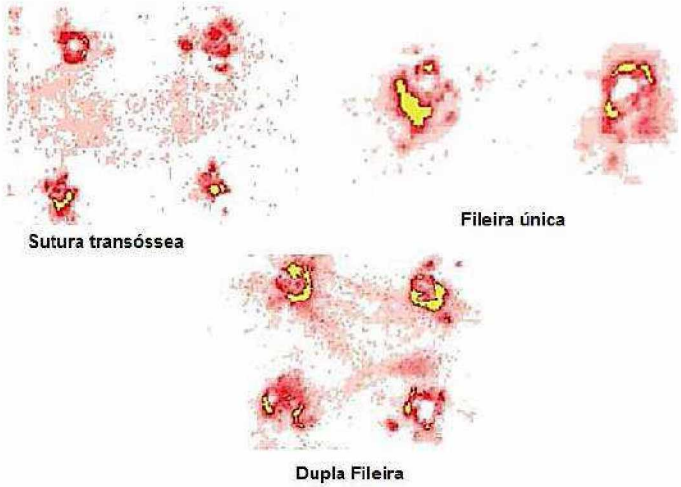


Figura 3.16 - Área de contato obtida com as técnicas de reparo utilizadas no estudo. Fonte: Tuoheti et al. (2005).

Baums et al. (2009) avaliaram a pressão de contato no tratamento do tendão do manguito rotador usando diferentes técnicas de reparo e configurações de sutura em um modelo de ovino. Quarenta amostras de ombros de ovino foram utilizadas e divididas em cinco grupos, dos quais 3 foram reparados usando a técnica em fileira única com configurações de sutura simples, em ponto U e *Mason-Allen* e 2 grupos foram reparados com a técnica em dupla fileira e configurações de sutura simples/em ponto U e *Mason-Allen/* em ponto U . Para a técnica em fileira única foram utilizadas duas âncoras carregadas com 2 suturas cada, já para a técnica em dupla fileira foram utilizadas duas âncoras de sutura duplamente carregadas cada uma e duas âncoras carregadas com uma única sutura cada. Uma carga de 4 kgf foi utilizada durante a amarração dos nós. Um filme sensível à pressão com faixa de medição entre 0,5 e 2,5 MPa foi inserido entre as interfaces tendão-osso. Os resultados obtidos para a pressão de contato foram: fileira única com configuração de sutura simples 1,07 ± 0,11 MPa, fileira única com configuração em ponto U 0,95 ± 0,09 MPa, fileira única com configuração *Mason-Allen* 1,15 ± 0,05 MPa, fileira dupla com configuração de sutura simples/em ponto U 1,15 ± 0,03 MPa e fileira dupla com configuração *Mason*-Allen/ em ponto U 1,19 ± 0,03 MPa. Os autores concluíram que o uso de configurações de sutura mais complexos como *Mason-Allen* em oposição às configurações simples/em ponto U resultaram nas maiores pressões de contato do tendão na superfície óssea, otimizando dessa forma o processo de cicatrização. Apesar dos bons resultados obtidos com configurações de sutura mais complexas a dificuldade de manuseio artroscópico impossibilita um maior uso destas configurações nos reparos do manguito rotador.

CAPÍTULO IV

PROJETO DO NOVO IMPLANTE DE FIXAÇÃO

Este capítulo apresenta a proposta para o desenvolvimento de um novo implante aplicado no tratamento de lesões do manguito rotador. A concepção deste novo implante foi baseada na possibilidade de facilitar o procedimento artroscópico de reparo do tendão lesionado ao osso. Descrições da geometria, forma de fixação e dimensões do novo implante são apresentadas neste capítulo.

4.1. Introdução

Nas últimas duas décadas, o procedimento de reparo de lesões do manguito rotador passou por mudanças significativas. A cirurgia aberta utilizando a técnica da sutura transóssea para a fixação do tendão ao osso foi gradativamente sendo substituída pela artroscopia. A técnica artroscópica para a reparação do manguito rotador se desenvolveu graças à invenção das âncoras de sutura na metade dos anos 80.

O principal inconveniente da artroscopia envolvendo as âncoras de sutura é a dificuldade da passagem e amarração dos fios durante a cirurgia. Com isso, os custos deste procedimento são maiores, principalmente, considerando o tempo cirúrgico. Para contornar este problema, algumas empresas desenvolveram novos sistemas de fixação por âncoras sem utilizar fios de sutura. Entretanto, existem poucas pesquisas comprovando a eficiência destes implantes com relação à resistência mecânica e ao fornecimento de fixação segura durante o período de cicatrização (CUMMINS et al., 2003b). Isto pode ser uma possível explicação para o fato destes novos implantes não terem uma utilização tão grande quanto

às âncoras de sutura. No Brasil tais implantes não são muito utilizados, principalmente os implantes sem fios confeccionados de material biorreabsorvível .

O principal objetivo deste trabalho foi projetar um implante alternativo às âncoras de sutura que não utilize fios e que facilite o procedimento artroscópico de reparo do manguito rotador.

4.2. Concepção do Novo Implante

Os parafusos tipo âncora sem fios de sutura existentes no mercado utilizam o principio de fixação do tendão contra o osso através da área de contato da cabeça do parafuso. A estabilidade de união é gerada pela resistência dos filetes de rosca do parafuso no momento da sua inserção no osso e na aplicação do torque. Neste caso, fisicamente devido à pequena área de contato, em geral, altos níveis de tensão são gerados nesta região podendo danificar a estrutura do tendão.

As primeiras sugestões de projeto para o novo implante é que este sistema deveria ser aplicado de uma forma direta e rápida sem provocar maiores danos ao tecido mole e possuísse um formato que possibilitaria a fixação nas áreas correspondentes ao manguito rotador. Dessa forma, o novo sistema foi baseado em uma concepção de implante já existente denominado grampo de Blount.

O grampo de Blount é utilizado para o tratamento de varismo tibial doença caracterizada por um encurvamento em varo da tíbia. A Figura 4.1 ilustra um implante ortopédico do tipo grampo de Blount.



Figura 4.1 – Grampo de Blount. Disponível em:<http://www.medicsystem.com.br>. Acessado em 05 de junho de 2013.

4.3. Descrição do Novo Implante

Basicamente, a geometria do novo implante é formada por duas hastes verticais utilizadas para fixação do dispositivo na estrutura óssea e uma haste horizontal necessária para segurar o tendão no osso. O novo implante apesar de apresentar a geometria parecida com a do grampo de Blount foi projetado com adaptações próprias para ser utilizado no tratamento do manguito rotador.

Uma vez definida a geometria, as dimensões deste novo implante devem ser projetadas de tal forma que possa ser acomodado na região do manguito rotador. Devido à diferença de tamanho, provavelmente, tais implantes deverão ser projetados com diferentes medidas e configurações.

A geometria inicial do novo implante foi implementada no software Solidworks®. A Figura 4.2 mostra a concepção inicial do dispositivo de fixação, onde é possível observar as hastes verticais e horizontal do grampo e os filetes para fixação no osso.

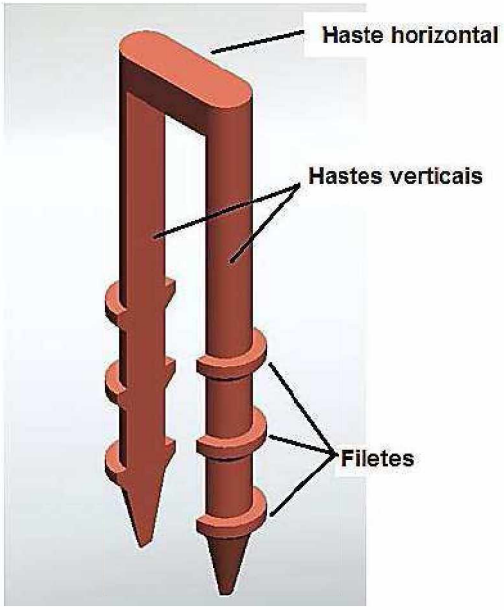


Figura 4.2 – Geometria inicial do novo implante implementada no Solidworks®.

Neste sistema, a largura do implante é dependente do diâmetro máximo da cânula utilizada na artroscopia do manguito rotador que é de 8,25 mm. Mediante esta restrição, nesta primeira proposta, a largura da haste horizontal do implante foi definida como 6 mm e a largura da extremidade de um filete a extremidade de outro filete foi definida como 7 mm. Ambas as dimensões estão dentro do limite imposto pelo diâmetro da cânula. A haste horizontal possui também uma altura de 1,5 mm. O comprimento do implante foi baseado no tamanho dos dispositivos sem fios de sutura existentes, por isso nesta concepção inicial o grampo foi projetado com um comprimento de 22 mm. Presume-se que esta medida permitirá ao implante atingir uma boa profundidade no osso trabecular do úmero.

As hastes verticais do implante foram projetadas como um semicírculo de 1 mm de raio. De forma a auxiliar na inserção do grampo no osso, estas hastes terminam em pontas ligeiramente “afiadas”.

Para garantir a fixação do implante no osso, filetes de 1,5 mm de raio foram dispostos na porção inferior das hastes verticais do implante e formam um ângulo de 45º com a borda vertical de cada haste. Esses filetes foram projetados para ajudar na retenção do grampo no osso formando um encaixe por atrito na estrutura óssea. A geometria dos filetes foi baseada na geometria dos filetes de implantes tipo âncora sem fios de sutura.

A Figura 4.3 mostra as dimensões referentes à largura da haste horizontal e da extremidade de um filete ao outro, o comprimento do grampo, os diâmetros das hastes verticais e filetes de fixação do implante ao osso e a altura da haste horizontal do dispositivo.

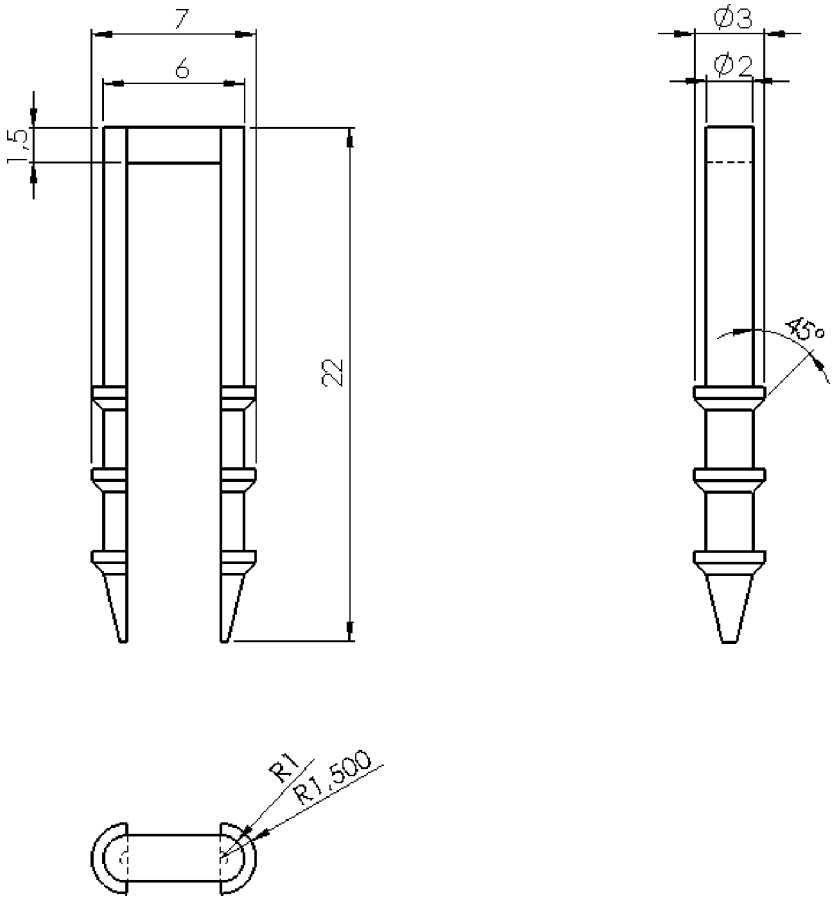


Figura 4.3 – Dimensões de largura da haste horizontal e de um filete ao outro, comprimento, diâmetro das hastes verticais e filetes e altura da haste horizontal do grampo.

A superfície inferior da haste horizontal localizada entre as duas hastes verticais é formada por um retângulo de 4 mm de largura por 2 mm de comprimento como pode ser

visto na Fig.4.4. Espera-se que esta geometria possibilite um aumento da área de contato grampo-tendão e consequentemente da interface tendão-osso o que segundo Park et al. (2005) pode beneficiar o processo de cicatrização do tendão ao osso nos reparos do manguito rotador. A Figura 4.5 mostra um desenho esquemático do contato entre a interface grampo-tendão e tendão-osso.

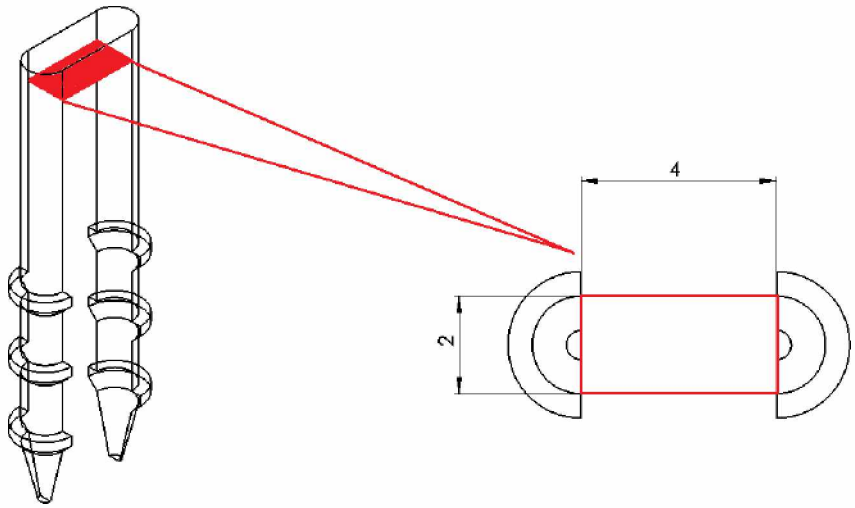


Figura 4.4 – Região que ficará em contato com o tendão.

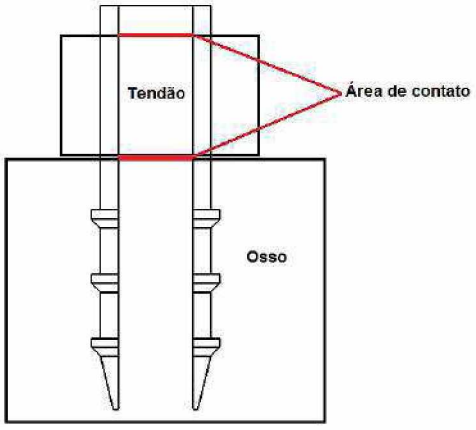


Figura 4.5 – Esquema mostrando o contato entre o implante e o tendão e entre o tendão e o osso.

Para visualizar fisicamente a geometria deste novo implante de fixação, um modelo foi fabricado em plástico à base de resina epóxi como pode ser visto na Fig. 4.6. Este processo foi feito utilizando uma impressora 3D PROJET 1500.

Neste primeiro estudo, o material sugerido para o implante é o titânio. Este material fornecerá rigidez suficiente para que o implante possa perfurar diretamente o tendão e o osso no momento da sua utilização, além de ser biocompatível com os tecidos biológicos.

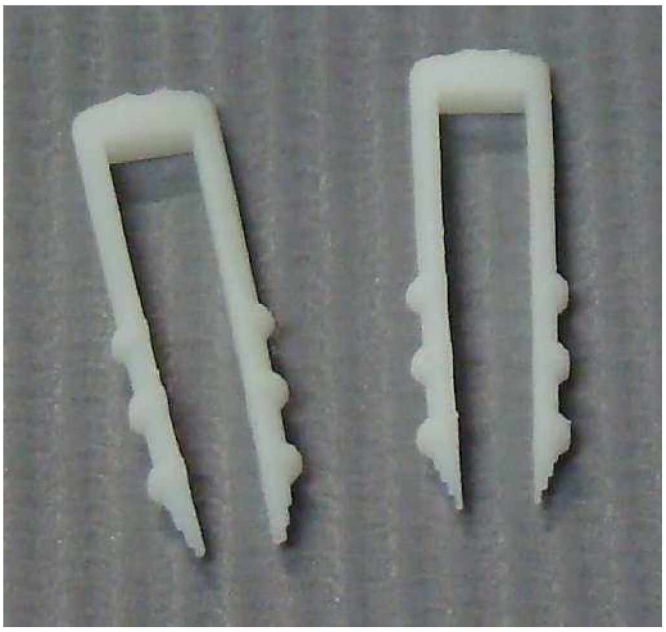


Figura 4.6 - Grampo confeccionado na impressora 3D.

CAPÍTULO V

METODOLOGIA EXPERIMENTAL

O reparo do manguito rotador utilizando âncoras de sutura envolve forças complexas principalmente durante o procedimento de passagem e amarração dos fios de sutura. Dentre essas forças podem ser destacadas a força de tração aplicada ao fio para a aproximação do tendão ao local de reparo, a força empregada durante a aproximação dos fios de sutura para amarração e a força de compressão para a confecção dos nós. A determinação destas forças é importante para avaliar a resistência do reparo do manguito rotador feito com âncoras de sutura.

Este capítulo apresenta a metodologia empregada para avaliar a resistência do fio que mantem o tendão próximo ao osso em um procedimento feito com âncoras de sutura. Além disso, a análise também serviu para avaliar a falha do sistema tendão versus reparo utilizando estes implantes de fixação. Para tal abordagem foram utilizadas amostras de úmero e tendão bovinos. Neste caso, a força até a falha do reparo foi estimada por meio de um ensaio de tração. As outras forças atuantes no reparo do manguito rotador durante o manuseio dos fios de sutura foram aproximadas como parcelas da força de resistência do reparo estimada com os testes mecânicos.

5.1. Introdução

A principal finalidade da modelagem experimental foi estimar as forças que os fios de sutura exercem em reparos do manguito rotador utilizando âncoras de sutura. Para isso, amostras de úmero e tendão bovinos foram gentilmente fornecidas por um frigorífico local e

submetidas a um procedimento para a união do tendão ao osso utilizando âncora de sutura. Em seguida as amostras foram sujeitas a um ensaio de tração.

Os testes de tração foram realizados em uma máquina de ensaio adaptada com suportes especiais para a colocação das amostras. Para o posicionamento do úmero um sistema foi projetado e adaptado na base da máquina de ensaio. O tendão foi costurado a um tecido de couro e fixado na garra da máquina. Após o posicionamento das amostras foi realizado o ensaio de tração até a falha do reparo.

Os ensaios de tração estimaram a força do fio que mantem o tendão próximo ao osso nos reparos do manguito rotador. A força de aproximação dos fios de sutura para a amarração e a força de compressão durante a confecção dos nós foram consideradas como parcelas da força estimada com os testes de tração.

A partir destes dados de força, foi feita a estimativa de uma força de compressão utilizada na análise por elementos finitos da fixação do tendão usando o grampo projetado. Um modelo de elementos finitos do reparo utilizando âncora de sutura também foi desenvolvido para o entendimento do fenômeno físico de amarração dos nós. Neste modelo as forças estimadas com os testes de tração foram utilizadas para simular a ação dos fios de sutura.

5.2. Amostras de Úmero e Tendão Bovinos

Para avaliar a resistência da fixação dos fios de sutura em reparos do manguito rotador feitos com âncoras de sutura foram utilizadas amostras de úmero e tendão bovinos. A escolha do tendão bovino foi feita pois segundo Petit et al. (2003) e Lee et al. (2005) a espessura do tendão do manguito rotador humano e bovino é próxima. Enquanto o tendão humano possui uma espessura de 3,1 ± 0,7 mm, o tendão bovino apresenta espessura de 4,1 ± 0,24 mm. Portanto, dada a pequena variabilidade na espessura do tendão bovino e humano do manguito rotador pode-se assumir que a espessura do tendão não afetará nos resultados do estudo.

A parte dianteira bovina formado pela escápula, úmero e rádio juntamente com tendões e ligamentos foi fornecida pela empresa Frigorifico Real localizada no município de Uberlândia-MG. Foram utilizadas três peças para a realização dos experimentos. As peças anatômicas foram adquiridas logo após o abate dos animais e em seguida foram congeladas até o momento de realização dos ensaios. A Figura 5.1 mostra uma das peças fornecida pelo frigorífico. Por se tratar de um ensaio com carcaças de animais, não houve

necessidade, neste momento, de elaborar projeto específico para o Comitê de Ética de Animais (CEUA).

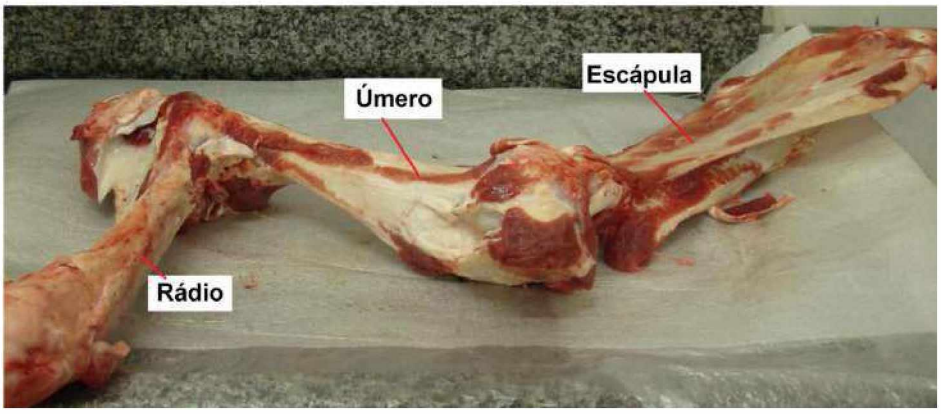


Figura 5.1 – Parte dianteira bovina formada pelo úmero, escápula e rádio.

Para a realização dos ensaios a parte dianteira bovina foi descongelada e com o auxílio de uma serra fita modelo RS10 de 0,8 mm o úmero foi separado da escápula e do rádio como pode ser visto na Fig. 5.2. As partes moles do úmero como pedaços de músculo e gordura foram retiradas com a ajuda de facas especiais. A Figura 5.3 mostra as três amostras de úmero após a retirada das outras estruturas ósseas.



Figura 5.2 – Separação do úmero das outras estruturas ósseas usando uma serra fita de 0,8 mm.

A dissecação do tendão dos úmeros assim como todo o procedimento de reparo do manguito rotador foi feita pelo médico ortopedista da Universidade Federal de Uberlândia Thiago Corrêa do Carmo. Em todas as amostras o processo de separação do tendão dos

tecidos moles adjacentes do úmero foi realizado utilizando um bisturi com lâmina de aço carbono nº 24 . A Figura 5.4 mostra o tendão bovino dissecado.



Figura 5.3- Amostras de úmero após separação das outras estruturas ósseas.

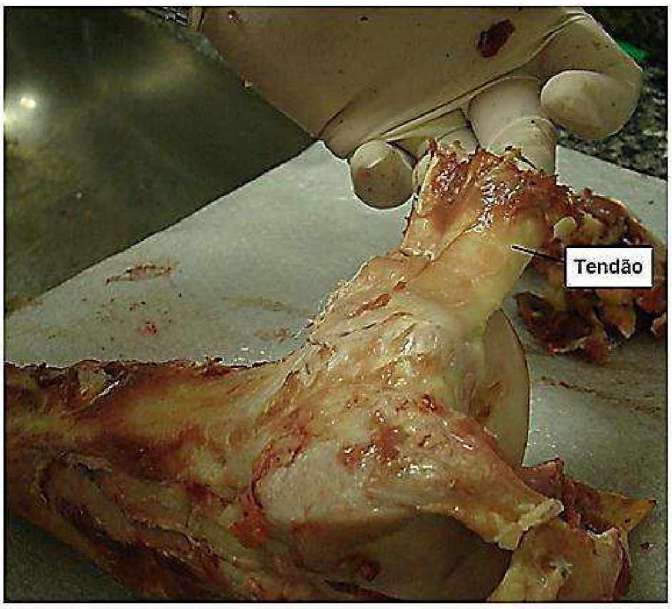


Figura 5.4 – Tendão bovino dissecado das partes moles adjacentes.

Após a dissecação dos tendões, com o auxílio de um paquímetro, medidas da largura, espessura e comprimento destes tecidos foram determinadas. Obteve-se que a largura aproximada dos tendões foi de 38,00 mm, a espessura ficou em torno de 4,00 mm e o comprimento foi de aproximadamente 65,00 mm. A Figura 5.5 ilustra as dimensões medidas para cada amostra de tendão.

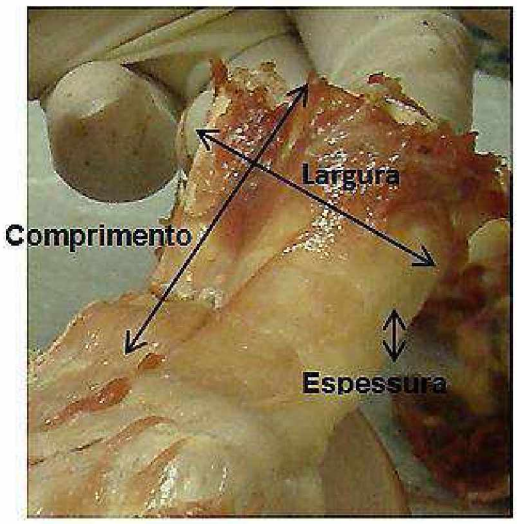


Figura 5.5 – Dimensões medidas para cada tendão.

5.3. Reparo do Tendão do Manguito Rotador

Para cada um dos procedimentos de fixação do tendão ao osso foi utilizada uma âncora de sutura roscada de titânio de 4 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento carregada com 2 fios de sutura trançados Nº.2. A Figura 5.6 mostra a âncora de sutura utilizada.

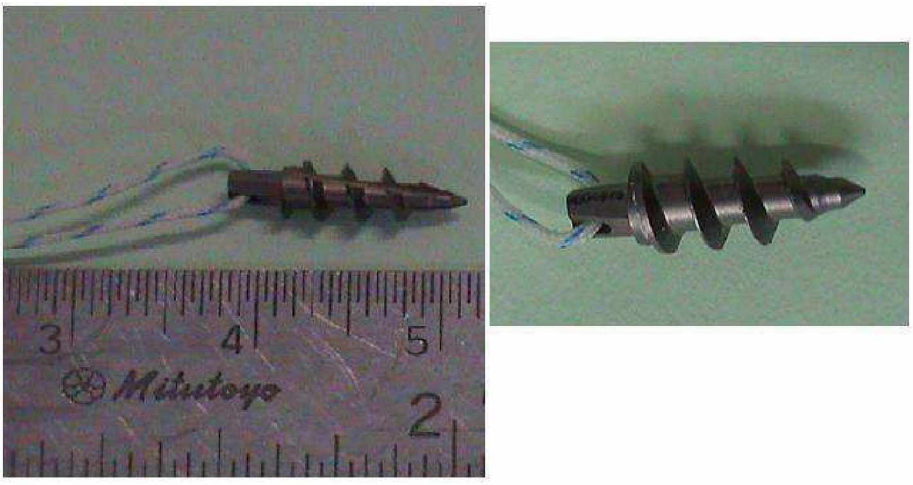


Figura 5.6 – Âncora de sutura utilizada no procedimento experimental.

O procedimento cirúrgico de reparação do tendão começou com a liberação total do tendão bovino da sua inserção no úmero com o ajuda de uma lâmina de bisturi. Dessa maneira foi criada uma "lesão do tendão do manguito rotador" (BARBER et al., 2010)

medindo aproximadamente 38 mm em largura. Na Figura 5.7 é mostrado o tendão após a sua desinserção do osso.

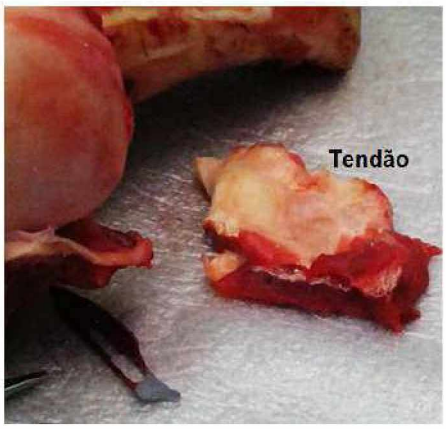


Figura 5. 7 - Tendão desinserido do osso utilizando uma lâmina de bisturi.

O próximo passo consistiu na introdução da âncora de sutura no local anatômico de inserção do tendão. Para isso, uma marca de caneta foi feita no local escolhido para a inserção da âncora no osso, como pode ser visto na Fig. 5.8. Esta região correspondeu à metade da largura do tendão, ou seja aproximadamente 19 mm. Com a marca de caneta servindo como guia uma broca de 2,5 mm foi usada para a confecção de um pré-furo no osso para a inserção do implante (ver Fig. 5.9). Em seguida, a âncora de sutura foi colocada em uma chave de inserção com diâmetro similar ao do implante de fixação. A chave de inserção é um dispositivo que auxilia e permite maior precisão durante a inserção da âncora no furo, sendo por isso comumente utilizada em reparos artroscópicos do manguito rotador. Dessa forma, a âncora foi introduzida no pré-furo feito no osso até uma marca pré-estabelecida na própria chave de inserção. A Figura 5.10 mostra a âncora instalada na chave de inserção e a Fig. 5.11 mostra a inserção da âncora no osso.

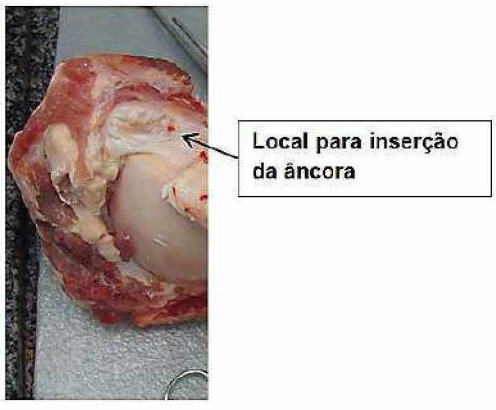


Figura 5.8 – Local estabelecido para inserção da âncora de sutura.

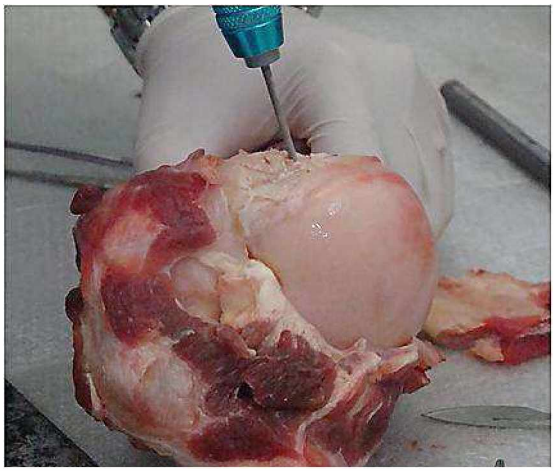


Figura 5.9 – Broca utilizada para a confecção do pré-furo no úmero.

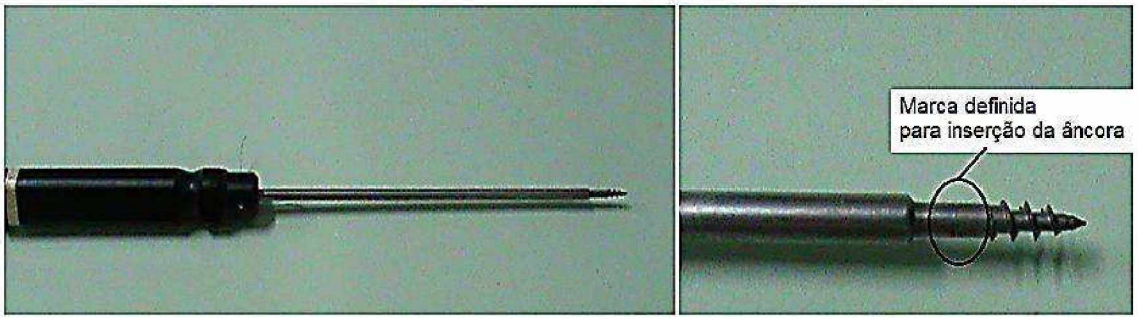


Figura 5.10 – Âncora de sutura instalada na chave de inserção.



Figura 5.11 – Âncora de sutura sendo inserida no osso com o auxílio da chave de inserção.

Na etapa a seguir foi feita a passagem dos fios de sutura trançados Nº.2 pelo tendão. Para esse procedimento, marcas à caneta foram feitas no tendão com o objetivo de auxiliar na passagem dos fios. Estas marcas foram espaçadas igualmente entre elas de aproximadamente 9 mm na direção da largura do tendão. Além disso, cada fio foi passado

por volta de 7,5 mm da borda livre do tecido. A Figura 5.12-A ilustra esquematicamente os espaçamentos utilizados para a passagem dos fios de sutura. Obedecendo aos espaçamentos, os fios foram então passados pelo tendão com ajuda de um passador de sutura (pinça) como visto na Fig. 5.12-B. A configuração adotada para a passagem do fio de sutura foi a configuração de ponto U (CUMMINS et al., 2005) como ilustrado na Fig. 5.13.

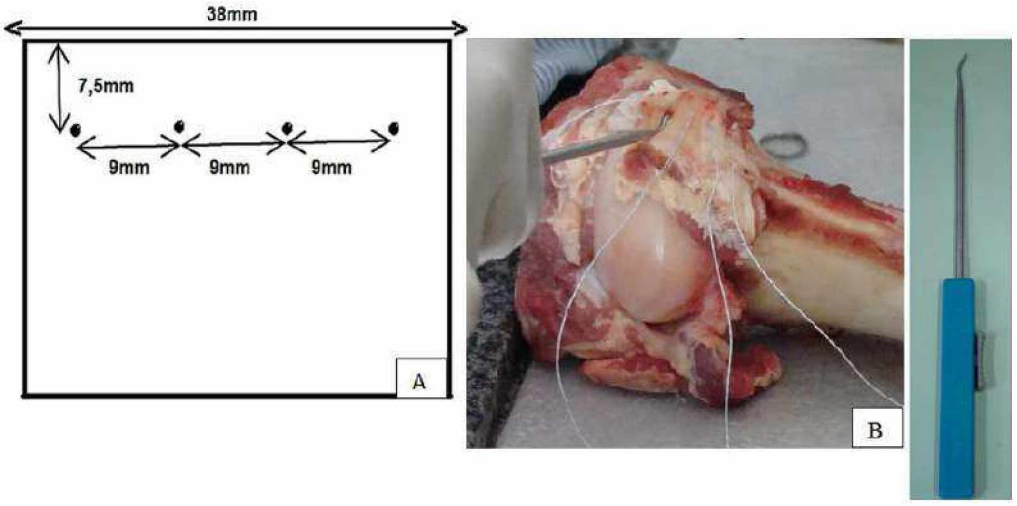


Figura 5.12 – (A)- Esquema para a passagem dos fios de sutura e (B) procedimento de passagem dos fios utilizando um passador de sutura (pinça).

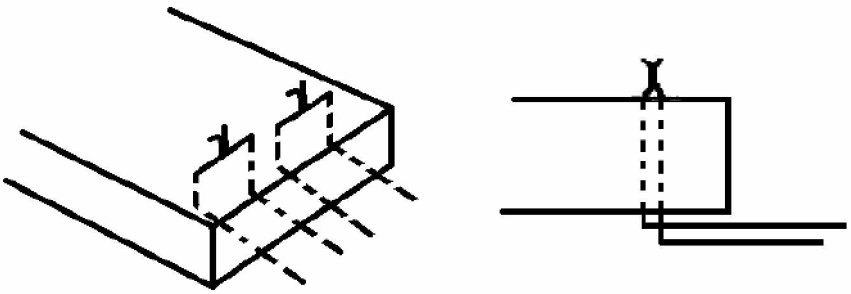


Figura 5.13 - Configuração de passagem do fio de sutura em ponto U.

Após a passagem dos fios de sutura pelo tendão foi feita a amarração dos nós de sutura. Durante esta etapa é que o tendão foi aproximado ao seu local anatômico de inserção no úmero. Os fios foram amarrados e nós deslizantes foram confeccionados de forma a prender o tendão próximo ao úmero. A Figura 5.14 mostra a confecção dos nós. Já a Fig. 5.15 mostra respectivamente o tendão desinserido do osso e reinserido novamente ao osso após o reparo utilizando âncora de sutura.



Figura 5.14 – Amarração dos fios e confecção dos nós.

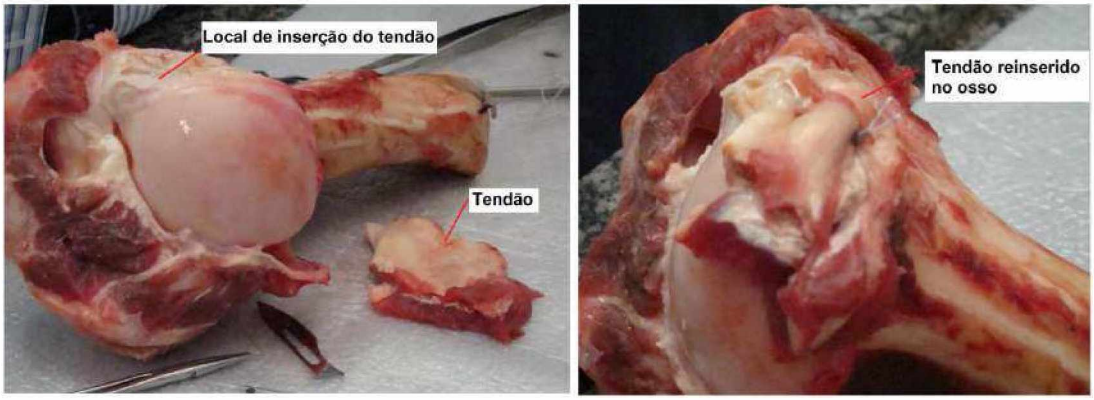


Figura 5.15 – (A) – Tendão desinserido do seu sitio anatômico e (B) – Tendão reinserido utilizando âncora de sutura no seu sitio anatômico.

É no momento de manuseio dos fios de sutura para passagem e amarração dos nós que estão envolvidas as forças desejadas com o ensaio de tração. Estas forças são: força aplicada para a aproximação dos fios para o procedimento de amarração, força de compressão utilizada para a amarração dos nós e força de tração aplicada aos fios para aproximação do tendão ao osso. No entanto, destas forças foi possível estimar através do ensaio de tração apenas a força de tração aplicada aos fios para aproximar o tendão ao osso, as outras forças foram adotadas como parcelas do valor da força de tração estimada com os ensaios. Na Figura 5.16 é mostrada esquematicamente a direção das forças aplicadas em cada ponto representando os fios de sutura. Nos fios A e B o eixo x corresponde à direção da força aplicada para a aproximação dos fios de sutura, o eixo y corresponde à direção da força utilizada na amarração dos nós e o eixo z corresponde a direção da força aplicada para a aproximação do tendão ao osso durante o reparo do manguito rotador.

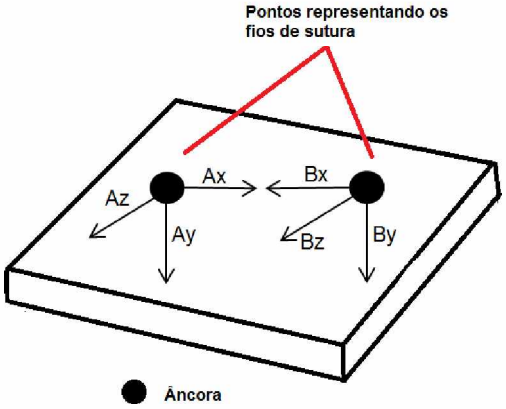


Figura 5.16 – Esquema mostrando os fios de sutura e as forças que atuam durante o manuseio dos fios para a realização do reparo.

5.4. Procedimento de Fixação das Amostras na Máquina de Ensaio

A obtenção das forças dos fios de sutura no procedimento de reinserção do tendão ao osso utilizando âncoras de sutura foi feita através de um ensaio de tração. Para isso, foi utilizada uma máquina de ensaio do fabricante Oswaldo Filizola modelo BME. A capacidade da célula de carga empregada nos testes foi de 1000 Kgf e uma garra de aperto manual através de parafusos também do fabricante Oswaldo Filizola foi acoplada a máquina. As Figuras 5.17-A e 5.17-B ilustram respectivamente a máquina de ensaio e a garra utilizadas nos testes de tração.

Para a execução dos ensaios de tração algumas dificuldades foram encontradas como o posicionamento do osso na máquina de ensaio e a fixação do tendão na garra da máquina.

Em relação aos tendões, um dos problemas observados foi que estes não possuíam comprimento necessário para garantir um posicionamento adequado na garra da máquina de ensaio. Durante testes iniciais, verificou-se também um escorregamento dos tendões nas garras. Acredita-se que esse efeito ocorreu devido à presença de gordura nas amostras de tendão aliada a fixação manual das garras através de parafusos. A solução encontrada para sanar os problemas descritos foi costurar uma tira de tecido de couro no sentido do comprimento do tendão como pode ser visto na Fig. 5.18. Para costurar o couro no tendão foi utilizado um fio de sutura de poliéster Nº.5, dessa forma, o comprimento útil do tendão foi aumentado podendo assim ser bem posicionado na garra da máquina e evitando também o problema de escorregamento do tendão.

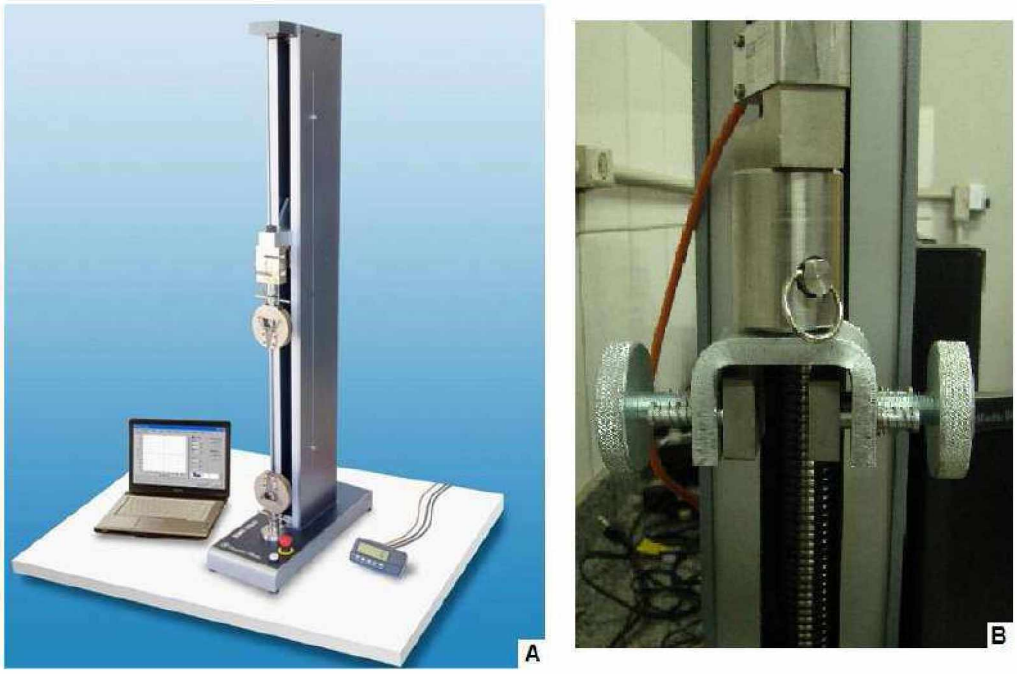


Figura 5.17 – (A) – Máquina de ensaio e (B) garras do fabricante Oswaldo Filizola.



Figura 5.18 – Tecido de couro costurado no sentido do comprimento do tendão.

Para solucionar o problema relacionado ao posicionamento do úmero na máquina de ensaio inicialmente foi construído um dispositivo que foi colocado na base da máquina, sobre este dispositivo foi posicionada uma mesa de coordenadas acima da qual um sistema foi adaptado para a fixação do osso. A construção do dispositivo para o apoio da mesa de coordenadas foi feita utilizando duas barras quadradas de aço de 26 x 26 mm, um cilindro de 50 mm de diâmetro e uma placa retangular de aço de 260 x 290 mm que foi aparafusada nas barras de aço e cilindro. A Figura 5.19 ilustra respectivamente o desenho da estrutura feito no programa Solidworks® e o dispositivo construído. Em seguida, este dispositivo foi posicionado na base da máquina de ensaio e sobre ele foi colocada uma mesa de coordenadas XY. Na superfície ranhurada da mesa de coordenadas foi adaptado um sistema para fixação do úmero. Como essa mesa permite movimentos nas direções x e y foi

possível obter um posicionamento adequado do úmero e tendão para a realização dos ensaios. A Figura 5.20 mostra a mesa de coordenadas XY antes das adaptações projetadas para a fixação do osso e a Fig. 5.21 ilustra a mesa de coordenadas sobre o aparato construído.

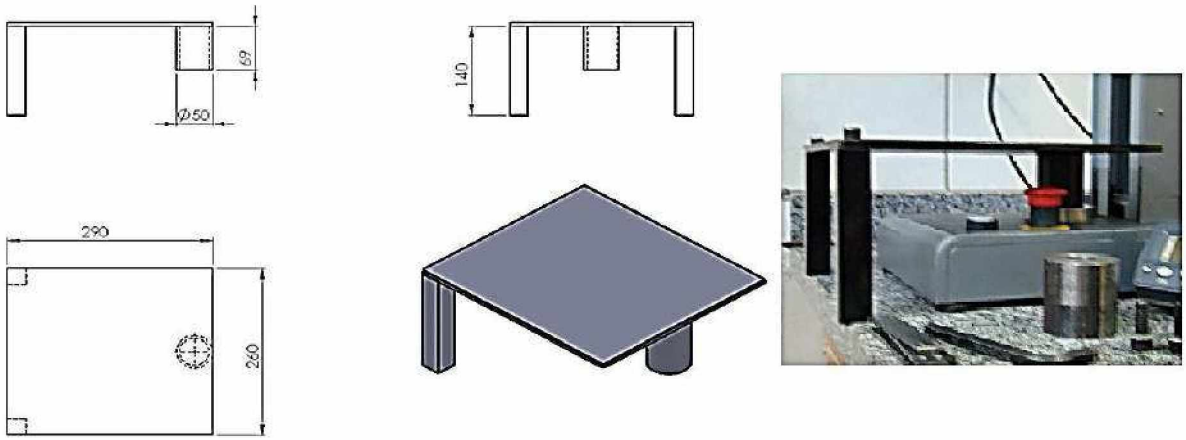


Figura 5.19 – Desenho da estrutura construída que foi posicionada na máquina de ensaios.



Figura 5.20 – Mesa de coordenadas utilizada no experimento sem as adaptações.

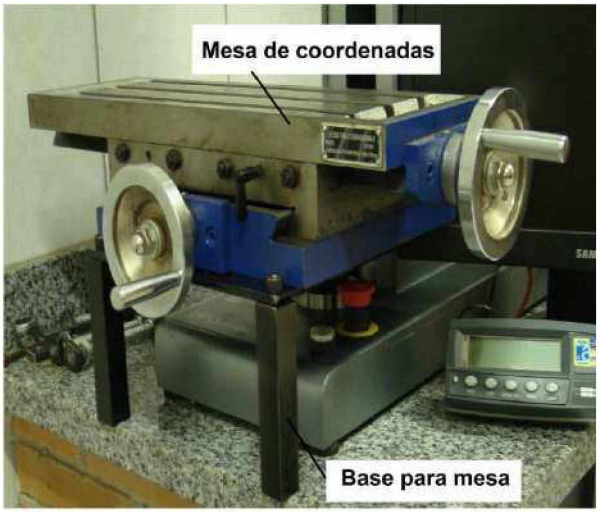


Figura 5. 21 - Mesa de coordenadas sobre o aparato construído para apoiá-la na base da máquina de ensaio.

O sistema para fixação do osso na mesa foi elaborado utilizando 4 parafusos prisioneiros de 11 mm de diâmetro que foram ajustados nas ranhuras da mesa de coordenadas através de barras de aço de 23 x 25 mm soldadas nas bases dos parafusos. Além disso, duas barras de aço de 24 x 143 mm contendo 3 furos cada foram utilizadas para permitir um apropriado posicionamento dos parafusos de forma a comprimir o osso e garantir que ele não se movesse. A Figura 5.22 ilustra o desenho feito em Solidworks® do sistema de ajuste do osso formado por parafusos e barras de aço furadas. Em seguida, os componentes do sistema pensado para a fixação do osso foram posicionados na mesa de coordenadas já acomodada na máquina de ensaio como mostrado na Fig. 5.23.

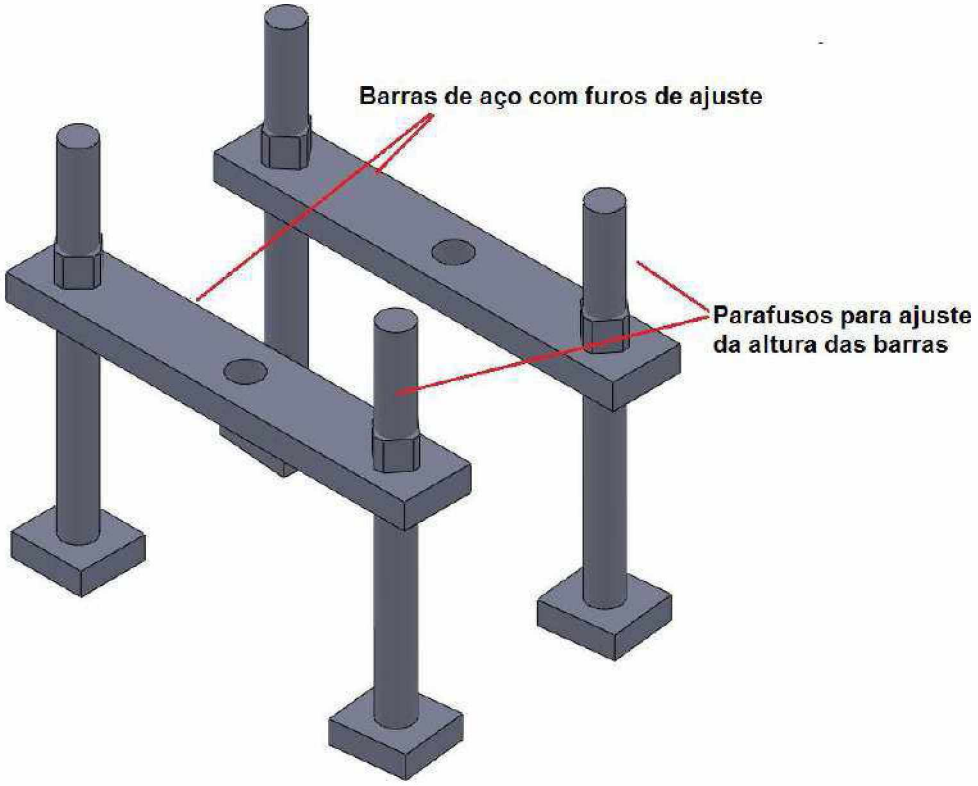


Figura 5.22 – Desenho do sistema de ajuste do osso formado por parafusos e barras de aço feito no Solidworks®.

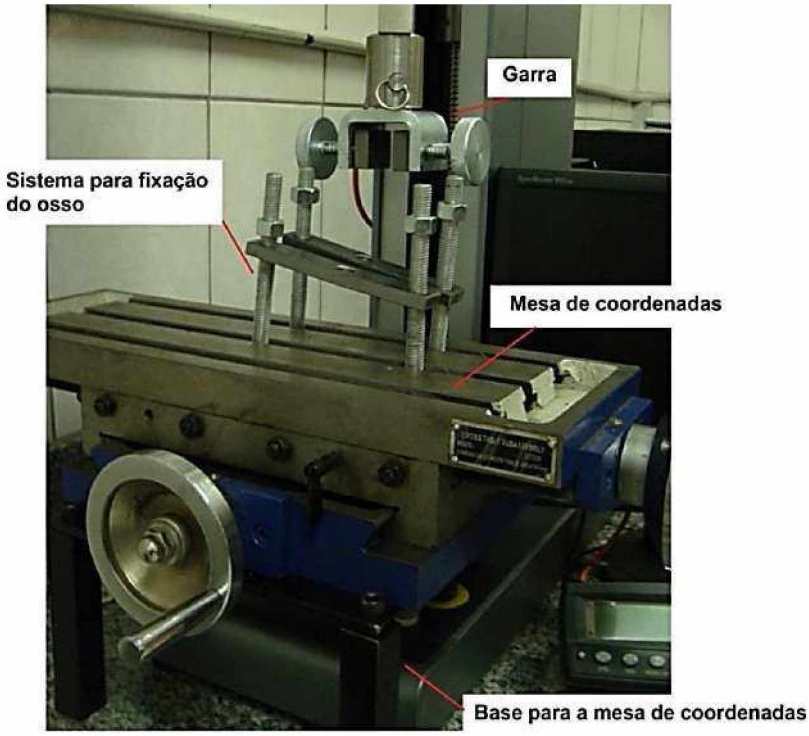


Figura 5.23 – Conjunto formado pela mesa de coordenadas, sistema para fixação do osso e base para apoio da mesa de coordenadas.

5.5. Ensaios de Tração

Para aplicar os testes de tração o tendão foi totalmente desinserido do osso e reinserido novamente utilizando uma âncora de sutura. Dessa forma, a resistência da união do tendão ao osso ficou limitada somente ao próprio reparo feito com o implante de fixação. Entretanto, isso não aconteceria se a lesão tivesse sido feito apenas em uma porção do tendão, nesse caso a resistência do reparo com a âncora de sutura seria influenciada por regiões do tendão ainda inseridas na estrutura óssea.

Após a construção e adaptação de suportes para a fixação do osso e tendão na máquina de ensaio foi possível a realização dos testes mecânicos de tração. Sendo assim, o osso foi posicionado na mesa de coordenadas e fixado utilizando o sistema de parafusos e barras de aço como mostrado na Fig. 5.24. Como a mesa de coordenadas permite movimentos nas direções x e y foi possível posicionar o úmero de forma que o tendão pudesse ser fixado adequadamente à garra da máquina. O tendão reparado foi colocado na garra da máquina a 90º em relação ao eixo longitudinal do úmero. Dessa forma, a força foi aplicada perpendicularmente a região do reparo simulando um efeito de tracionamento do tendão (CUMMINS et al., 2005). A Figura 5.25 ilustra o esquema de posicionamento do

úmero e tendão na máquina e a Fig. 5.26 mostra o tendão já posicionado na garra e pronto para a realização do teste de tração.

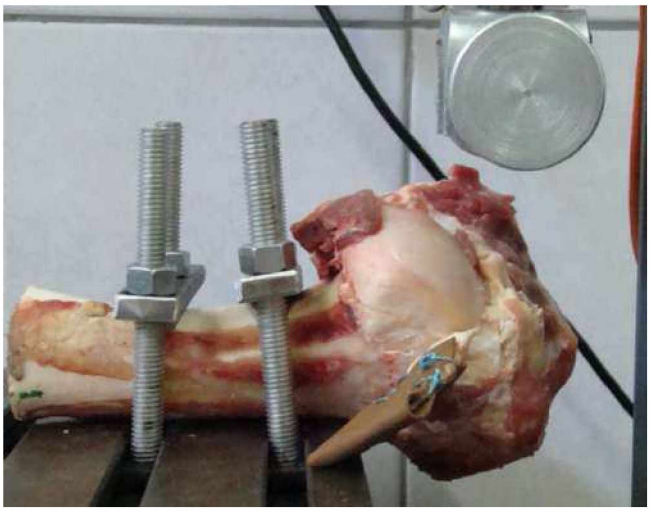


Figura 5.24 – Úmero posicionado na mesa de coordenadas e fixado com o sistema de parafusos e barras.

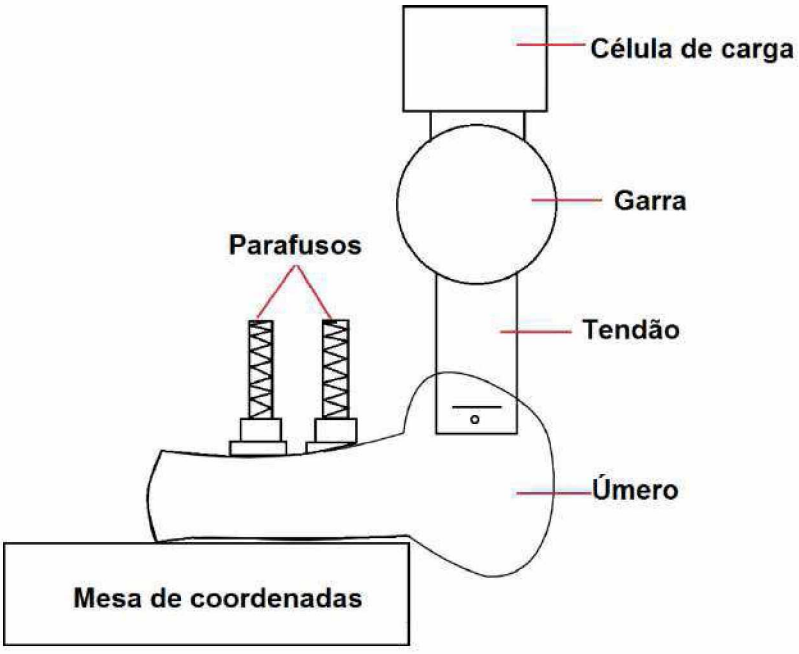


Figura 5.25 – Desenho esquemático do posicionamento do úmero e tendão na máquina.

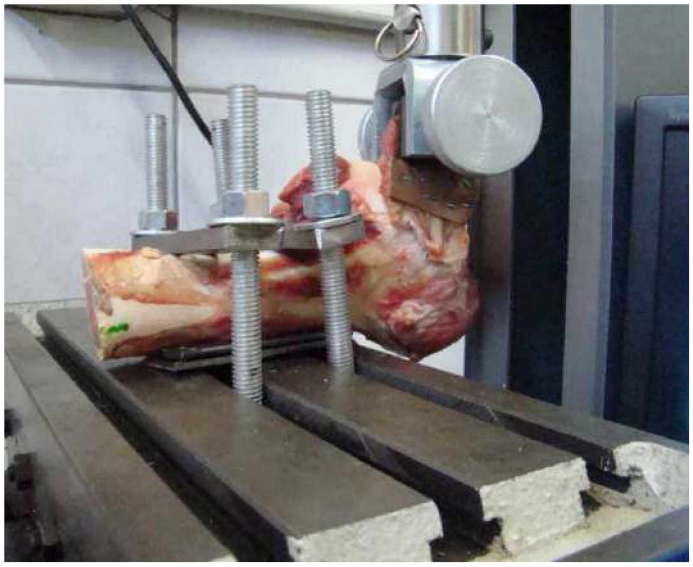


Figura 5.26 - Tendão posicionado na garra da máquina de ensaio.

As amostras já devidamente posicionadas na máquina foram ensaiadas a uma velocidade de 15 mm/min até a falha do reparo. As curvas de força (N) versus deslocamento (mm) foram adquiridas e os dados levados em planilha Excel® para serem tratados e analisados. O modo de falha da construção também foi descrito. Todos os testes de tração foram monitorados por um sistema de câmera colocado a frente da máquina de ensaio.

Como foi dito anteriormente com os ensaios de tração foi possível estimar a força do fio que segura o tendão ao osso, as outras forças que são a força de compressão do nó do fio de sutura e a força empregada para a união dos fios para a amarração foram consideradas como parcelas da força estimada.

Os ensaios também foram importantes para entender o sistema físico de amarração dos fios de sutura.

CAPÍTULO VI

AVALIAÇÃO NUMÉRICA DO REPARO DO MANGUITO ROTADOR

A validação do novo implante tipo grampo proposto deve ser feita em diferentes estágios. Neste trabalho, a estabilidade do reparo do manguito rotador considerando o novo implante proposto foi avaliada utilizando modelagem por elementos finitos.

Paralelamente, a resistência do grampo também deve ser avaliada visando uma condição segura e eficiente para o reparo. Esta abordagem também foi feita utilizando modelagem por elementos finitos.

Este capítulo apresenta o modelo tridimensional simplificado de elementos finitos que foi utilizado neste primeiro estudo de avaliação do novo implante projetado. Um modelo de elementos finitos comparativo e aqui indicado apenas para entendimento do fenômeno físico foi desenvolvido considerando uma âncora de sutura. Também neste capítulo é feita uma revisão da literatura relativa à abordagem numérica por elementos finitos de reparos do manguito rotador.

Neste primeiro momento, o problema é abordado com modelos tridimensionais simplificados do úmero e tendão supraespinhal. Em futuros trabalhos, modelos mais complexos e que se aproximam da forma anatômica do manguito rotador serão utilizados visando avaliar melhor o comportamento do grampo.

6.1. Modelagem por Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) é uma poderosa ferramenta de análise numérica 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.

Pode-se definir o MEF como um método matemático, no qual um problema formulado em domínio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos de dimensões finitas denominados elementos finitos, interligados através de um número reduzido de pontos denominados nós. O comportamento de cada elemento é arbitrado de forma aproximada, com a condição do conjunto ou malha de elementos se comportar semelhante ao continuo original. O modelo de deslocamentos do método de elementos finitos, determina o campo de deslocamentos de cada elemento em função dos deslocamentos nodais, e como consequência, a interação de componentes de tensão entre elementos adjacentes é substituída pela interação de forças nodais entre elementos. Assim, o equilíbrio infinitesimal que se considera no modelo matemático de meio continuo é substituído pelo equilíbrio de cada elemento finito isoladamente, trocando-se as equações diferenciais de equilíbrio por equações algébricas de equilíbrio do elemento como um todo. A partir das equações algébricas escritas para cada elemento, obtêm-se o sistema de equações de equilíbrio da malha de elementos. Esse sistema global permite a determinação de solução em termos de deslocamentos nodais (SORIANO, 2003; ARAUJO, 2008).

Existem poucos trabalhos científicos com abordagem por elementos finitos relacionados ao reparo do manguito rotador e seus efeitos estruturais. Um destes trabalhos é o de Sano et al. (2007) que compararam a distribuição da tensão após o reparo do tendão supraespinhal utilizando as técnicas de fixação artroscópica das âncoras em fileira única e em dupla fileira e a técnica aberta da sutura transóssea. Os softwares comerciais MENTAT2005 e MARC2005 (MSC Software Japan Ltd, Tokyo, Japan) foram utilizados na simulação dos modelos. Para a realização das análises um modelo bidimensional do úmero e tendão supraespinhal foi obtido a partir de imagens de ressonância magnética. O ângulo da articulação glenoumeral foi fixado em 0º. Após algumas modificações das imagens fornecidas por ressonância, a geometria dos modelos para o reparo artroscópico em fileira única e em dupla fileira e para a técnica convencional da sutura transóssea ficaram como mostrado nas Figs. 6.1-A e 6.1-B. Nos modelos com âncora de sutura, o tendão supraespinhal foi colocado sobre a tuberosidade maior de forma a cobrir sua superfície. No modelo transósseo, o calha óssea foi feita na tuberosidade maior e o tendão foi introduzido no interior dessa calha. Sano et al. (2007) consideraram todos os tecidos (tendão supraespinhal, cartilagem articular, osso esponjoso, osso subcondral, osso cortical) envolvidos na simulação como materiais elásticos e isotrópicos e suas propriedades

mecânicas são mostradas na Tab. 6.1. Quanto às condições de contorno e carregamento, a parte distal da cabeça do úmero foi fixada nas direções x e y e uma força de tração foi aplicada na extremidade proximal do músculo supraespinhal para simular a sua força de contração. A magnitude da carga de tração para o braço a 0º de abdução foi obtida do trabalho de Karlsson e Peterson (1992) cujo valor foi de 10 N. O reparo do tendão com o fio de sutura foi recriado nos modelos de elementos finitos usando contato colado da superfície articular do tendão com a superfície óssea. A largura da região colada foi controlada como aproximadamente 0,5 mm para simular o diâmetro do fio de sutura Nº. 2. No modelo de fixação em fileira única, um único local referente a uma âncora de sutura foi colado entre o tendão e a superfície da tuberosidade maior (ver Fig. 6.2-A). Para o modelo em dupla fileira, dois locais (medial e lateral) foram colados para simular a posição das duas âncoras de sutura (ver Fig. 6.2-B). No modelo transósseo, os elementos no tendão por onde foi passado o fio de sutura também foram colados com aqueles na superfície da calha óssea (ver Fig. 6.2-C). Os resultados mostraram que no modelo de fixação em fileira única à tensão apareceu no local de inserção da âncora sendo a maior concentração de tensão observada na superfície bursal do tendão como mostrado na Fig. 6.3-A. O modelo em dupla fileira também apresentou uma maior concentração de tensão no lado bursal do tendão e a tensão apareceu principalmente ao redor da âncora medial como mostrado na Fig. 6.3-B. No modelo transósseo, alta concentração de tensão foi observada no local de fixação do tendão. Embora alguma distribuição de tensão tenha sido vista dentro do tendão, nenhuma concentração significante foi observada (ver Fig. 6.3-C). Na comparação entre as técnicas de fixação em fileira única e dupla fileira, os autores assumiram que o tendão foi fixado mais seguramente na tuberosidade maior com a fixação em dupla fileira e ainda mencionaram que a fixação em dupla fileira pode ser mais favorável para a cicatrização do tendão ao osso do que a fixação em fileira única. No geral, Sano et al (2007) concluíram que as fixações em fileira única e dupla fileira apresentaram maior concentração de tensão do que a fixação por sutura transóssea. E disseram que do ponto de vista clinico, uma alta concentração de tensão pode ser uma das possíveis causas de re-rupturas observadas após o reparo artroscópico do manguito rotador. Os autores salientaram que os resultados obtidos devem ser analisados cuidadosamente pois para o estudo em questão ser realizado algumas suposições foram impostas durante o processo de modelagem como por exemplo à consideração de todos tecidos envolvidos na simulação como materiais elásticos e isotrópicos e a utilização de uma geometria bidimensional.

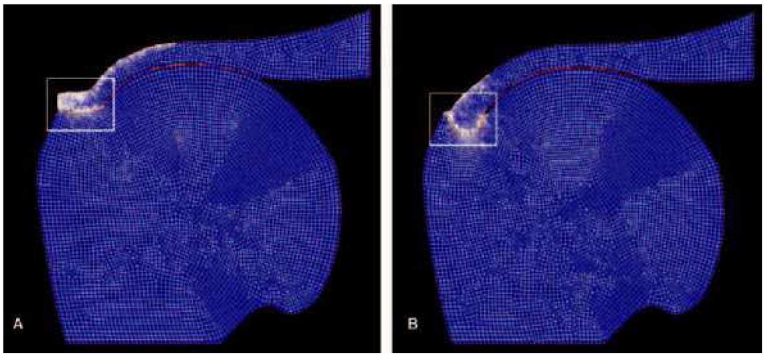


Figura 6.1 – (A) – Geometria dos modelos de âncora de sutura, (B) – modelo da sutura transóssea. Fonte: Sano et al. (2007).

Tabela 6.1- Propriedades mecânicas dos tecidos. Fonte: Sano et al. (2007).

Tecido	E (MPa)	v
Tendão supraespinhal	168	0,497
Cartilagem articular	35	0,450
Osso esponjoso	1380	0,300
Osso subcondral	2780	0,300
Osso cortical	13800	0,300

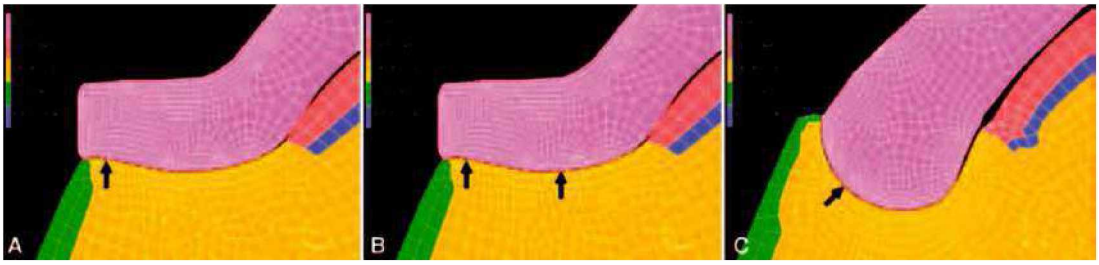


Figura 6.2 – Forma e condição de contato do local do reparo em fileira única (A), em dupla fileira (B), e reparo transósseo (C). Fonte: Sano et al. (2007).

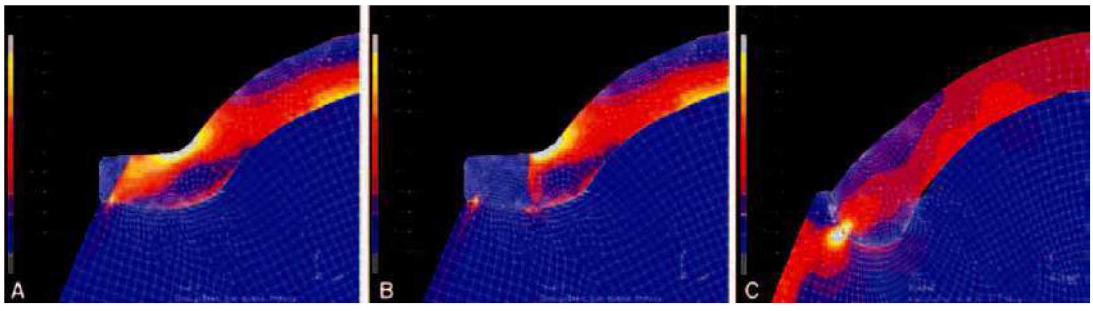


Figura 6.3 - Distribuição de tensão no local do reparo em cada modelo. (A) modelo em fileira única; (B) modelo em dupla fileira; e (C) modelo transósseo. Fonte: Sano et al. (2007).

Funakoshi et al (2008) também realizaram um trabalho cujo objetivo foi avaliar e comparar a distribuição de tensão no local do reparo do tendão supraespinhal utilizando a técnica de fixação artroscópica das âncoras em dupla fileira e a técnica denominada *surface-holding*. Os *softwares* comerciais, MENTAT2005 e MARC2005 (MSC Software Japan Ltd, Tokyo, Japan) foram utilizados para realizar as análises dos modelos em elementos finitos. Um modelo bidimensional do úmero e tendão supraespinhal obtido a partir de imagens de ressonância magnética foi utilizado para a realização dos reparos e posterior simulação numérica. Todos os materiais presentes na simulação foram considerados elásticos e isotrópicos e suas propriedades mecânicas de módulo de Elasticidade e coeficiente de Poisson foram retiradas do trabalho de Sano et al. (2007). O ângulo de abdução da articulação glenoumeral foi fixado em 0° graus e a parte distal da cabeça do úmero foi fixada nas direções x e y. O contato foi feito entre o tronco do tendão e a superfície óssea da tuberosidade maior ou entre a superfície articular do tendão e a cabeça do úmero. O atrito entre os corpos foi determinado como 0 e uma força de tração de 10 N foi aplicada à extremidade proximal do músculo supraespinhal para simular sua força de contração. Para simular o local do fio de sutura em ambos os reparos, um contato colado entre o tendão e a superfície óssea foi estabelecido. No modelo em dupla fileira, a superfície articular do tendão e a superfície da tuberosidade maior foram coladas em dois pontos para simular duas âncoras de sutura como pode ser visto na Fig. 6.4-A. No modelo *surface-holding* o contato também ocorreu em dois pontos por onde os fios de sutura foram passados (ver Fig. 6.4-B). A largura de contato foi controlada como aproximadamente 0,5 mm para simular o diâmetro do fio de sutura Nº.2. Do trabalho de Park et al. (2007) foi obtido o valor de 0,19 MPa correspondente a pressão média na interface tendão-osso para a técnica de fixação em dupla fileira. Os autores estimaram que 20 mm de fio de sutura Nº. 2 forneceu 10 mm² de área de contato. A partir dos dados de pressão e área de contato foi obtida uma força de 2 N. No modelo de reparo em dupla fileira a força de 2 N foi aplicada na direção contrária a contração do músculo nos dois pontos em contato na superfície do tendão simulando as suturas, para o tendão reparado com a nova técnica de fixação *surface-holding*, os autores também utilizaram uma força de 2 N que foi aplicada nos dois pontos de contato. Nas Figuras 6.4-A e 6.4-B, as setas pretas representam as regiões coladas, as linhas brancas representam os pontos de sutura e a as setas brancas representam a aplicação da força de 2 N . As Figuras 6.5-A e 6.5-B mostram respectivamente a distribuição de tensão no reparo feito com a técnica de fixação em dupla fileira e com a técnica *surface-holding*. No modelo do reparo em dupla fileira, a maior concentração de tensão foi vista próxima à linha medial suturada. Na nova técnica de fixação do tendão, uma pequena concentração de tensão foi observada no local de reparo

do manguito rotador. A mais alta tensão de von Mises obtida utilizando a técnica em dupla fileira foi de 6,007 MPa e para o novo reparo a máxima tensão foi de 1,425 MPa. Os autores concluiram a partir dos resultados obtidos que o modelo com reparo *surface-holding* forneceu distribuição de tensão comparável ao modelo com reparo em dupla fileira. E ainda salientaram que a análise em elementos finitos apresentou vários inconvenientes, incluindo o projeto dos modelos, definição das condições de contorno, propriedades dos materiais e condições de contato. Portanto, todas essas suposições podem afetar os resultados obtidos.

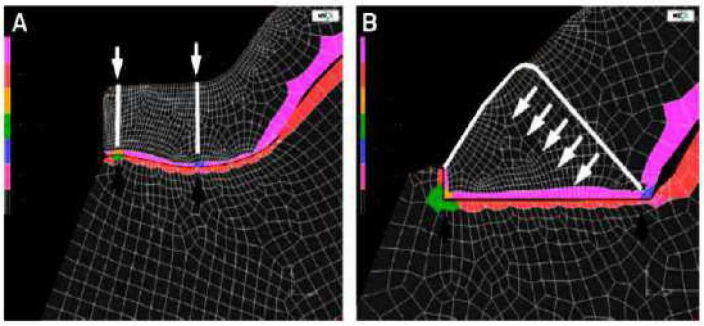


Figura 6.4 – Condições de contato do local do reparo para o modelo em dupla fileira (A) e a nova técnica de fixação do tendão ao osso (B). Fonte: Funakoshi et al. (2008).

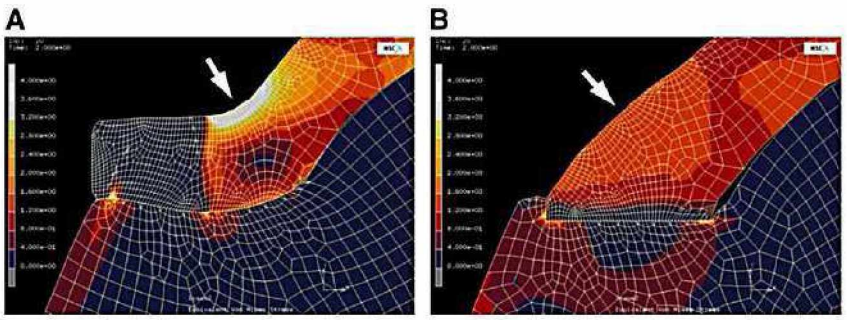


Figura 6.5– Distribuição de tensão no local do reparo em cada modelo utilizado. (A) modelo de reparo em dupla fileira, (B) modelo da nova técnica *surface-holding*. Fonte: Funakoshi et al. (2008).

6.2. Modelo Tridimensional do Manguito Rotador

A primeira etapa para a realização de determinada análise em elementos finitos é a definição da geometria do modelo que se deseja estudar. Para o presente trabalho foi construída uma geometria tridimensional simplificada do úmero e do tendão supraespinhal. Optou-se pelo tendão supraespinhal pois segundo Sarkar; Uhthoff (1996), Rockwood; Matsen (2009) e Gartsman (2009) este é o tendão do manguito rotador mais suscetível à ocorrência de lesões.

A geometria do úmero e tendão supraespinhal, como mostrado na Fig.6.6, foi desenhada no pacote de *software* comercial ANSYS (Mechanical APDL)® e suas dimensões aproximadas foram obtidas da literatura. O diâmetro adotado para o úmero foi de aproximadamente 50 mm (FRIEDMAN e KNETSCHE, 1996) e as dimensões principais adotadas para a geometria do tendão supraespinhal foram largura (direção anterior-posterior) de 21 mm (CURTIS et al., 2006), comprimento (direção medial-lateral) da inserção do tendão no úmero de 12 mm (ROCKWOOD; MATSEN, 2009) e espessura de aproximadamente 3,2 mm abrangendo o comprimento de 12 mm (PEDOWITZ; CHUNG; RESNICK, 2008). A geometria foi então salva na extensão IGES (*.iges*) e em seguida foi modificada no *software* Solidworks®. A Figura 6.7 mostra o conjunto úmero-tendão com as suas dimensões em milímetros. É importante ressaltar que o modelo do conjunto úmero-tendão foi planejado considerando um ângulo de abdução da articulação glenoumeral fixado em 0º como nos trabalhos de Sano et al. (2007) e Funakoshi et al. (2008).



Figura 6.6 – Geometria tridimensional simplificada do úmero e tendão supraespinhal feita no programa ANSYS (Mechanical APDL)®.

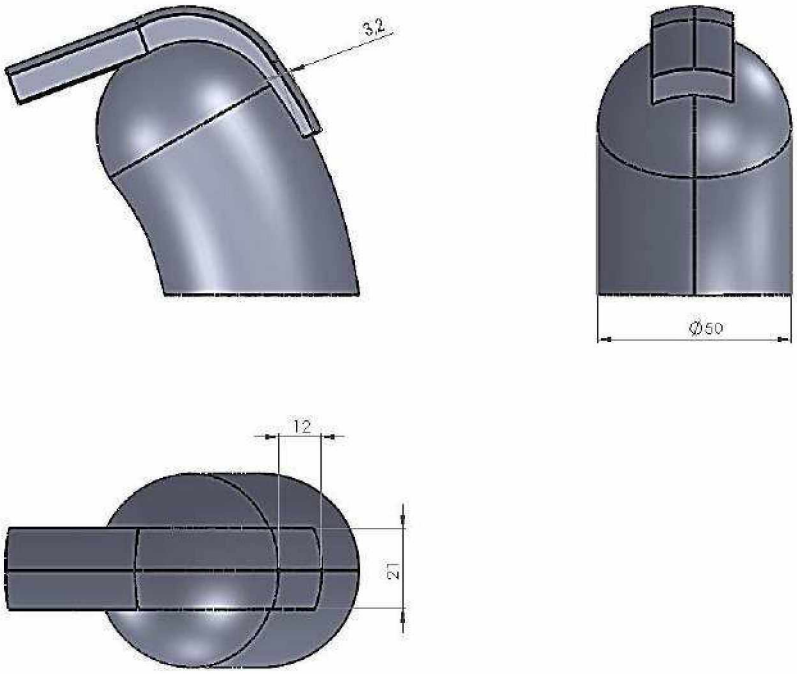


Figura 6.7 – Geometria do úmero e tendão supraespinhal com suas dimensões em milímetros (mm) extraídas no programa Solidworks®.

As montagens das geometrias para a simulação dos reparos utilizando as âncoras de sutura e utilizando o novo implante proposto foram feitas no Solidworks®.

Para o reparo com âncoras de sutura, a montagem foi realizada de maneira a reproduzir parcialmente as condições adotadas no ensaio de tração mostrado no capítulo V. Assim sendo, a âncora de sutura empregada no modelo numérico também foi de 4 mm de diâmetro por 14 mm de comprimento como mostrado na Fig. 6.8. Foi utilizada apenas uma âncora de sutura para a fixação do tendão. Os fios de sutura não foram representados geometricamente. Foram feitos quatro furos igualmente espaçados no tendão buscando refletir o local por onde passariam os fios de sutura. O diâmetro dos furos feitos no tendão correspondeu ao diâmetro do fio de sutura Nº.2 que é de 0,5 mm. A forma como os furos foram posicionados caracterizou uma configuração de sutura em ponto U como feito nos ensaios *in vitro*. Tendo em vista que a largura do tendão utilizado nos ensaios com os da modelagem numérica são diferentes o espaço entre os furos dos fios foi adaptado para 5 mm. Na modelagem por elementos finitos os fios de sutura foram representados por forças. Estas forças foram estimadas através de ensaios mecânicos do reparo do manguito rotador utilizando âncoras de sutura, como descrito no capítulo V. A Figura 6.9 ilustra a montagem simulando um reparo do manguito rotador feito com a âncora de sutura.

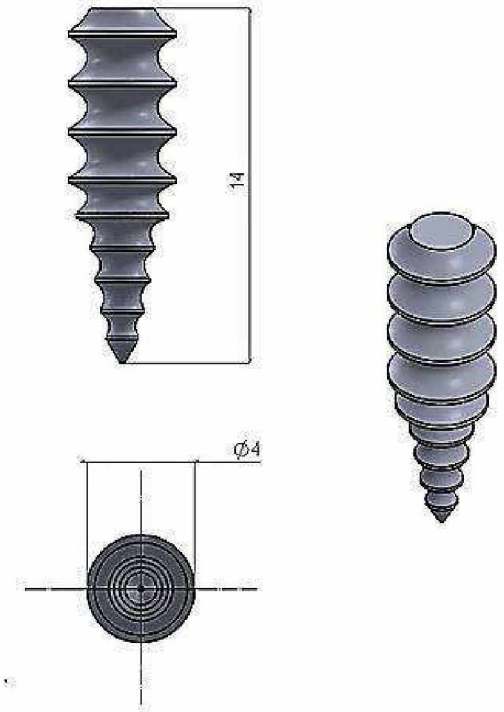


Figura 6.8 - Geometria da âncora utilizada no modelo numérico. Dimensões em mm.

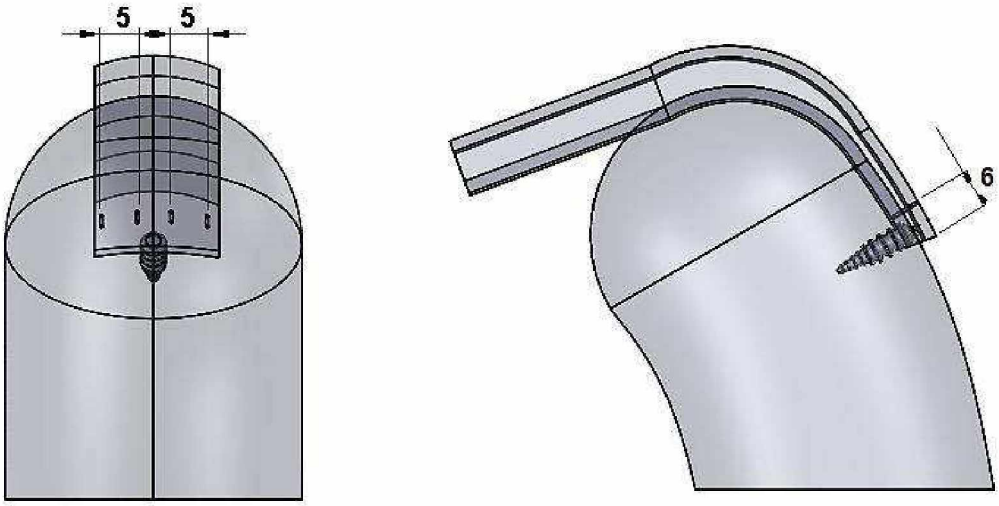


Figura 6. 9 – Montagem do reparo feito com a âncora de sutura.

A montagem do reparo do tendão ao osso com o novo implante projetado foi feita utilizando dois grampos de 22 mm de comprimento por 6 mm de largura que foram espaçados de 5 mm. Optou-se pela utilização de dois grampos devido ao tamanho da lesão. No caso do modelo, a lesão é correspondente à largura do tendão supraespinhal que é de 21 mm. A Figura 6.10 mostra o modelo com o grampo projetado.

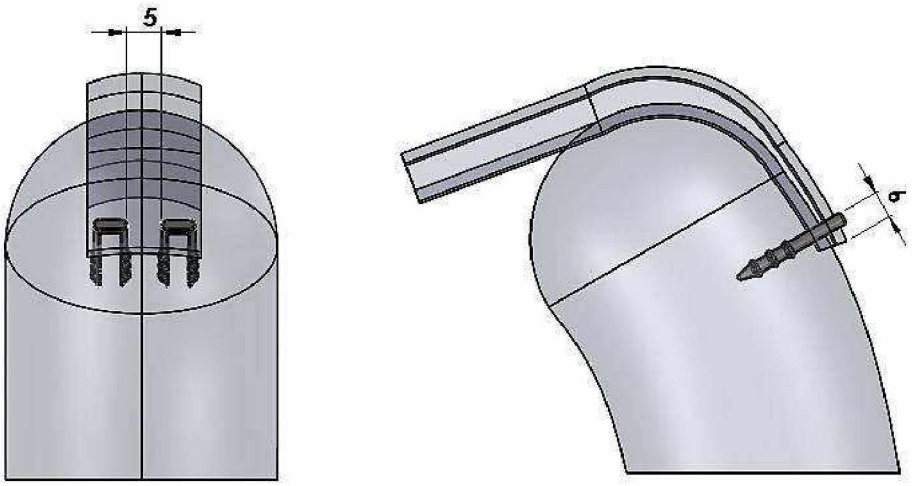


Figura 6.10 – Montagem do modelo com os grampos.

Em seguida, as montagens com os implantes de fixação posicionados foram salvas na extensão *Parasolid (.x_t)* para serem analisadas no *software* comercial de elementos finitos Abaqus/Standard®.

6.3. Propriedades Mecânicas dos Materiais

O Abaqus® é um pacote de *software* comercial para análise por elementos finitos desenvolvido por Hibbitt, Karlsson e Sorensen em 1978 nos Estados Unidos. Atualmente é comercializado pela empresa *Dassault Systèmes S.A*. O programa apresenta como principal diferencial uma sofisticada capacidade para modelar contato entre os sólidos.

As propriedades do tendão supraespinhal, do osso trabecular e do titânio foram inseridas nos modelos para a simulação numérica dos reparos no programa Abaqus/Standard®. Em ambos os modelos os materiais foram considerados como sendo elásticos e isotrópicos. Apesar dos tecidos humanos apresentarem características anisotrópicas, a condição de isotropia foi adotada mediante a dificuldade de estabelecer as direções principais da anisotropia dos materiais (ARAUJO, 2008). Nos ensaios *in vitro* a âncora utilizada foi de titânio, por isso, neste primeiro momento ambos os implantes empregados na simulação foram considerados como sendo de titânio. O osso cortical nestas análises foi desconsiderado, pois durante a procedimento artroscópico para re-inserção do tendão a tuberosidade do úmero de 1 a 2 mm de osso cortical são removidos até que o osso trabecular fique visível. Dessa forma, o tendão pode ser fixado diretamente no osso trabecular o que favorece o processo de cicatrização (GARTSMAN, 2009). A Tabela 6.2 mostra as propriedades do tendão supraespinhal e do osso trabecular retiradas dos

trabalhos de Sano et al. (2007) e Funakoshi et al. (2008) e a propriedade do titânio obtida do trabalho de Araujo (2008).

Tabela 6.2 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nas simulações numéricas.

Material	E (MPa)	v
Tendão supraespinhal	168	0,497
Osso trabecular	1380	0,300
Titânio	103400	0,350

6.4. Características do Contato Mecânico

Em sistemas mecânicos o contato entre os corpos é um problema não linear que apresenta certas dificuldades de solução. A formulação de um modelo matemático que expresse apropriadamente a distribuição de tensões e o campo de deslocamentos é uma das principais dificuldades do contato mecânico entre corpos sólidos.

Em uma análise por elementos finitos as condições de contato são classes especiais de restrições descontínuas que permitem que os carregamentos sejam transmitidos de uma parte a outra do modelo. A restrição é descontínua pois é aplicada somente quando as duas superfícies estão em contato. A análise deve ser capaz de detectar quando duas superfícies estão em contato e aplicar as restrições de contato adequadamente. Similarmente, a análise deve ser capaz de detectar quando duas superfícies estão separadas e remover as restrições de contato.

O Abaqus/Standard® fornece as seguintes abordagens para definir o contato entre os corpos: contato baseado em superfícies e contato baseado em elementos de contato. A abordagem baseada em superfícies necessita que as superfícies dos corpos que podem estar em contato sejam definidas, já a abordagem por elementos de contato é utilizada apenas quando as interações de contato não podem ser modeladas como superfícies em contato.

A abordagem baseada em superfícies pode ser empregada para modelar contato entre dois corpos deformáveis, contato entre um corpo rígido e um corpo deformável, contato entre um conjunto de pontos e uma superfície deformável entre outros.

No Abaqus/Standard® para estabelecer o contato entre duas superfícies, deve-se primeiro definir as superfícies dos corpos que podem potencialmente entrar em contato. Em seguida, é atribuída ao contato propriedades que governam o comportamento das superfícies quando elas estão em interação e podem ser propriedades mecânicas, térmicas ou elétricas. No caso das propriedades mecânicas é estabelecido, por exemplo, o atrito

entre os corpos. Por fim, durante a atribuição das superfícies em contato deve-se determinar qual superfície será a *slave* e qual será a *master*. A definição de qual será a superfície *slave* e qual será a *master* é feita segundo algumas regras que são: a superfície *slave* deve ser a superfície com a malha mais refinada; e se as densidades das malhas são similares, a superfície *slave* deve ser a superfície com o material subjacente mais macio.

Para as modelagens dos reparos do manguito rotador com os diferentes implantes, o contato foi feito usando a abordagem superfícies em contato. No caso do modelo do reparo utilizando os dois grampos os contatos foram aplicados nas seguintes regiões:

- Entre a superfície superior do tendão e face inferior dos grampos, sendo o tendão a superfície *slave* e os grampos a superfície *master*, como mostra a Fig. 6.11.

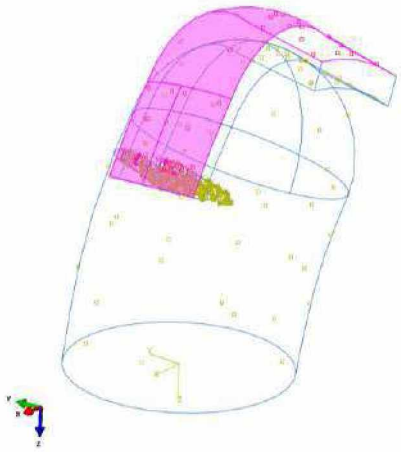


Figura 6.11 – Contato entre o tendão e os grampos.

- Entre a superfície inferior do tendão e a superfície superior do úmero, sendo a superfície *slave* o tendão e a superficie *master* o osso, como pode ser visto na Fig. 6.12.

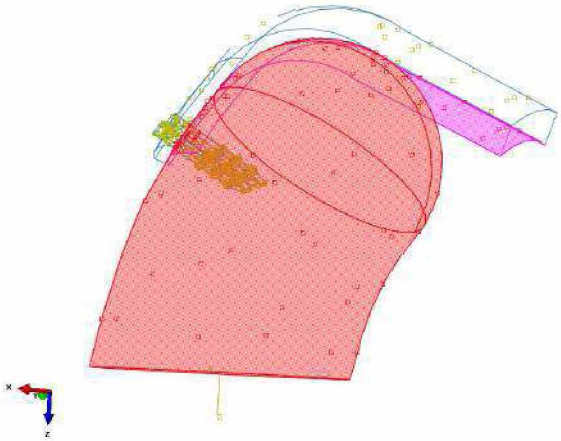


Figura 6.12 – Contato entre o tendão e o osso.

- Entre as superfícies exteriores dos grampos e as superfícies dos furos feitos no úmero, sendo os grampos a superfície *slave* e os furos no osso a superfície *master,* como ilustrado na Fig. 6.13.

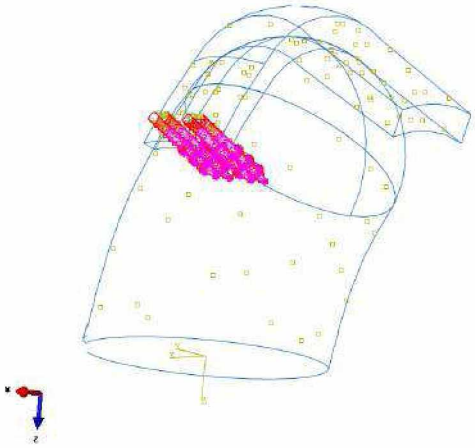


Figura 6.13 – Contato entre os grampos e o osso.

Já para o modelo de reparo feito com âncora de sutura, o contato foi estabelecido entre a superfície inferior do tendão e a superfície superior do osso, sendo o tendão a superfície *slave* e o osso a superfície *master*, como pode ser visto na Fig. 6.13.

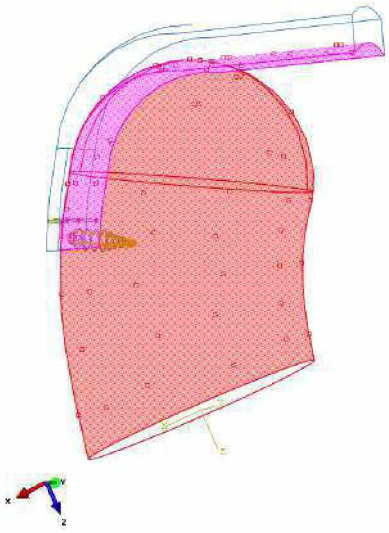


Figura 6.14 – Contato entre o tendão e o úmero no modelo com âncora de sutura.

Para todas as superfícies em contato citadas anteriormente, a propriedade mecânica do contato foi definida como *frictionless*, ou seja, baixo coeficiente de atrito. Aqui o nível de atrito é definido automaticamente pelo programa.

No modelo de reparo com âncora de sutura, a superfície externa da âncora e a superfície interna do furo no osso trabecular provocada pela penetração do implante foram "coladas" sem levar em consideração o contato mecânico. Neste caso, procurou-se simular a condição de que a âncora fica "sepultada" no úmero após sua inserção e devidamente osseointegrada ao osso. Como foi dito anteriormente os fios de sutura que são unidos à âncora não foram representados geometricamente não havendo portanto uma reação da âncora aos carregamentos aplicados no tendão. O recurso utilizado para que a âncora tivesse uma interação física com o tendão foi "colar" a face superior do implante na face inferior do tendão.

6.5. Forças e Condições de Contorno

O manguito rotador é formado por quatro músculos que são o supraespinhal, o infraespinhal, o subescapular e o redondo menor que se originam na escápula e são inseridos nas tuberosidades do úmero através de tendões, como mostrado na Fig. 2.7.

No modelo estudado utilizou-se apenas o tendão supraespinhal devido a sua maior propensão a ocorrência de lesões, no entanto para a análise numérica do comportamento dos reparos do tendão ao osso as forças que os outros componentes do manguito rotador exercem sobre o sistema também foram consideradas. Do trabalho de Karlsson; Peterson (1992) foi obtida a força de contração que o músculo supraespinhal realiza quando o braço está a 0º de abdução considerando a mão carregada com uma carga externa de 10 N (ver Fig. 6.15). Também do trabalho dos mesmos autores as forças do infraespinhal e subescapular foram estimadas a partir de curvas representativas das forças musculares da região do ombro. A força do redondo menor não foi considerada, pois segundo van der Helm (1994) durante o movimento de abdução este músculo é praticamente inativo. A Tabela 6.3 mostra os valores das forças do supraespinhal, infraespinhal e subescapular obtidas de Karlsson; Peterson (1992).

Tabela 6.3 – Valores das forças dos músculos supraespinhal, infraespinhal e subescapular . Fonte : Karlsson; Peterson (1992).

Componente	Força (N)
Supraespinhal	10
Infraespinhal	4
Subescapular	5

As forças foram aplicadas nos modelos de maneira a simular a compressão da cabeça do úmero na cavidade da glenóide exercida pelo manguito rotador. Esta ação do manguito rotador fornece estabilidade dinâmica ao ombro durante a realização de movimentos de elevação e rotação. A Figura 6.15 mostra a linha de ação das forças do manguito rotador na compressão da cabeça do úmero contra a cavidade da glenóide e uma força de 10 N representando a mão carregada.

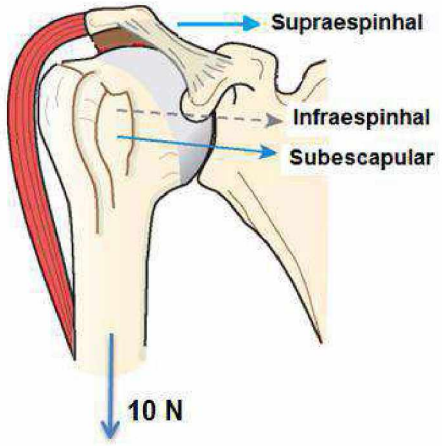


Figura 6.15 – Forças de compressão do manguito rotador para manter a cabeça do úmero na cavidade da glenóide e carga de 10 N representando a mão carregada externamente. Adaptado de Rockwood; Matsen (2009).

Em ambos os modelos de reparo do tendão, as forças do infraespinhal e subescapular foram aplicadas em pontos situados próximo ao tendão supraespinhal sendo seus valores de 4 e 5 N respectivamente. Como comentado, uma força de 10 N foi aplicada em toda a área da extremidade distal do úmero de forma a simular a mão carregada como feito no trabalho de Karlsson e Peterson (1992).

No tendão supraespinhal a força de tração de 10 N foi aplicada em toda a área proximal do tendão de maneira a simular a força de contração muscular. Entretanto, além da força de 10 N, outros valores de força foram utilizados visando avaliar o comportamento do reparo do tendão quando submetido a diferentes carregamentos. As forças foram arbitrariamente escolhidas e seus valores foram de 30 e 50 N.

A Figura 6.16 mostra as tensões de tração aplicadas na região distal do úmero e na região proximal do tendão supraespinhal e a direção das forças de tração dos músculos subescapular e infraespinhal. Estes carregamentos foram similares para os dois modelos de reparo do tendão.

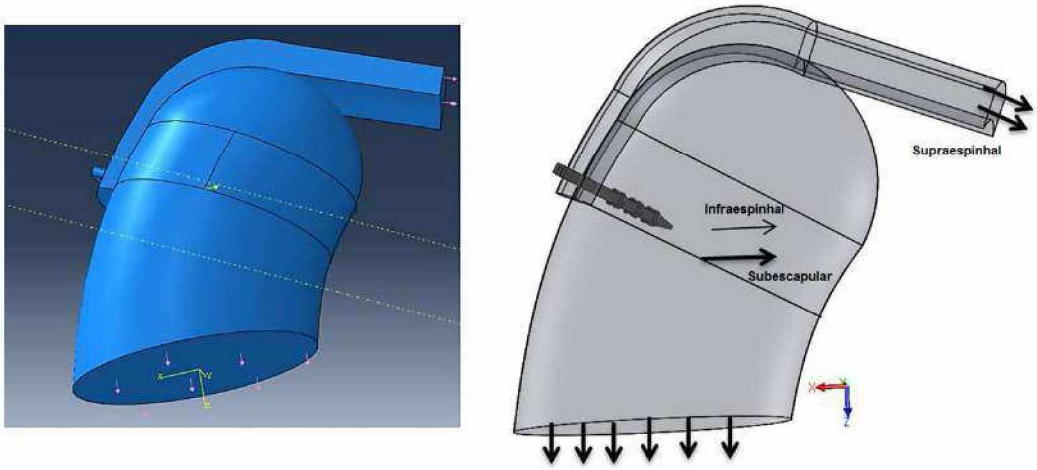


Figura 6.16 – Tensões aplicadas na extremidade distal do úmero e extremidade proximal do tendão supraespinhal e forças de tração do subescapular e infraespinhal.

Para cada modelo de reparo foram adotadas diferentes condições de carregamento para os implantes de fixação.

No modelo de reparo feito com os grampos uma força de compressão de 30 N foi aplicada em toda a área de cada face superior dos implantes. Uma vez que não foi encontrado na literatura valores de forças referentes à compressão provocada por implantes sem fios de sutura na fixação de lesões do manguito rotador o valor de 30 N foi estimado considerando uma parcela da força obtida com o ensaio de tração mostrado no capítulo V. A Figura 6.17 ilustra a tensão aplicada nos implantes.

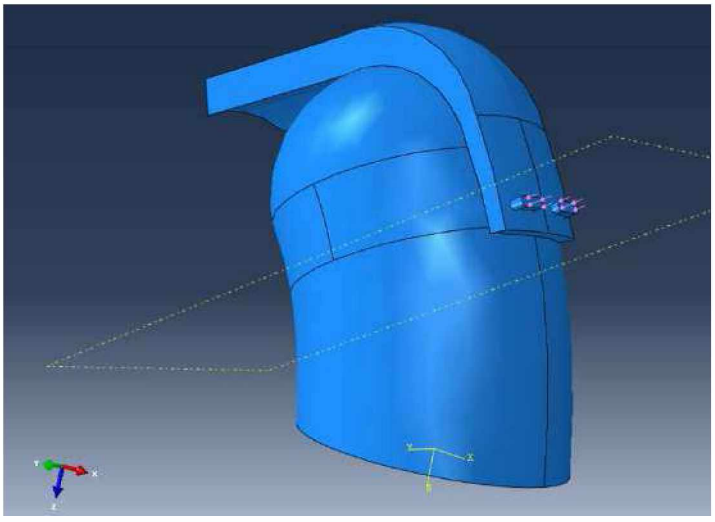


Figura 6.17 – Tensão aplicada nos implantes.

Deve-se destacar aqui que somente as forças aplicadas indicariam a forma de aceitação considerada na análise dos modelos numéricos. As tensões de tração e

compressão expressas são apenas representativas destas análises. O gradiente de tensões e deslocamentos gerados no modelo, de acordo com as condições de contorno, é que indica o comportamento do reparo nas diferentes condições analisadas.

As forças utilizadas no modelo de união do tendão ao osso feito com âncora de sutura foram obtidas do ensaio de tração mostrado no capítulo V. Devido às dificuldades de representação dos fios de sutura nos modelos, quatro furos de 0,5 mm de diâmetro foram feitos no tendão supraespinhal e forças representativas foram aplicadas nestes furos de forma a desempenhar o papel dos fios de sutura. Em cada furo foram consideradas três componentes de forças atuantes sendo a força na direção x (Fx) aquela aplicada para a aproximação dos fios durante o procedimento de amarração, a força de compressão em y (Fy) aquela utilizada para a amarração dos nós e a força de tração em z (Fz) aquela aplicada aos fios para aproximação do tendão ao osso. Através do ensaio de tração foi avaliada a força máxima de tração aplicada na união do tendão/fio.

Simular o efeito de um nó que posiciona o tendão em contato com o osso visando efetuar o reparo do manguito rotador não é uma tarefa fácil, devido à complexidade do processo e as não linearidades impostas. Portanto, é difícil estimar tais níveis de força. Para esta avaliação seria necessário desenvolver um aparato experimental instrumentado com células de carga e obter aproximações indiretas para estes níveis de força. Os ensaios de tração realizados nos tendões indicam apenas uma condição indireta destes níveis de força, em uma direção, desde que, a resistência do tendão seja suficiente para romper ou "aliviar" a resistência do nó. Por isso, os testes serviram para definir uma ordem de grandeza para as forças a serem aplicadas nos furos e que simulam o nó. As direções e sentidos destas forças foram avaliadas analisando o comportamento físico no tendão durante um processo de realização do nó para obter o reparo.

Os valores estimados são considerados apenas como parâmetros de avaliação dos modelos, uma vez que, as análises são comparativas e não pretendem aqui representar de forma precisa os níveis de força em um processo de aplicação do nó.

A Figura 6.18 mostra esquematicamente a direção das forças aplicadas em cada ponto representando os fios de sutura. Estas forças foram aplicadas em dois pontos localizados na metade do comprimento de cada furo. A força (Fz) foi estimada pelos ensaios de tração e seu valor médio foi dividido entre os quatro furos sendo de 22,5 N. Os outros níveis de força (Fx) e (Fy) são ainda mais difíceis de serem estimados. Neste trabalho, estes níveis de força foram estimados como sendo parcelas do valor final da força de tração (Fz). Ou seja, 10 N e 15 N em cada furo, respectivamente.

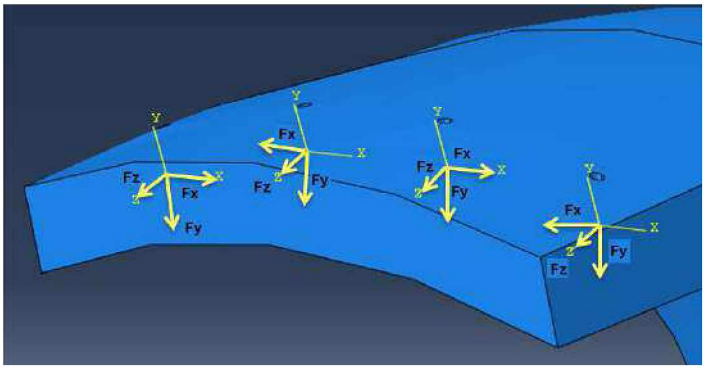


Figura 6.18 – Esquema das forças aplicadas nos furos visando representar a atuação dos fios de sutura.

A análise numérica do reparo feito com a âncora de sutura foi realizada em dois passos de carga. De forma a simular o momento de amarração dos nós e posicionamento do tendão no osso pelos fios de sutura, no primeiro passo de carga foi simulado o processo de amarração e confecção dos nós e a inserção do tendão no osso. Nesta etapa, as forças estimadas com o ensaio de tração foram aplicadas aos furos de maneira a representar a ação dos fios de sutura. No segundo passo de carga, as forças de 10, 30 e 50 N foram aplicadas na extremidade proximal do tendão de maneira a simular a força de contração muscular do supraespinhal.

O úmero foi fixado em uma linha próxima ao tendão que contorna todo o diâmetro da estrutura óssea. O objetivo foi simular a estrutura do ombro em atividade considerando o peso sustentado na mão e uma reação do respectivo tendão. As mesmas condições de contorno foram utilizadas em todos os modelos, como mostrado na Fig. 6.19.

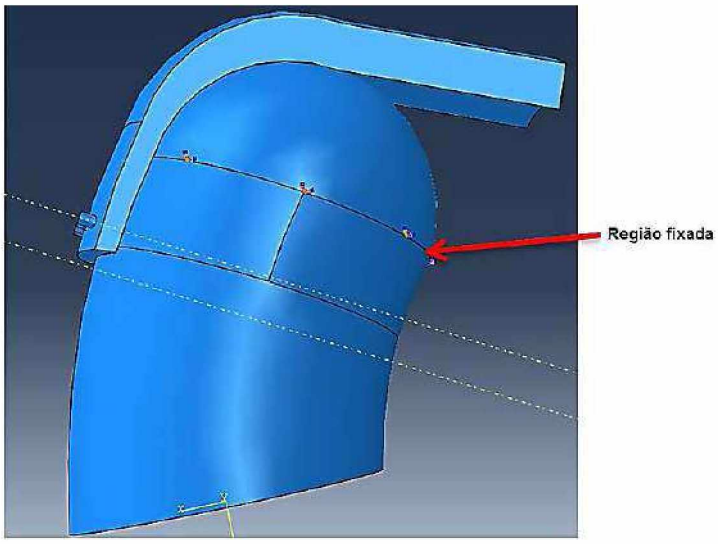


Figura 6.19 – Região do úmero fixada indicando a condição de contorno utilizada nas análises.

6.6. Estudo do Efeito da Malha de Elementos Finitos

Inicialmente, algumas simulações foram feitas no intuito de avaliar o tipo de elemento sólido tridimensional que melhor se adequasse aos modelos. Por este motivo, optou-se pela utilização do elemento C3D10. O elemento C3D10 é definido por dez nós, tendo três graus de liberdade por nó com translações nas direções x, y e z (ver Fig. 6.20). O parâmetro tamanho dos elementos foi controlado manualmente para todos os componentes dos modelos sendo em seguida, gerada a malha pelo Abaqus®.

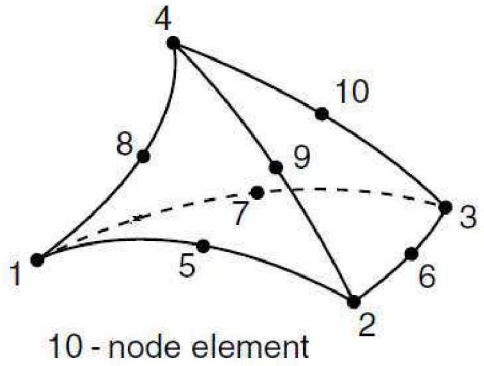


Figura 6.20 – Elemento C3D10 do programa Abaqus®.

A Figura 6.21 mostra o modelo de reparo do tendão feito com os grampos considerando os carregamentos e condições de contorno e a malha gerada com o elemento sólido escolhido.

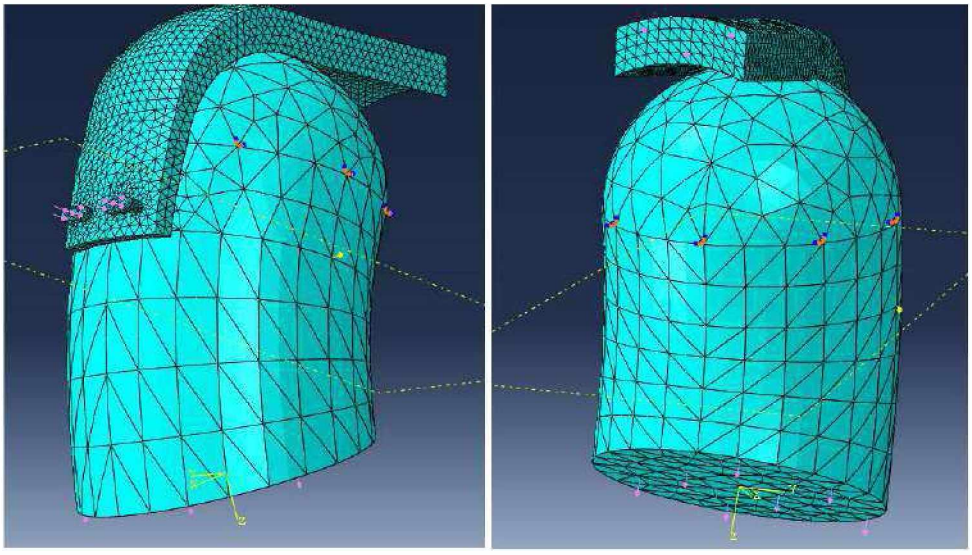


Figura 6.21 – Condições de carregamento e malha gerada para o modelo de reparo do tendão feito com os grampos.

Um estudo da malha dos modelos foi realizado controlando o tamanho dos elementos finitos. Isso foi feito com a finalidade de buscar resultados mais precisos, porém sem um tempo computacional muito alto.

Após a solução dos modelos, foram analisados os gradientes de tensão e os deslocamentos resultantes nas direções x, y e z. Foi determinada a tensão de von Mises nos modelos como um todo, nos implantes, no osso trabecular, no tendão e também em regiões no tendão próximas aos implantes de fixação. Na região do tendão em contato com os implantes foi determinada a tensão principal máxima. Foram avaliados também os deslocamentos resultantes dos modelos como um todo, dos seus componentes e também em locais do tendão junto aos implantes.

O estudo de malha e os resultados obtidos com as análises numéricas são mostrados e discutidos no capítulo VII.

CAPÍTULO VII

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados e a discussão das modelagens experimental e numérica realizadas nos capítulos V e VI.

Primeiramente foi feita uma análise a cerca dos resultados obtidos com os ensaios de tração da união do tendão ao osso utilizando âncora de sutura. Em seguida, foram avaliados e discutidos os resultados adquiridos com as modelagens numéricas do reparo do manguito rotador utilizando o grampo projetado e a âncora de sutura. A resistência mecânica do grampo também foi analisada por meio dos resultados obtidos com a modelagem numérica.

7.1. Modelagem Experimental

O ensaio de tração foi feito com o objetivo de avaliar o comportamento mecânico *in vitro* de um tendão submetido ao processo de reparo utilizando âncora de sutura. A resistência e a estabilidade das fixações foram avaliadas, porém, a análise foi feita, principalmente, para estimar os níveis das forças de amarração dos fios de sutura. Estes valores de força foram utilizados para avaliar numericamente o comportamento mecânico de um reparo do tendão ao osso feito com âncora de sutura. A partir destes dados de força, foi feita a estimativa de uma força de compressão gerada pelo processo de amarração dos fios que foi utilizada na análise por elementos finitos da fixação do tendão feita com o grampo projetado.

Através dos ensaios de tração das três amostras de úmero e tendão foram obtidas curvas de força (N) x deslocamento (mm) como mostrado nas Figs. 7.1, 7.2 e 7.3. Na Figura 7.4 é feita uma comparação entre as três curvas obtidas com os testes de tração.

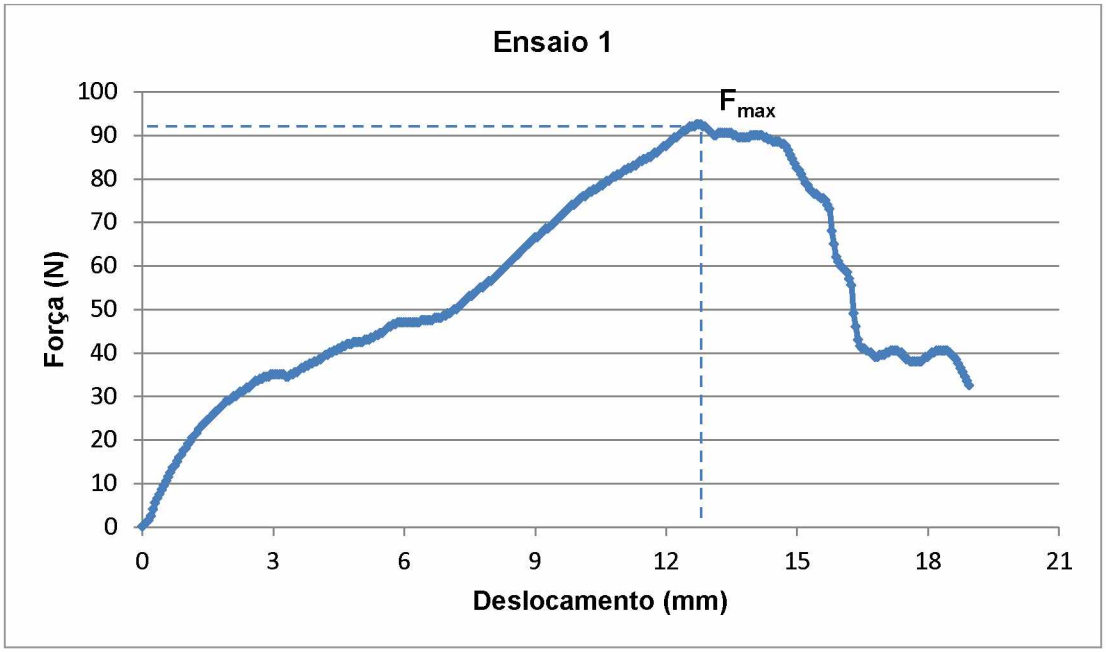


Figura 7.1 – Curva de Força x deslocamento para o ensaio 1.

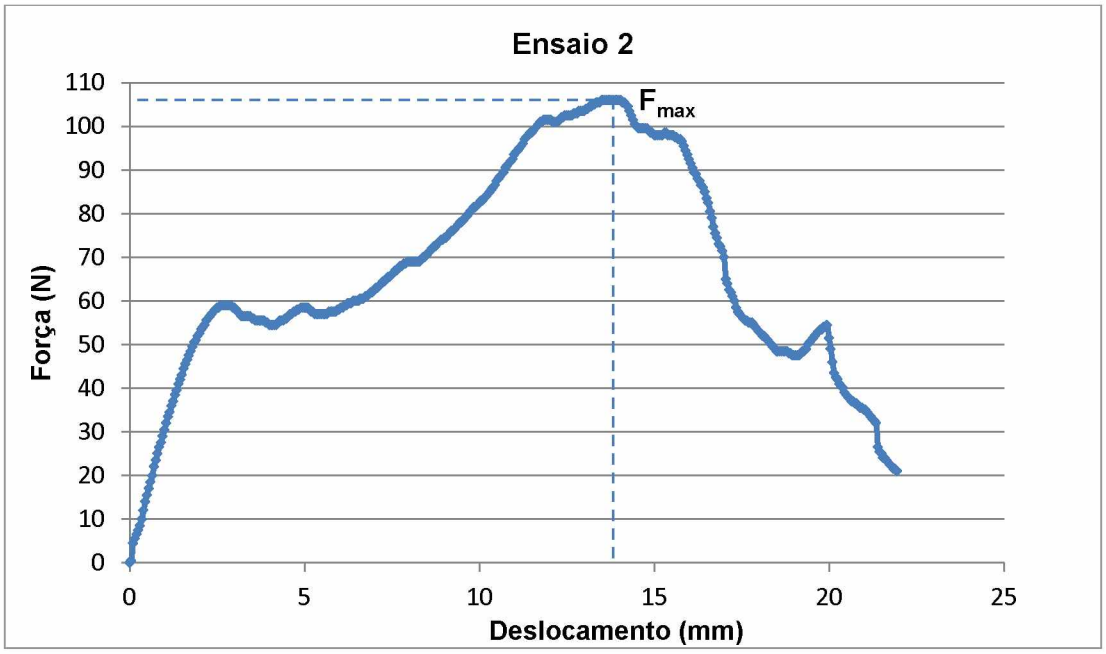


Figura 7.2 – Curva de Força x deslocamento para o ensaio 2.

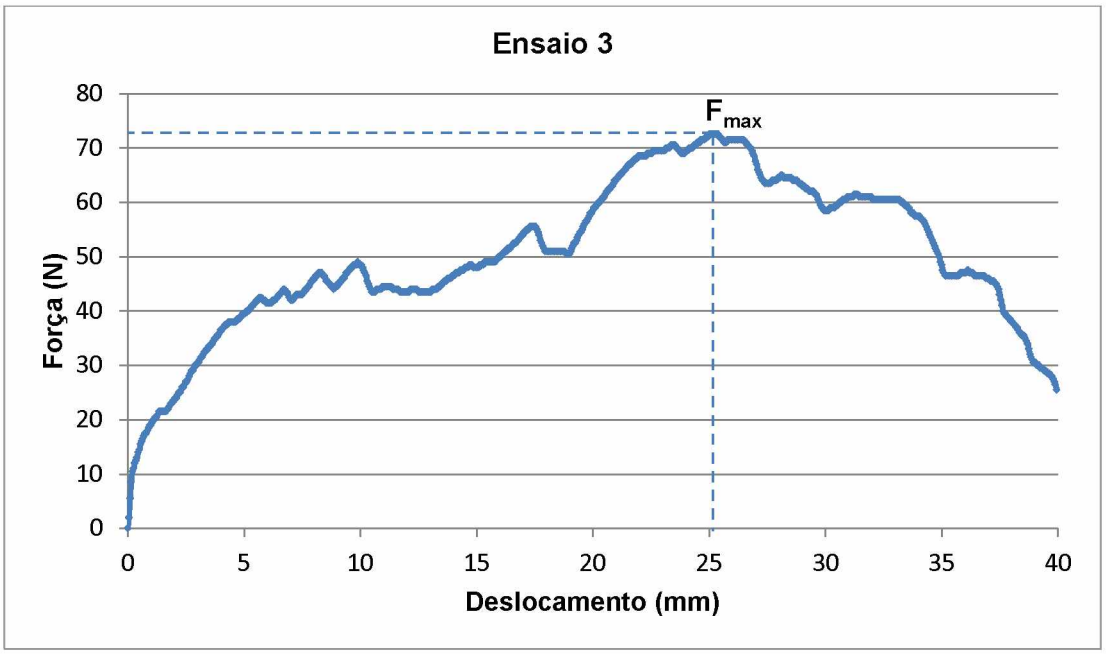


Figura 7.3 – Curva de Força x deslocamento para o ensaio 3.

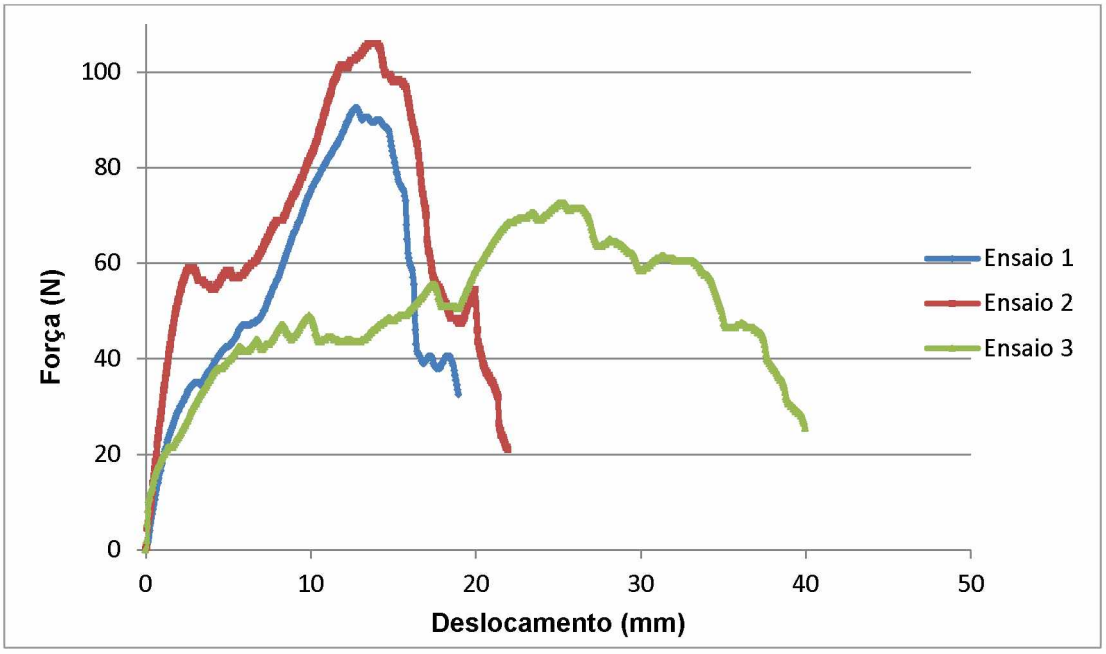


Figura 7.4 – Comparação entre os testes realizados.

No ensaio 1 ilustrado pela Fig. 7.1 a falha do reparo aconteceu com uma força máxima (Fmax.) de 92,5 N e com um deslocamento de aproximadamente 12,7 mm. No ensaio 2 representado pela Fig. 7.2 a falha do reparo ocorreu com uma força máxima de 106,0 N e um deslocamento em torno de 14 mm. Já para o ensaio 3 mostrado na Fig. 7.3 a falha do reparo aconteceu com uma força máxima de 72,5 N e um deslocamento de aproximadamente 25 mm. A força de resistência média foi de 90,3 N.

É possível observar da Fig. 7.4 que os ensaios 1 e 2 apresentaram curvas de força (N) x deslocamento (mm) bastante parecidas o mesmo não acontecendo com o ensaio 3. A diferença apresentada pelo ensaio 3 em relação aos outros testes no que se refere ao deslocamento pode ser explicada pela não linearidade do fenômeno e possíveis erros de posicionamento do tendão na garra da máquina. Este fato foi observado principalmente no inicio do teste onde até próximo de 10 mm de deslocamento é referente apenas à acomodação do tecido de couro costurado ao tendão na garra da máquina.

Percebe-se que as curvas possuem um comportamento não-linear com variações dos níveis de força até o ponto de ruptura. Este efeito é gerado, principalmente, pela acomodação da fixação dos nós no suporte.

Os valores de carga máxima resultantes dos ensaios 1 e 2 foram condizentes com os apresentados no trabalho de Cummins et al. (2005). Estes autores realizaram ensaios mecânicos em ombros de ovinos e testaram cinco diferentes configurações de reparos do manguito rotador utilizando âncoras de sutura. Em um dos grupos testados o tendão foi unido ao osso empregando 2 âncoras de sutura carregada cada uma com 1 fio de sutura e uma configuração de ponto de sutura em ponto U. Os resultados para as cargas máximas obtidas por estes autores foram de 140 $\pm$ 36 N. Estes valores de carga ficaram próximos das cargas máximas de 92,5 N e 106,0 N alcançadas pelos reparos dos ensaios 1 e 2 mostrados nas Figs. 7.1 e 7.2. Deve-se ressaltar que para os reparos do tendão, descritos no capítulo V, foi empregada apenas uma âncora para cada amostra sendo a âncora carregada com dois fios de sutura. Nestes reparos o fio de sutura foi passado pelo tendão utilizando uma configuração de sutura em ponto U.

Em todos os ensaios realizados a falha da construção implante-tendão-osso ocorreu devido à ruptura do tendão pelos fios de sutura. Este tipo de falha também foi observado por Cummins et al. (2003a), Cummins et al. (2003b) e Cummins et al. (2005) em seus trabalhos. Uma possível explicação para a falha apresentada pelos reparos durante os ensaios pode estar relacionada à resistência do material dos fios de sutura que foi maior que a resistência das fibras do tendão (BARBER et al., 2011). A Figura 7.5 mostra o tendão rompido próximo ao fio de sutura.

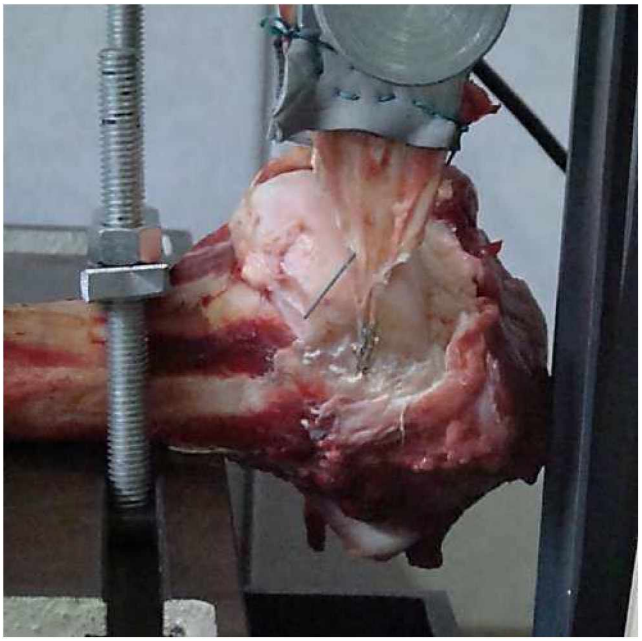


Figura 7.5 – Modo de falha: ruptura do tendão pelo fio de sutura.

7.2. Modelagem por Elementos Finitos

O modelo de elementos finitos empregado possui simplificações relacionadas às propriedades mecânicas do osso trabecular e tendão supraespinhal, a distribuição das forças musculares e principalmente com relação à geometria. Porém, nesta etapa a proposta foi avaliar o projeto do novo implante proposto e as configurações de fixação com os diferentes implantes quanto aos gradientes de tensão e os deslocamentos resultantes conforme a Eq.(7.1).

$$U=\sqrt{U_x^2+U_y^2+U_z^2} \tag{7.1}$$

Após a solução numérica dos modelos, a distribuição de tensão de von Mises foi avaliada nos implantes, no osso trabecular, no tendão, no conjunto completo e também em regiões do tendão próximas aos implantes de fixação. Na região do tendão em contato com os dispositivos de fixação foi analisada a tensão principal máxima. Os deslocamentos resultantes, como mostrado na Eq. (7.1), foram analisados para os modelos com um todo, nos implantes, no osso e também em locais do tendão próximos aos implantes.

7.2.1. Análises numéricas dos reparos feitos com o grampo projetado

As simulações numéricas do reparo do tendão supraespinhal ao osso utilizando o grampo projetado além de fornecer o comportamento do gradiente de tensão e campo de

deslocamento, também tiveram como objetivo avaliar a resistência mecânica do novo implante de fixação. Nesta etapa do projeto, o material do implante utilizado nas análises foi o titânio.

As análises do modelo foram feitas considerando uma carga de 30 N aplicada na face superior de cada grampo. No úmero foram aplicadas forças de 5 e 4 N referentes aos músculos infraespinhal e subescapular e em toda face da extremidade distal do osso foi aplicada uma carga de 10 N de forma a simular uma carga externa na mão (KARLSSON e PETERSON, 1992). As tensões de von Mises e principal máxima e o campo de deslocamento total resultante nas direções x, y e z foram obtidos para o modelo com o tendão submetido a carregamentos de 10, 30 e 50 N. Estas forças foram utilizadas visando comparar possíveis solicitações no tendão em virtude de movimentações no ombro.

Um estudo da malha do modelo foi feito com a finalidade de melhorar a precisão dos resultados, porém sem um tempo de processamento muito alto. Para o estudo de convergência da malha foi escolhido o modelo com a região proximal do tendão submetida a uma carga de 30 N. Neste modelo valores de deslocamentos resultantes para quatro níveis de refinamento foram obtidos a partir de uma linha de pontos nodais inserida na região distal do tendão, como pode ser visto na Fig.7.6. A Tabela 7.1 apresenta algumas características das malhas, tais como 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, e nível de refinamento sendo o nível 1 referente à malha mais refinada e o nível 4 relativa à malha menos refinada. A Figura 7.7 mostra as curvas de deslocamento resultante (mm) x pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

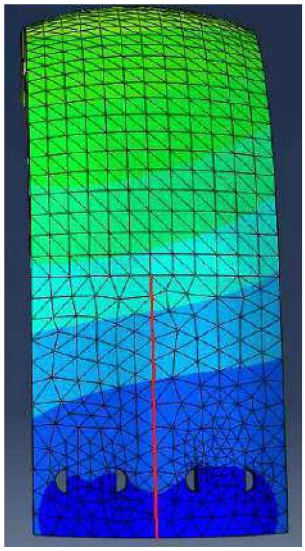


Figura 7.6 - Linha de pontos na região distal do tendão para o estudo da malha.

Tabela 7.1 – Características das malhas para a análise de sensibilidade.

Refinamento	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo de processamento
1	500601	866903	1h 27min 45s
2	287092	504185	27min 08s
3	167386	308848	9min 53s
4	84608	159661	3min 11s

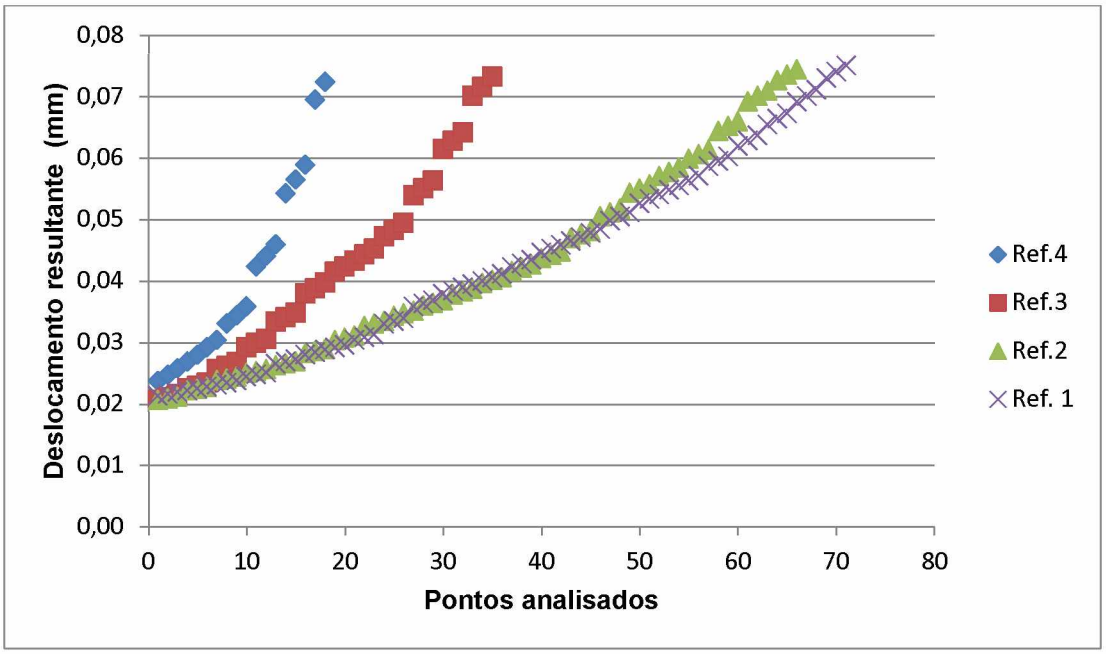


Figura 7.7 – Curvas da convergência da malha para o modelo submetido a uma carga de 30 N.

Considerando as curvas de deslocamentos resultantes mostradas na Fig. 7.7 bem como os tempos de processamento mostrados na Tab. 7.1, escolheu-se uma situação intermediária para avaliar os modelos de reparo com o grampo, ou seja, malhas com nível de refinamento 2.

Os deslocamentos máximos resultantes apresentados pelo modelo completo submetido às cargas de 10, 30 e 50 N são mostrados na Tab. 7.2. A Figura 7.8 ilustra o campo de deslocamento resultante apresentado pelo modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

Tabela 7.2 – Deslocamentos máximos resultantes para o modelo completo de reparo com os grampos.

Forças aplicadas ao tendão (N)	Deslocamento máximo resultante (mm)
10	0,0812
30	0,2506
50	0,4193

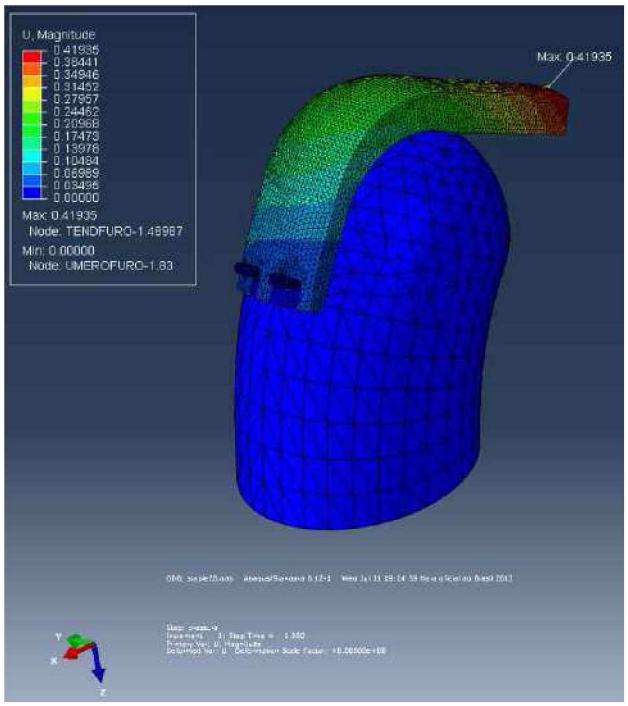


Figura 7.8 – Campo de deslocamento resultante para o modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

Como pode ser visto na Fig. 7.8 o tendão foi o componente do modelo onde ocorreu o maior deslocamento resultante. O deslocamento máximo resultante foi encontrado na região proximal do tendão onde foram aplicadas as cargas de 10, 30 e 50 N. Na região de união do tendão ao osso pelos grampos foi observado um menor deslocamento. Tal fato pode ser explicado pela ação dos implantes que tendem a comprimir o tendão ao úmero evitando dessa forma um deslocamento maior na região do reparo.

Para uma melhor análise dos deslocamentos resultantes do tendão na região de fixação ao osso, foram definidos “caminhos de pontos” na porção distal do tendão no seu lado articular e no seu lado bursal. 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 7.9-A e 7.9-B mostram respectivamente as regiões definidas para análise dos deslocamentos no lado bursal e articular do tendão. Para cada uma destas regiões,

considerando as diferentes forças aplicadas ao tendão, foram geradas curvas de deslocamento resultante (mm) x pontos analisados. As Figuras 7.10 e 7.11 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 deslocamentos aumentaram com o aumento da aplicação da força no tendão. Verifica-se também que para ambos os lados os maiores deslocamentos ficaram abaixo de 0,1 mm.

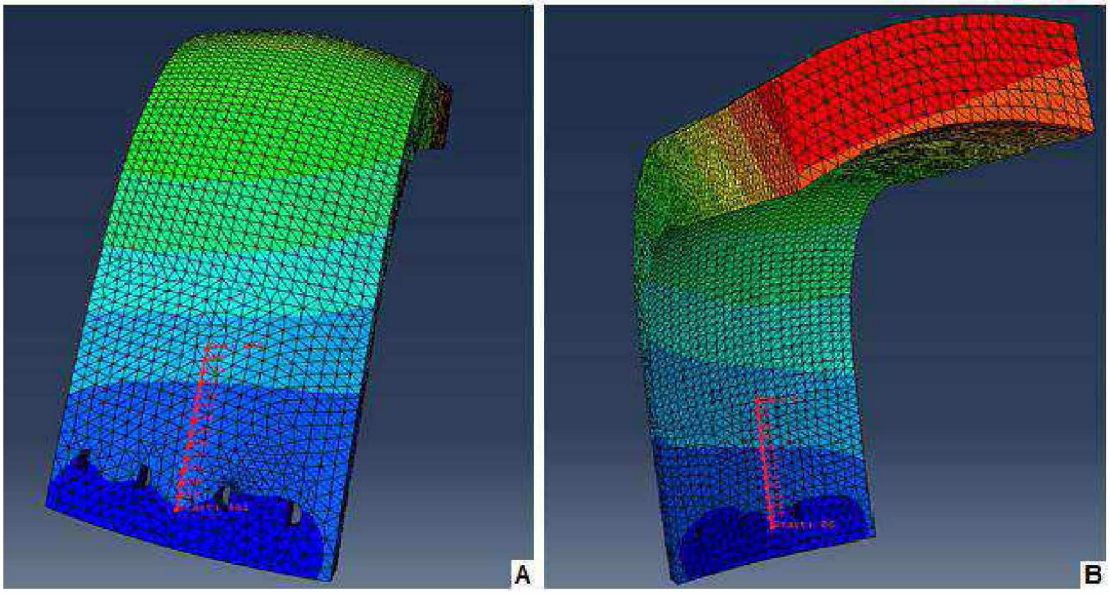


Figura 7.9 – Caminho de pontos na região bursal (A) e articular (B) do tendão, respectivamente.

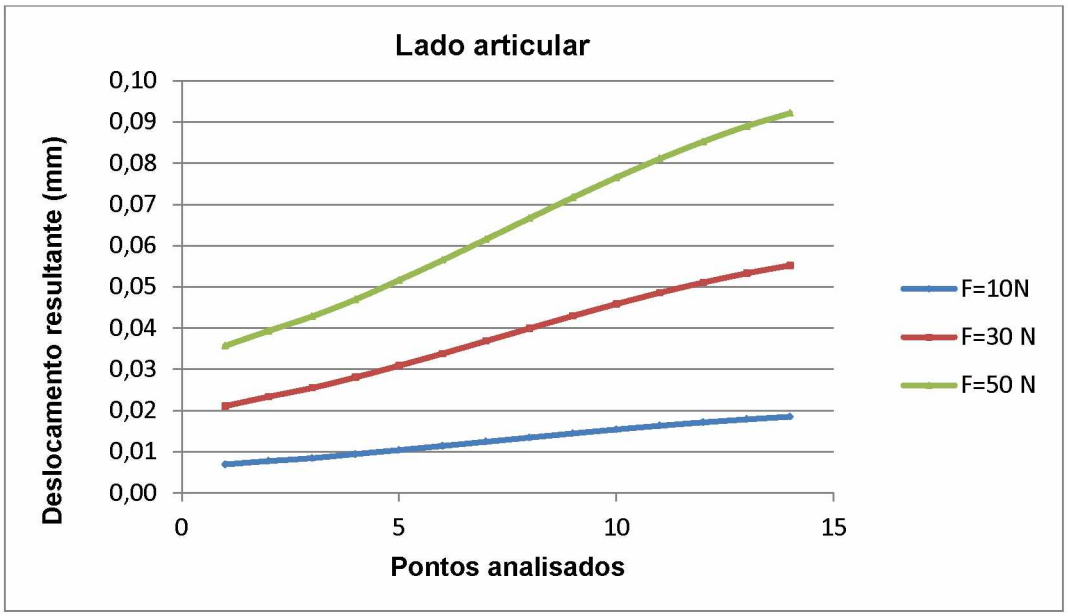


Figura 7.10 – Deslocamentos resultantes para o lado articular do tendão para as cargas de 10, 30 e 50 N.

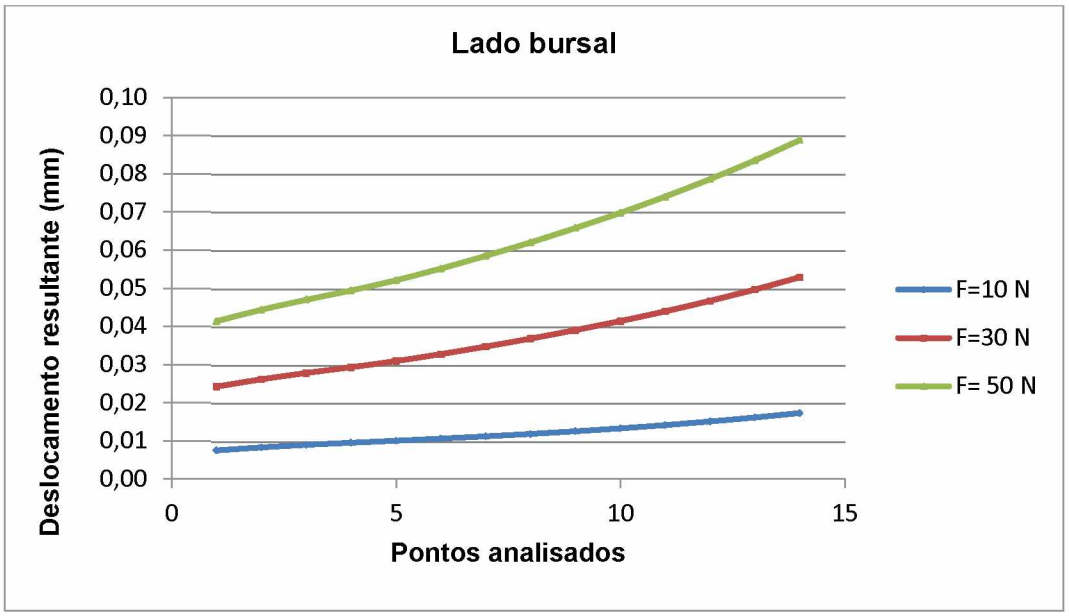


Figura 7.11 – Deslocamentos resultantes para o lado bursal do tendão considerando as cargas de 10, 30 e 50 N.

Os deslocamentos máximos resultantes apresentados pelos grampos para os carregamentos de 10, 30 e 50 N são mostrados na Tab. 7.3. A Figura 7.12 ilustra o campo de deslocamento resultante no grampo do modelo de 50 N. Pode-se observar que os maiores deslocamentos se concentraram na região superior do grampo. Como uma carga foi aplicada na região proximal do tendão, a parte do grampo que fica em contato com o tendão tende a fletir apresentando um deslocamento maior em relação à parte inferior do implante.

Tabela 7.3 – Deslocamentos máximos resultantes nos grampos para diferentes cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão (N)	**Deslocamento máximo resultante (mm)**
10	0,0085
30	0,0200
50	0,0330

O úmero apresentou deslocamentos máximos resultantes na região de inserção dos grampos como mostrado na Fig. 7.13. A Tabela 7.4 expõe os valores de deslocamentos do úmero para os modelos com o tendão submetido às cargas de 10, 30 e 50 N.

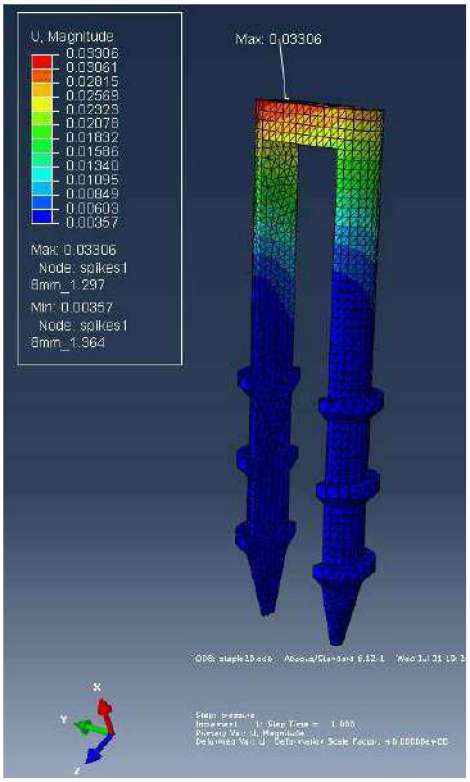


Figura 7.12 – Campo de deslocamento resultante apresentado pelo grampo para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

Tabela 7.4 – Deslocamentos máximos resultantes no úmero para diferentes cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão (N)	Deslocamento máximo resultante (mm)
10	0,0088
30	0,0089
50	0,0094

A Tabela 7.5 mostra as tensões máximas de von Mises para o modelo completo com o tendão submetido a diferentes carregamentos. Nestes casos, os grampos foram os componentes do modelo que apresentaram os maiores valores de tensão. A Figura 7.14 mostra os gradientes de tensão no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

As tensões máximas de von Mises nos grampos foram observadas na região das hastes verticais como mostrado na Fig. 7.15. O modelo no qual o tendão foi submetido a uma força de 50 N apresentou o maior valor de tensão nos implantes que foi de 74,40 MPa, como exposto na Tab. 7.5. Este valor está abaixo do limite de resistência ao escoamento das ligas de titânio que, segundo Ratner et al. (2004), está na faixa de 485 MPa. O modelo com o tendão submetido a uma carga de 10 N foi o que apresentou a menor tensão de von

Mises na região dos grampos que foi de 44,22 MPa. Nos casos estudados o implante não falharia por excesso de tensão com consequente escoamento do material.

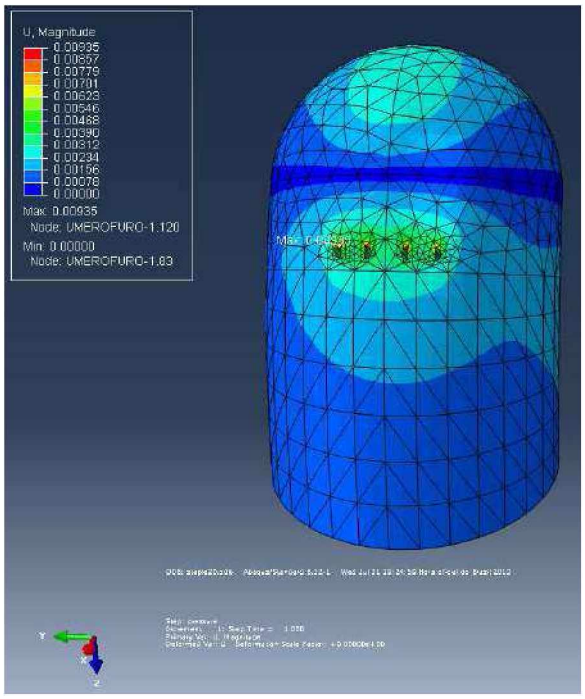


Figura 7.13 – Campo de deslocamento resultante apresentado pelo úmero para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

Tabela 7.5 – Tensão máxima de von Mises apresentada pelos grampos para diferentes cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão (N)	**Tensão de von Mises (MPa)**
10	44,22
30	47,89
50	74,40

Os valores máximos de tensão de von Mises para o tendão são mostrados na Tab.7.6. Deve-se ressaltar, porém que estes valores ocorreram em regiões junto aos implantes que concentraram tensão devido a defeitos apresentados no momento da construção dos modelos como pode ser visto na Fig. 7.16. De qualquer forma excluindo os valores apresentados nestas regiões, as maiores tensões foram observadas em locais próximos a inserção dos grampos. As Figuras 7.17-A e 7.17-B mostram respectivamente a distribuição de tensões no lado bursal e articular do tendão.

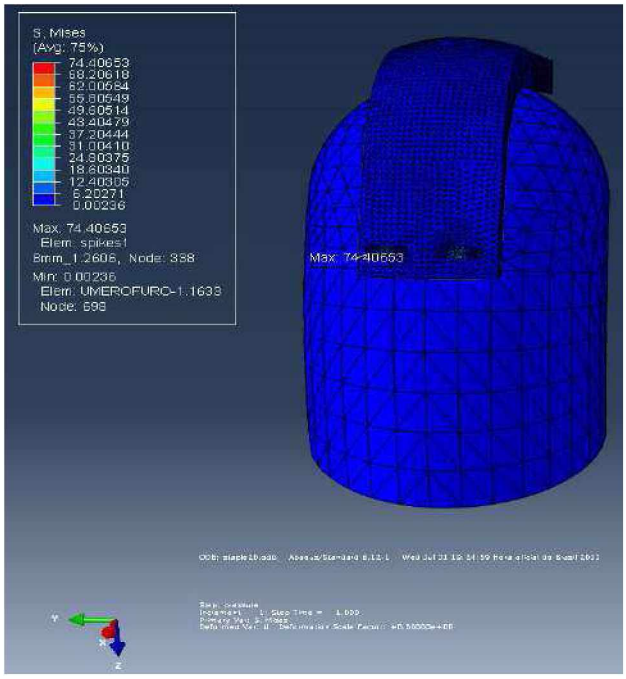


Figura 7.14 – Gradientes de tensão de von Mises no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

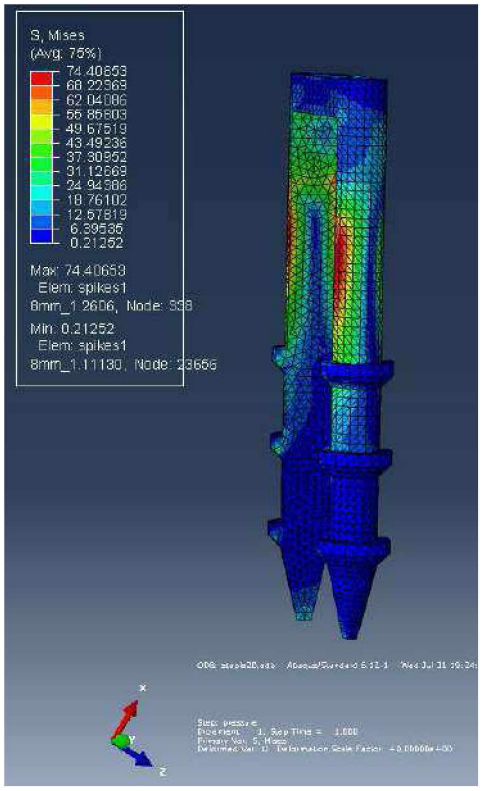


Figura 7.15 – Gradientes de tensão de von Mises para o implante para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

Tabela 7.6 – Tensão máxima de von Mises no tendão para diferentes cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão (N)	Tensão de von Mises (MPa)
10	5,38
30	16,31
50	27,52

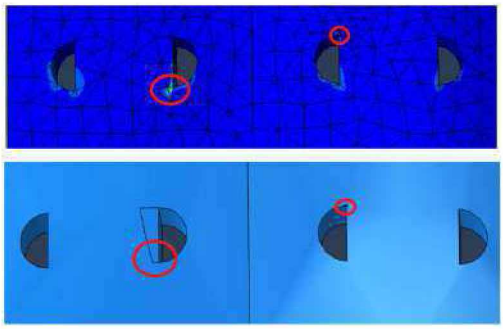


Figura 7.16 – Locais de concentração de tensão.

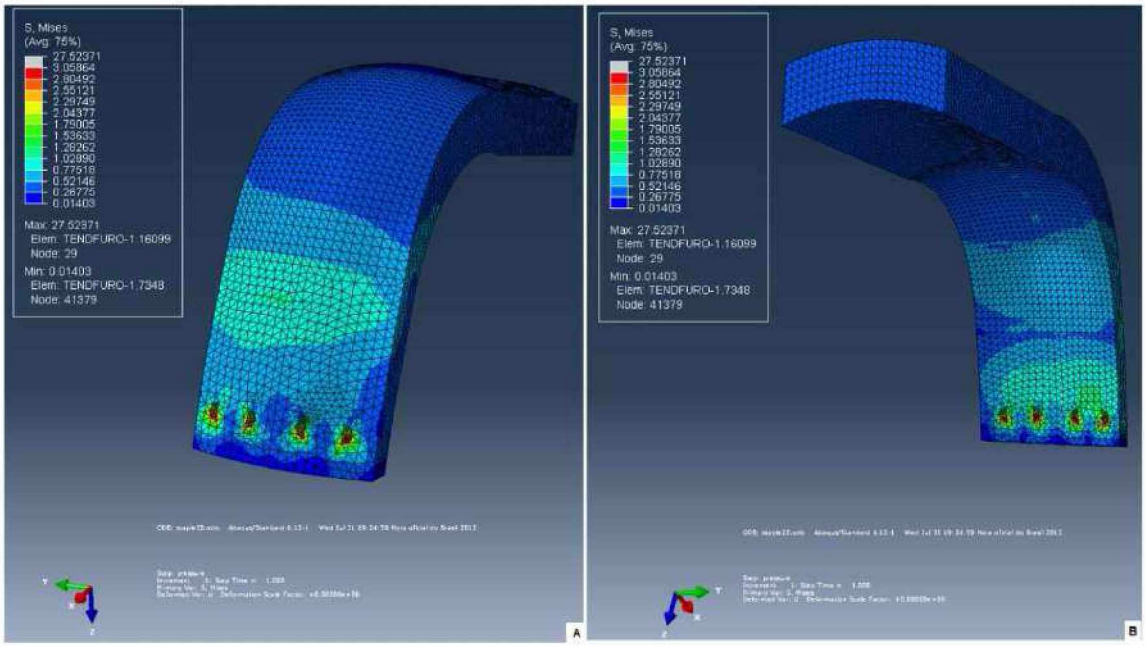


Figura 7.17 – Distribuição das tensões de von Mises no lado bursal (A) e articular (B) do tendão para o modelo com o tendão submetido a carga de 50 N.

A fim de quantificar as tensões de von Mises no tendão foi definido um “caminho de pontos” em regiões do tendão próximas aos grampos. Estes pontos foram marcados no lado bursal e articular do tendão. As Figuras 7.18-A e 7.18-B mostram respectivamente os locais definidos para análise das tensões no lado articular e bursal do tendão. Para cada região,

considerando as diferentes forças aplicadas ao tendão, foram geradas curvas da tensão de von Mises (MPa) x pontos analisados. As Figuras 7.19 e 7.20 ilustram respectivamente os gráficos obtidos para a região articular e bursal. A partir das curvas obtidas percebe-se 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 ambos os lados foi de aproximadamente 3 MPa.

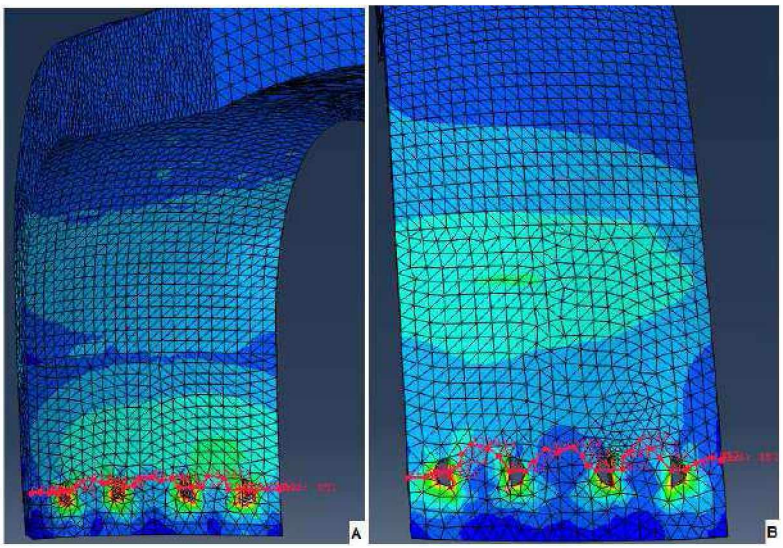


Figura 7.18 - Caminhos definidos para a obtenção das tensões de von Mises para o lado articular (A) e bursal (B) do tendão respectivamente.

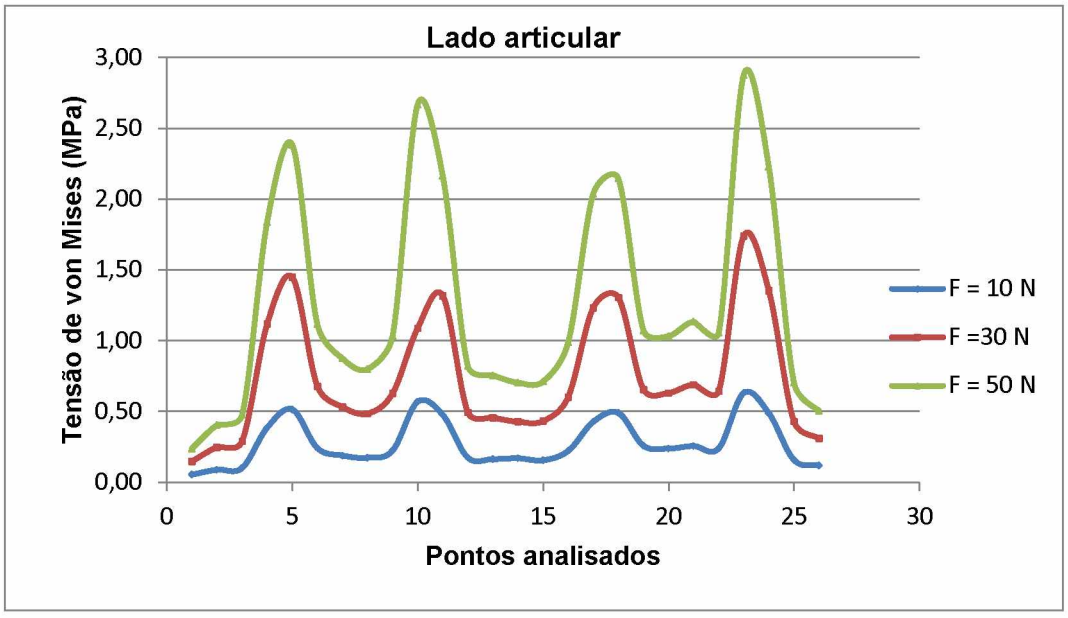


Figura 7.19 – Distribuição das tensões de von Mises para o lado articular com o tendão carregado com forças de 10, 30 e 50 N.

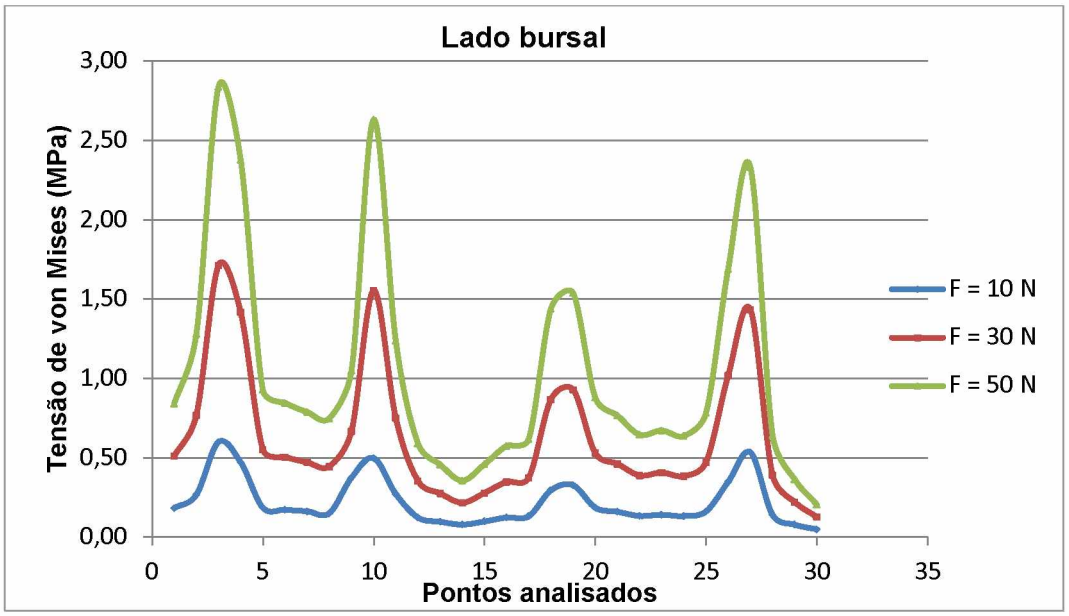


Figura 7.20 – Distribuição das tensões de von Mises para o lado bursal considerando o tendão carregado com forças de 10, 30 e 50 N.

O úmero apresentou tensões máximas de von Mises em nós localizados na região de inserção dos implantes. A Tabela 7.7 apresenta os máximas tensões de von Mises e a Fig. 7.21 ilustra a distribuição de tensão na região do úmero. Uma varredura no úmero foi feita próxima ao local de inserção dos implantes no modelo com o tendão submetido a uma carga de 50 N e obteve-se a curva de tensão de von Mises (MPa) x pontos analisados ilustrada na Fig. 22. Observa-se que os maiores valores de tensão nestes locais ficaram em torno de 5 MPa.

Tabela 7.7 – Tensão máxima de von Mises no úmero para diferentes cargas aplicadas no tendão.

Forças aplicadas no tendão (N)	**Tensão de von Mises (MPa)**
10	38,63
30	38,65
50	38,66

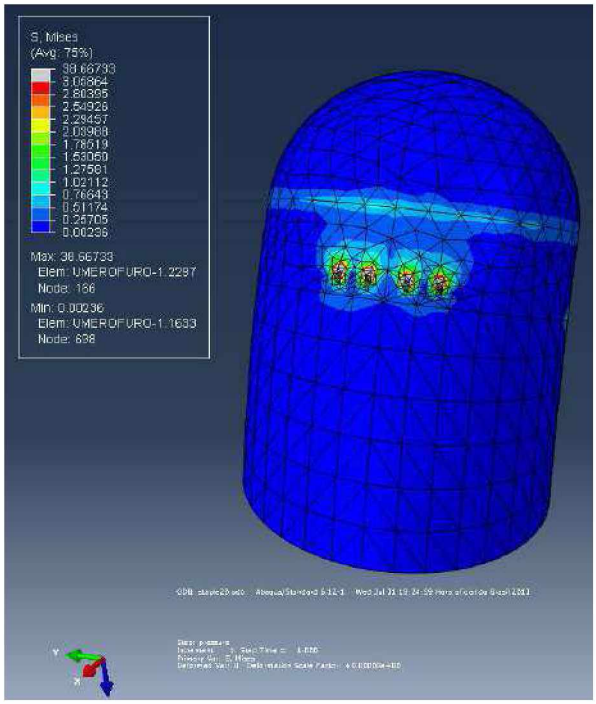


Figura 7.21 – Distribuição das tensões de von Mises no úmero para o modelo com o tendão submetido a uma força de 50 N.

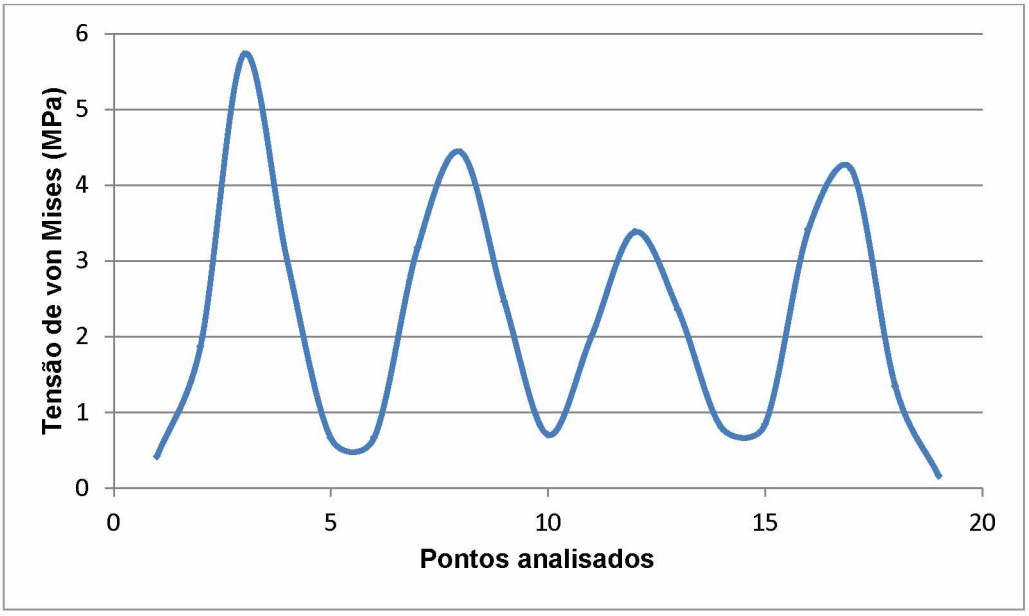


Figura 7.22 – Tensões de von Mises em nós localizados próximos a inserção dos grampos no úmero. Valores obtidos para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 50 N.

A tensão principal máxima foi obtida para o tendão nas mesmas regiões mostradas nas Figs. 7.18-A e 7.18-B. As Figuras 7.23 e 7.24 mostram respectivamente as curvas obtidas para a distribuição de tensão principal máxima (MPa) x pontos analisados para o lado articular e bursal do tendão para os modelos com o tendão submetido às cargas de 10,

30 e 50 N. Observa-se que a tensão máxima de tração foi de 3,2 MPa para o lado articular e lado bursal apresentou uma tensão de tração de 2,8 MPa e uma de compressão de aproximadamente 0,5 MPa.

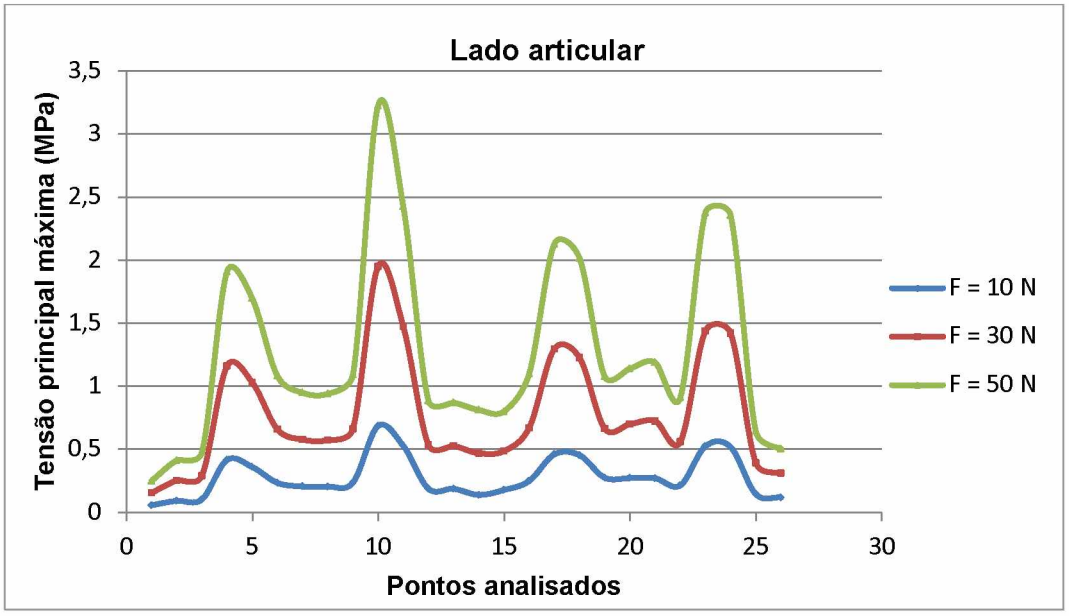


Figura 7.23 – Distribuição da tensão principal máxima para o lado articular com o tendão carregado com forças de 10, 30 e 50 N.

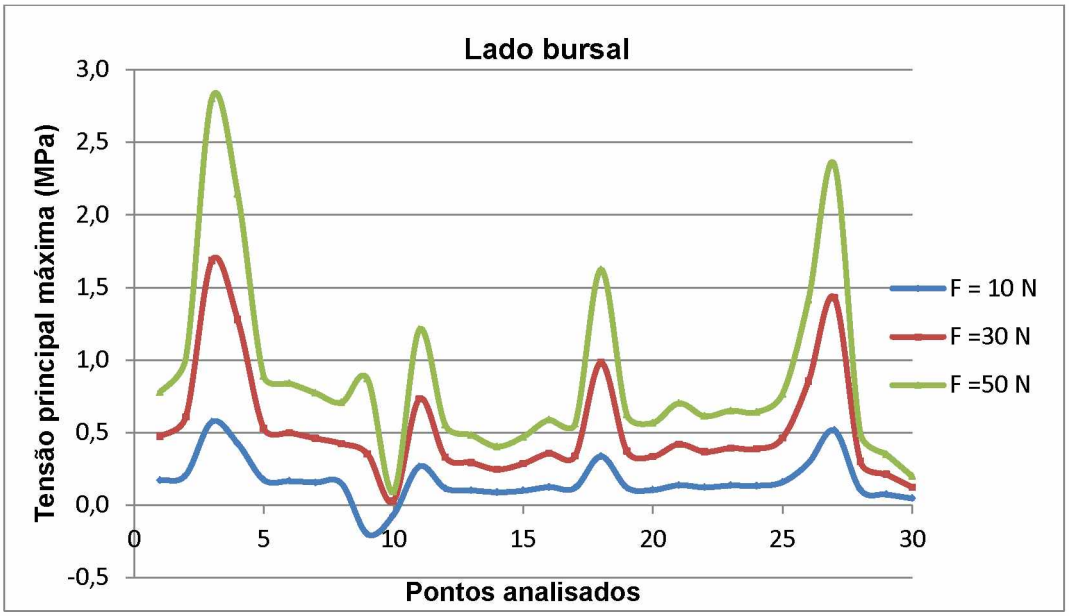


Figura 7.24 – Distribuição da tensão principal máxima para o lado bursal com o tendão carregado com forças de 10, 30 e 50 N.

7.2.2. Análises numéricas do reparo feito com a âncora de sutura

As análises do modelo de reparo utilizando âncora de sutura foram feitas considerando três componentes de força aplicadas em cada furo do tendão de forma a desempenhar o papel dos fios de sutura, sendo uma força na direção x (Fx) referente à força aplicada para a aproximação dos fios durante o procedimento de amarração, uma força na direção y (Fy) referente à força utilizada para a amarração dos nós e uma força de tração em z (Fz) referente à força máxima de tração que mantem o tendão próximo ao osso. A força Fz foi estimada considerando os ensaios *in vitro* e o valor aplicado em cada furo foi de 22,5 N. As forças Fx e Fy foram estimadas como parcelas do valor da força de tração Fz, sendo estas de 10 e 15 N, respectivamente.

No úmero foram aplicadas forças de 5 e 4 N referentes aos músculos infraespinhal e subescapular . Na porção distal do úmero foi aplicada uma carga de 10 N de forma a simular a mão suportando um peso. As tensões de von Mises e principal máxima e o campo de deslocamento total resultante das direções x, y e z foram obtidos para o modelo com o tendão submetido a carregamentos de 10, 30 e 50 N.

A análise numérica do reparo feito com a âncora de sutura foi realizada em dois passos de carga. De forma a simular o momento de amarração dos nós e posicionamento do tendão no osso pelos fios de sutura, no primeiro passo de carga foi representado o processo de amarração e confecção dos nós e a inserção do tendão no osso. Nesta etapa, as forças estimadas com o ensaio *in vitro* foram aplicadas aos furos de maneira a representar a ação dos fios de sutura. No segundo passo de carga, as forças de 10, 30 e 50 N foram aplicadas na extremidade proximal do tendão de maneira a simular a força de contração muscular do supraespinhal.

Para o estudo da convergência da malha foi escolhido o modelo com o tendão submetido no passo de carga (2) a uma força de 10 N. Neste modelo valores de deslocamento para três níveis de refinamento foram obtidos a partir de uma linha de nós inserida na região distal do tendão como pode ser visto na Fig.7.25. A Tabela 7.8 apresenta algumas características das malhas, tais como tamanho da malha em termos de número de nós e elementos, tempo de processamento e nível de refinamento. A Figura 7.26 mostra as curvas de deslocamento resultante (mm) x pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

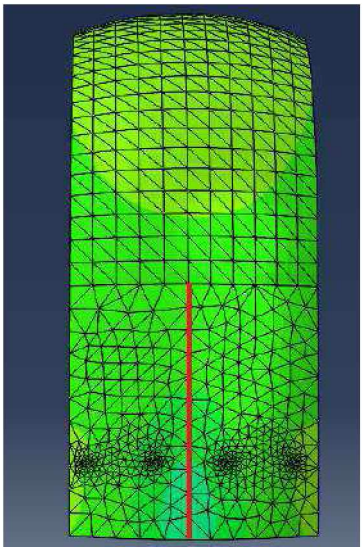


Figura 7.25 – Linha de pontos inserida na região distal do tendão para o estudo da malha.

Tabela 7.8 – Características das malhas para análise de sensibilidade.

Refinamento	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo de processamento
1	98584	154365	35 min
2	56536	90284	21 min 45 s
3	31918	52692	10 min

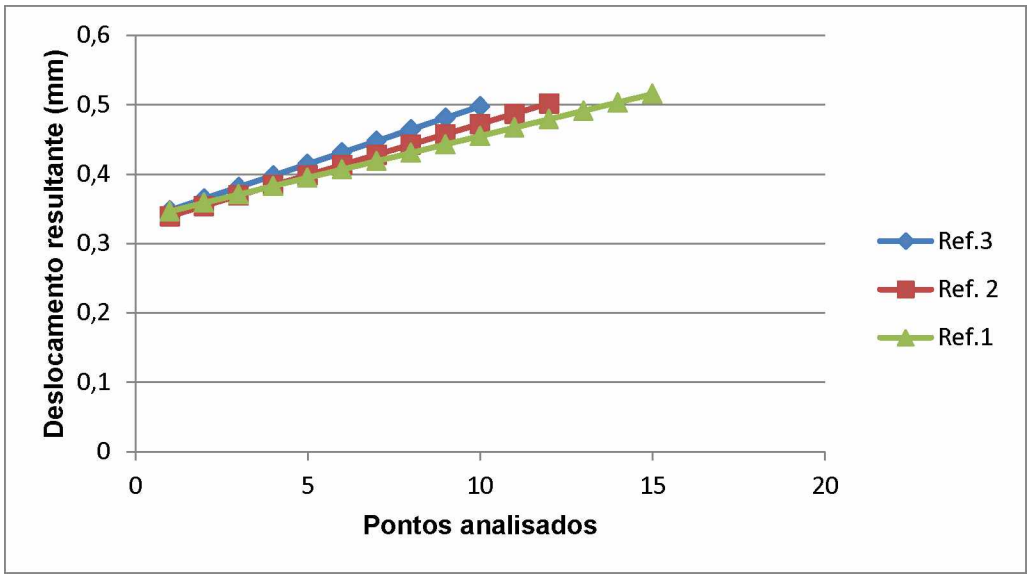


Figura 7.26 – Convergência da malha para o modelo submetido a uma carga de 30 N.

A partir das curvas mostradas na Fig.7.26 e os tempos de processamento apresentados na Tab. 7.8, optou-se pela malha com nível de refinamento 2, pois esta apresentou uma boa curva de convergência com um tempo de processamento relativamente inferior quando comparado com a malha com refinamento 1.

Os deslocamentos máximos resultantes das direções x, y e z obtidos pelo modelo para os dois passos de carga são mostrados na Tab. 7.9. Na Tabela 7.9 também é mostrada a diferença entre os deslocamentos dos passos de carga 1 e 2. As Figuras 7.27 e 7.28 ilustram o campo de deslocamento resultante apresentado pelo modelo no passo de carga 1 e no passo de carga 2 com o tendão submetido a 10 N.

Tabela 7.9 – Deslocamentos máximos resultantes obtidos para o modelo de reparo com a âncora nos passos de carga 1 e 2.

Passo de carga 1	**Passo de carga 2**		**Diferença entre os deslocamentos dos passos de carga 1 e 2 (mm)**
Deslocamento resultante (mm)	**Forças aplicadas ao tendão (N)**	**Deslocamento resultante (mm)**	
0,9407	10	0,8751	0,0656
0,9407	30	0,6697	0,2710
0,9407	50	0,5997	0,3410

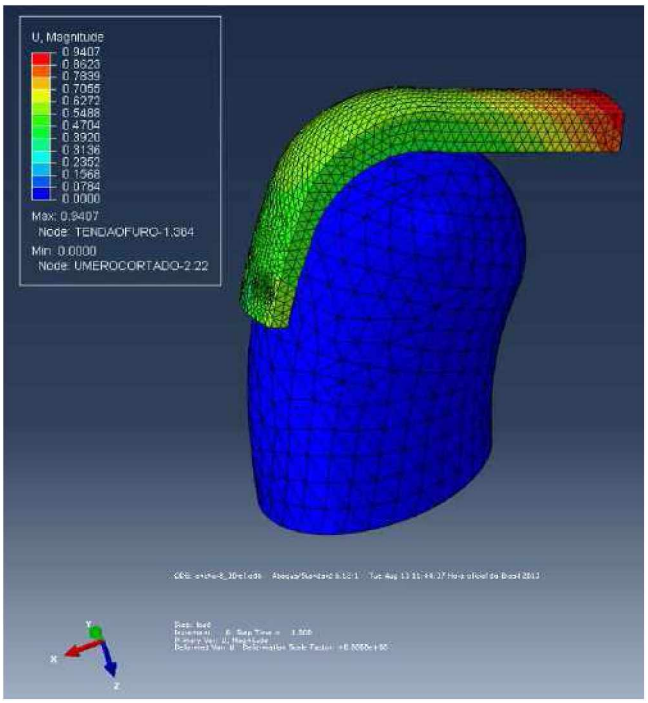


Figura 7.27 – Campo de deslocamento resultante para o passo de carga 1.

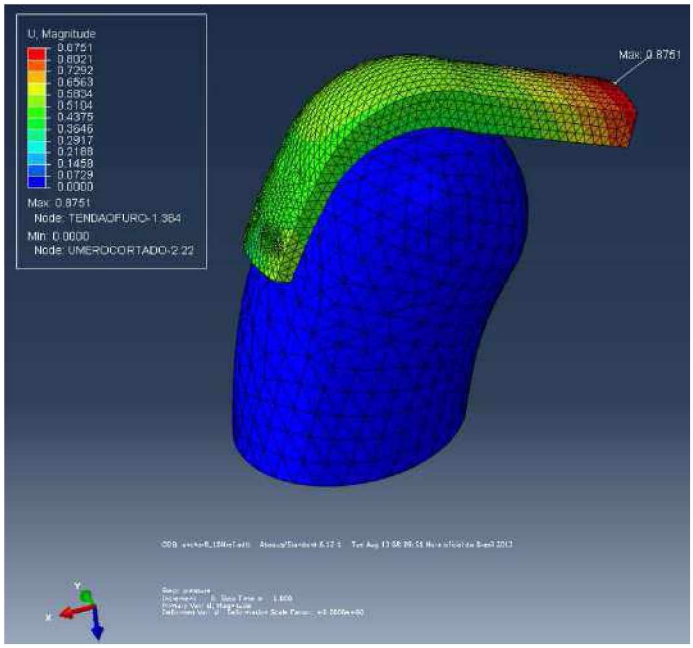


Figura 7.28 – Campo de deslocamento resultante para o passo de carga 2 com o tendão submetido a uma força de 10 N.

Observa-se das Figs 7.27 e 7.28 que o tendão foi o componente do modelo que apresentou o maior deslocamento resultante nos dois passos de carga analisados. Este comportamento também foi apresentado pelos modelos com tendão submetido a cargas de 30 e 50 N. Como pode ser visto na Tab. 7.9 durante o passo de carga 1 o deslocamento máximo resultante apresentado pelo modelo foi de 0,9407 mm. Durante a aplicação da força no tendão observou-se que as forças aplicadas nos furos geraram uma resistência à aplicação da força na extremidade proximal do tendão. Dessa forma com o aumento da força aplicada no tendão ocorria uma diferença maior entre os deslocamentos resultantes obtidos nos passos de carga 1e 2 como pode ser visto na Tab. 7.9.

Análises do campo de deslocamento resultante do tendão na região de fixação ao osso foram feitas por meio de "caminhos de pontos" definidos na porção distal do tendão no seu lado articular e no seu lado bursal. As Figuras 7.29-A e 7.29-B mostram respectivamente as regiões definidas para a análise dos deslocamentos resultantes no lado bursal e articular do tendão. Para cada uma destas regiões foram geradas curvas do deslocamento resultante (mm) x pontos analisados nos dois passos de carga como mostrado nas Figs. 7.30 e 7.31. Observa-se que o deslocamento foi maior no passo de carga 1. No passo de carga 2, com o aumento da força aplicada ao tendão, aumentou a diferença entre os deslocamentos do passo de carga 1 e do passo de carga 2.

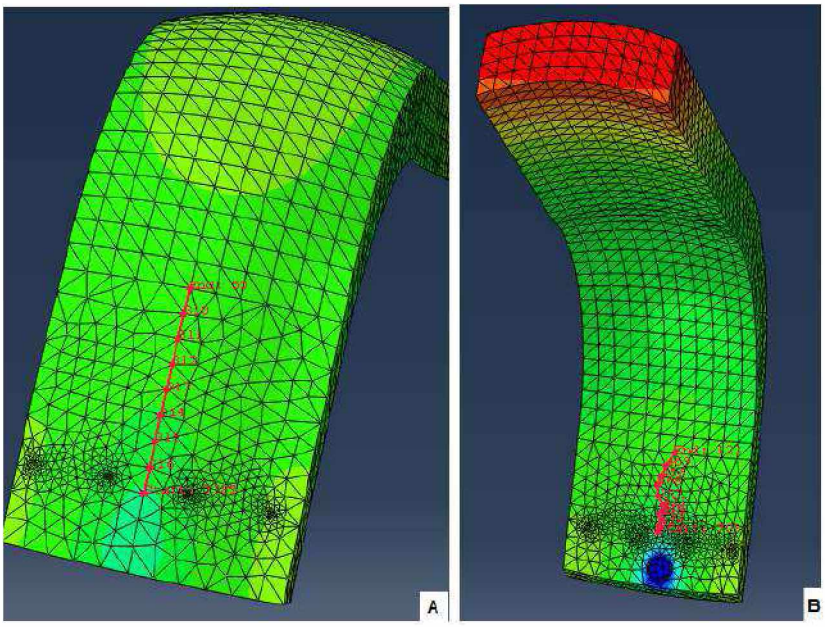


Figura 7.29 – Caminho de pontos na região bursal (A) e articular (B) do tendão, respectivamente.

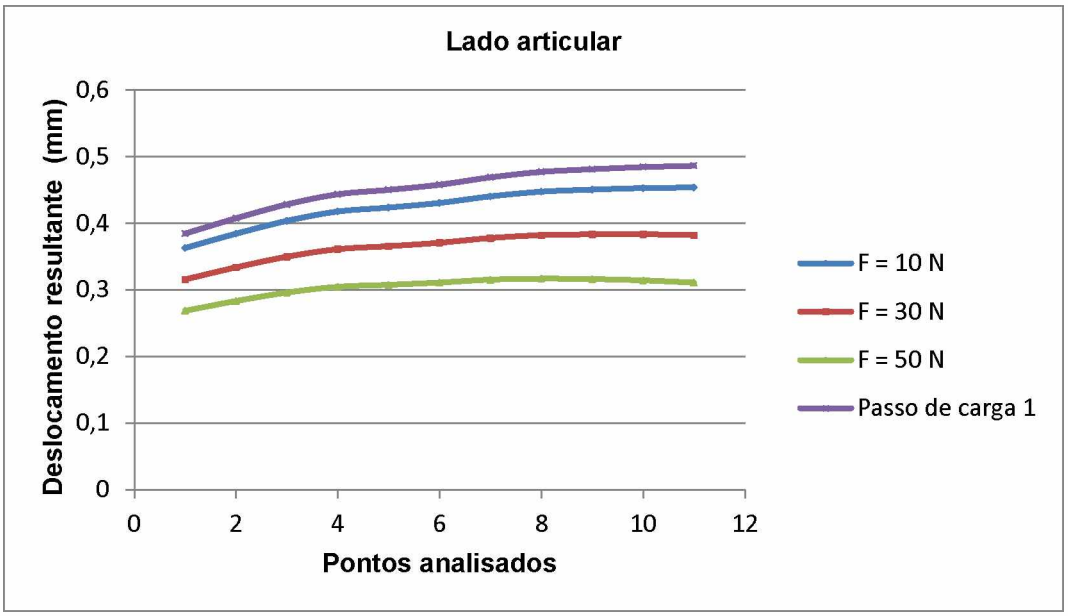


Figura 7.30 – Deslocamentos resultantes para o lado articular do tendão nos dois passos de carga analisados.

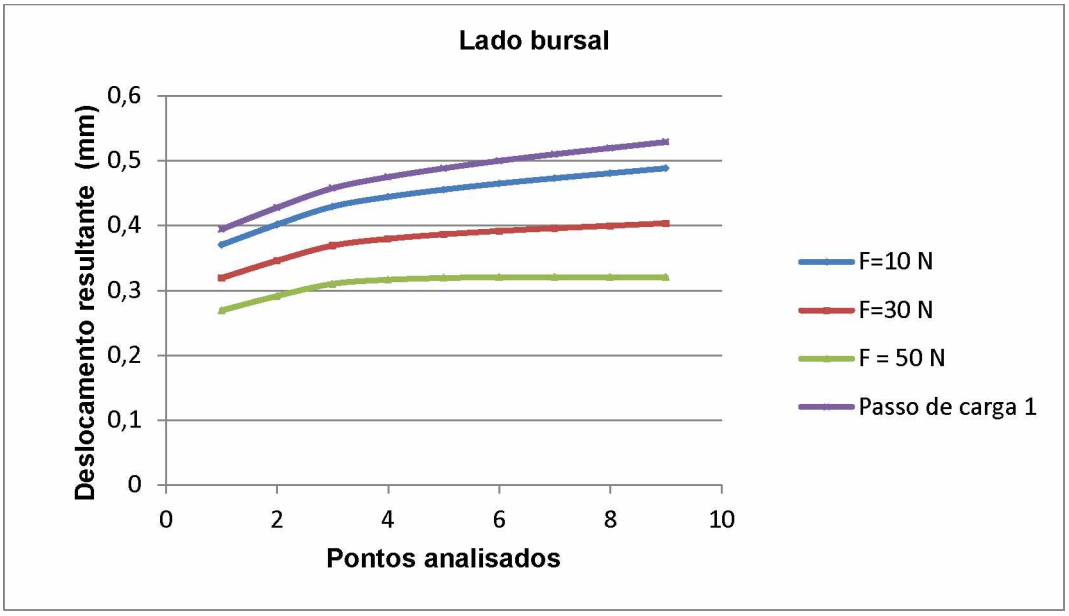


Figura 7.31 – Deslocamentos resultantes para o lado bursal do tendão nos dois passos de carga analisados.

Os deslocamentos máximos apresentados pela âncora para os dois passos de carga são mostrados na Tab. 7.10. Na Tabela 7.10 também é mostrada a diferença entre os deslocamentos dos passos de carga 1 e 2. A Figura 7.32 ilustra o campo de deslocamento da âncora para o passo de carga 2 com o tendão submetido a uma força de 10 N. Pode-se observar que os maiores deslocamentos se concentraram na região superior da âncora. Isto pode ter ocorrido, pois a face superior da âncora foi colada ao tendão.

Tabela 7.10 –Deslocamentos máximos resultantes para a âncora nos passos de carga 1 e 2.

Passo de carga 1	**Passo de carga 2**		**Diferença entre os deslocamentos dos passos de carga 1 e 2 (mm)**
Deslocamento resultante (mm)	**Forças aplicadas ao tendão (N)**	**Deslocamento resultante (mm)**	
0,0309	10	0,0296	0,0013
0,0309	30	0,0265	0,0044
0,0309	50	0,0234	0,0075

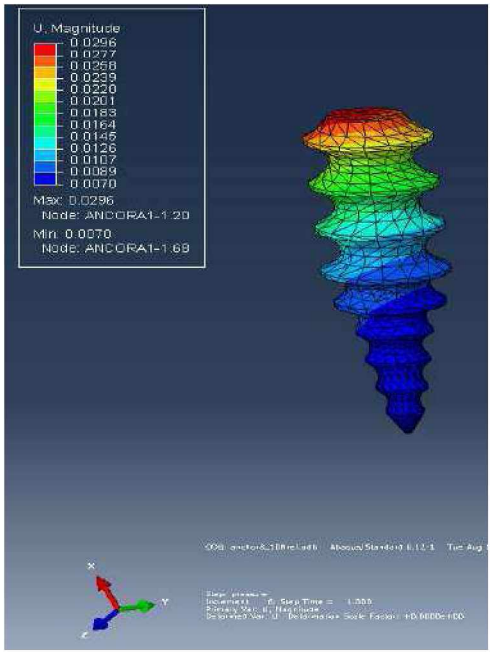


Figura 7.32 – Campo de deslocamento resultante apresentado pela âncora para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 10 N.

Os deslocamentos máximos resultantes apresentados pelo úmero para os dois passos de carga analisados foram similares aos da âncora de sutura. Tal fato foi observado, pois conforme mostrado na Fig. 7.33 o úmero apresentou um maior deslocamento na região próxima ao contato colado da âncora com o tendão.

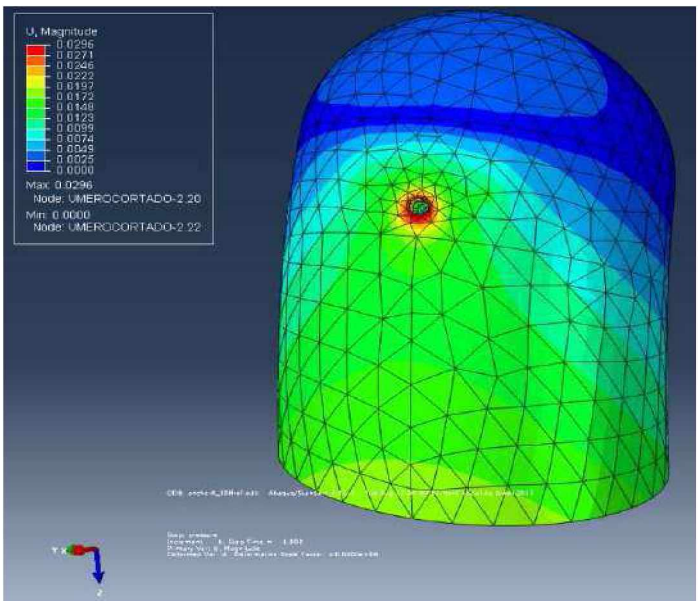


Figura 7.33 – Campo de deslocamento resultante apresentado pelo úmero para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 10 N.

As tensões máximas de von Mises obtidas para o modelo como um todo nos passos de carga analisados são mostrados na Tab. 7.12. Na Tabela 7.12 também é mostrada a diferença entre os valores de tensão dos passos de carga 1 e 2. Tanto no passo de carga 1 quanto no passo de carga 2 a tensão de von Mises apresentou seu valor máximo na âncora de sutura. A Figura 7.34 mostra os gradientes de tensão no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 10 N.

Tabela 7.12 – Tensões máximas de von Mises no modelo para os passos de carga 1 e 2.

Passo de carga 1	**Passo de carga 2**		**Diferença entre as tensões de von Mises para os passos de carga 1 e 2 (MPa)**
Tensão de von Mises (MPa)	**Forças aplicadas no tendão (N)**	**Tensão de von Mises (MPa)**	
240,17	10	227,63	12,54
240,17	30	199,65	40,52
240,17	50	171,58	68,59

As âncoras apresentaram as maiores tensões de von Mises em nós situados na face superior do implante que foi colada ao tendão como mostrado na Fig. 7.35. Este comportamento foi visto nos dois passos de carga analisados. Considerando os valores de tensão máxima apresentados na Tab. 7.12 estes ainda se encontram abaixo do limite de resistência das ligas titânio que, segundo Ratner et al. (2004),está na faixa de 485 MPa.

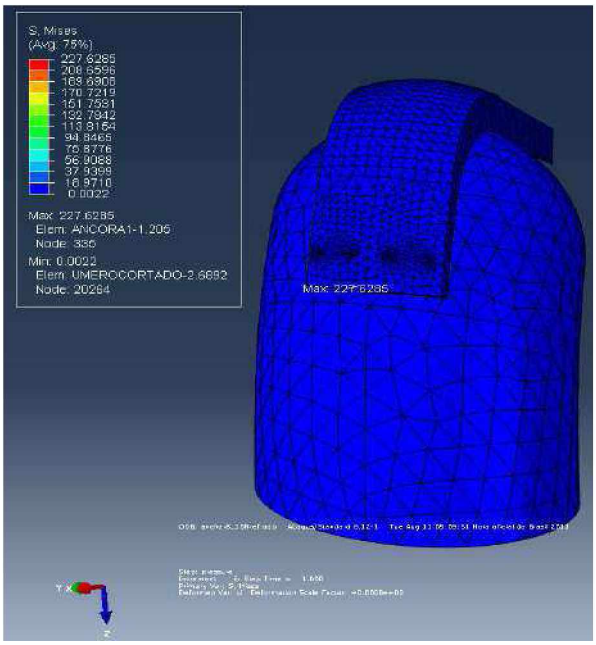


Figura 7.34 – Gradientes de tensão de von Mises no modelo completo com o tendão submetido a uma carga de 10 N.

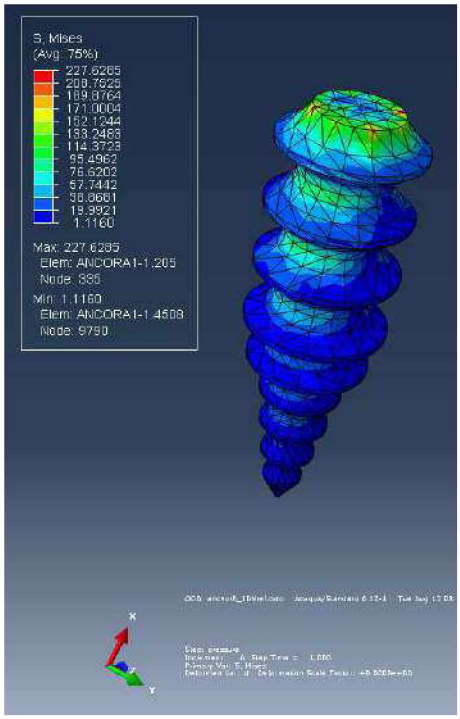


Figura 7.35 – Gradientes de tensão de von Mises para o implante no modelo com o tendão submetido a uma carga de 10 N.

As tensões máximas de von Mises para o tendão para os dois passos de carga são mostradas na Tab.7.13. Entretanto estes valores máximos aconteceram em nós localizados na região de contato do tendão com a âncora como pode ser visto na Fig. 7.36. Na Tabela 7.13 também é mostrada a diferença entre as tensões do passo de carga 1 e 2. Desconsiderando os valores apresentados nestas regiões, uma maior concentração de tensão foi observada na região dos furos que representam os fios de sutura. As Figuras 7.37-A e 7.37-B mostram respectivamente a distribuição de tensões no lado bursal e articular para o tendão submetido a uma carga de 10 N.

Tabela 7.13 – Tensões máximas de von Mises no tendão para os passos de carga 1 e 2.

Passo de carga 1	**Passo de carga 2**		**Diferença entre as tensões de von Mises para os passos de carga 1 e 2 (MPa)**
Tensão de von Mises (MPa)	**Forças aplicadas no tendão (N)**	**Tensão de von Mises (MPa)**	
217,93	10	205,98	11,95
217,93	30	180,47	37,46
217,93	50	154,98	62,95

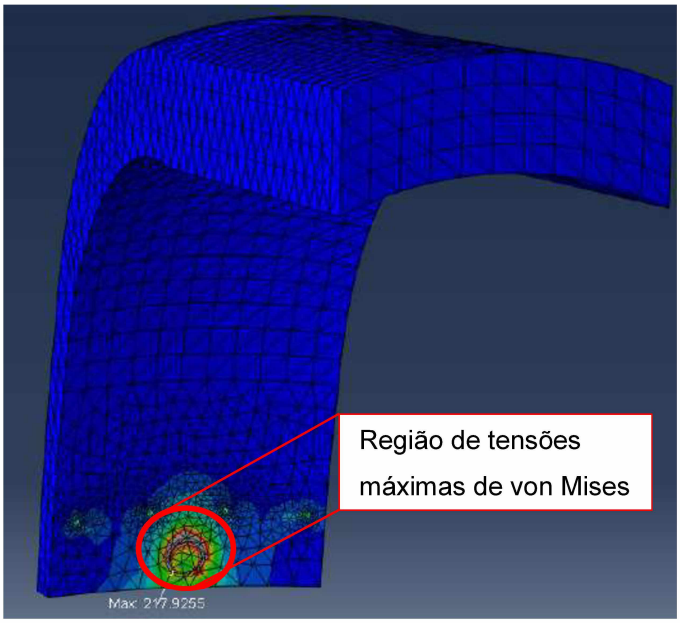


Figura 7.36 – Local onde a âncora foi colada ao tendão e onde foram observadas as tensões máximas de von Mises.

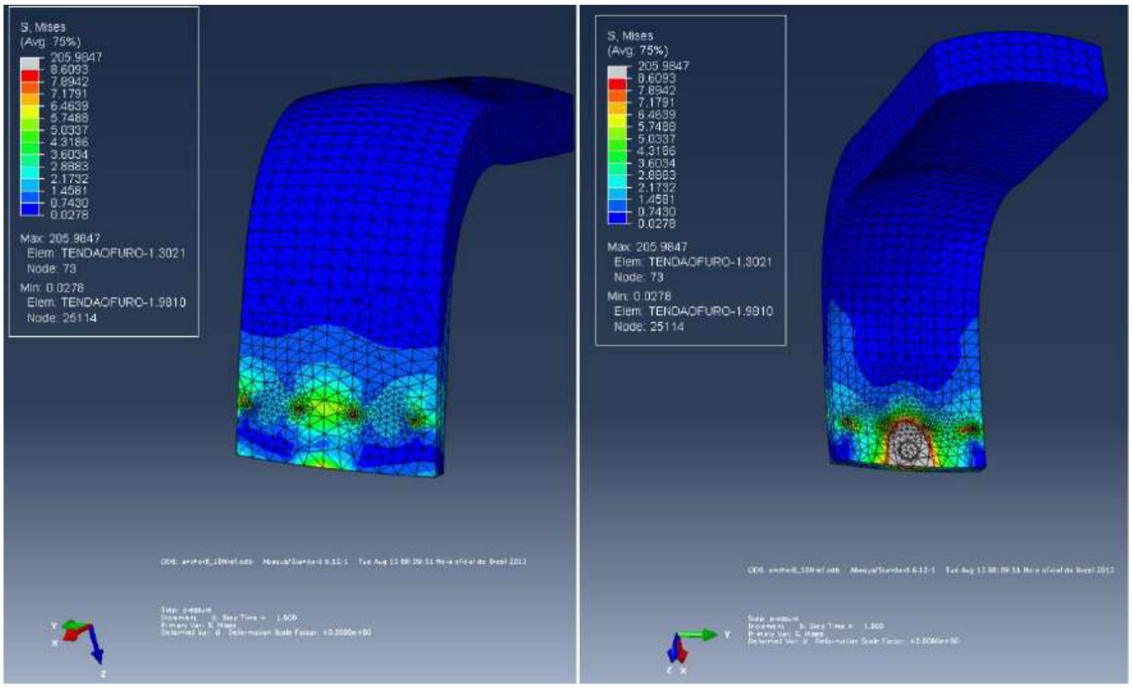


Figura 7.37 – Distribuição das tensões de von Mises no lado bursal (A) e articular (B) do tendão para a carga de 10 N, respectivamente.

Para avaliar as tensões de von Mises no tendão um “caminho de pontos” foi definido em locais próximos aos furos. Estes pontos foram marcados no lado bursal e articular do tendão. As Figuras 7.38-A e 7.38-B mostram, respectivamente, as regiões definidas para a análise das tensões no lado articular e bursal do tendão. Para cada uma destas regiões

foram geradas curvas da tensão de von Mises (MPa) x pontos analisados. As Figuras 7.39 e 7.40 mostram, respectivamente, as curvas obtidas para as regiões articular e bursal nos dois passos de carga analisados. De acordo com as curvas da Fig. 7.39 observa-se que as tensões do lado articular apresentaram uma maior diferença nos pontos localizados próximo à região do contato entre a âncora e o tendão. As tensões nesta região variaram de 6 a 10 MPa. Já as curvas da Fig. 7.40 referentes ao lado bursal do tendão exibem uma pequena variação entre as tensões de von Mises nos casos estudados.

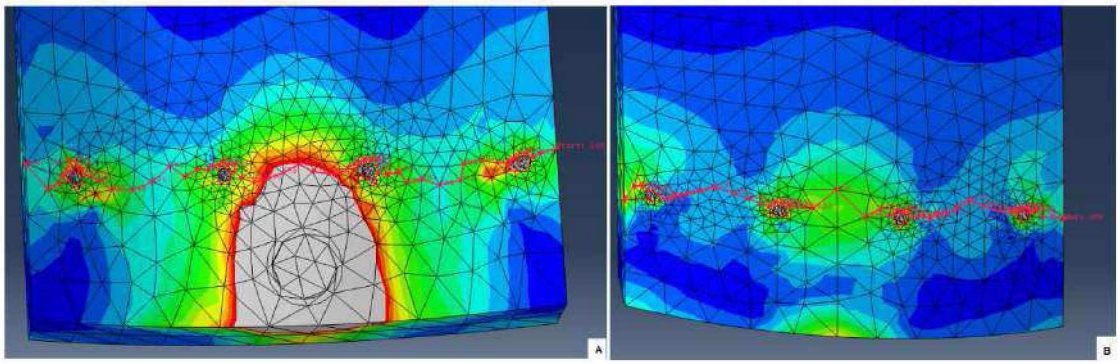


Figura 7.38 - Caminhos de pontos definidos para a obtenção das tensões de von Mises no lado articular (A) e bursal (B) do tendão, respectivamente. No lado articular (A) a região de cor cinza apresenta valores de tensão acima de 10 MPa.

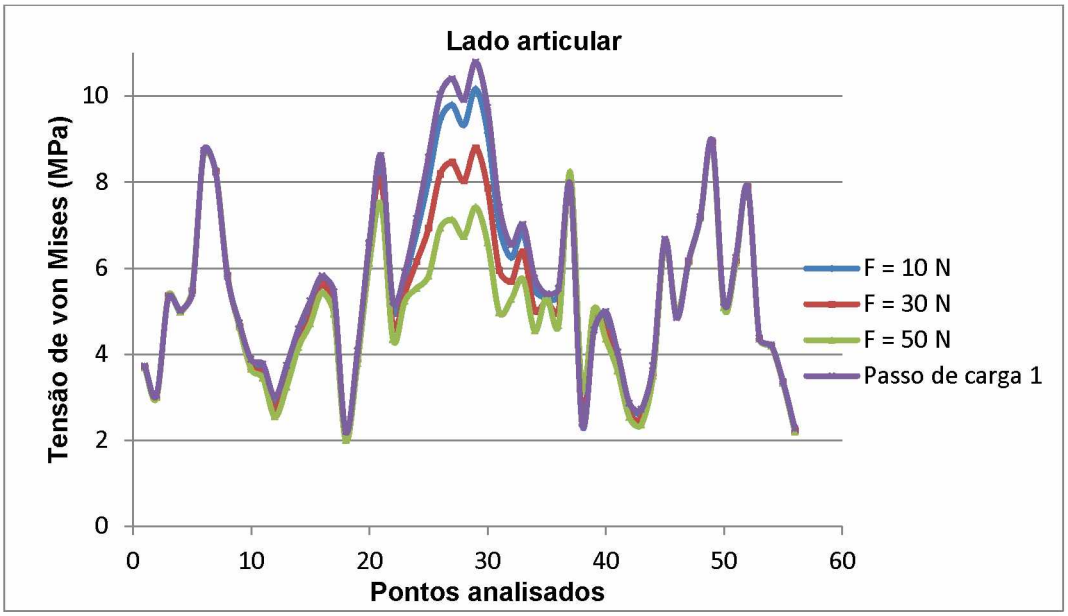


Figura 7.39 – Distribuição das tensões de von Mises para o lado articular nos dois passos de carga.

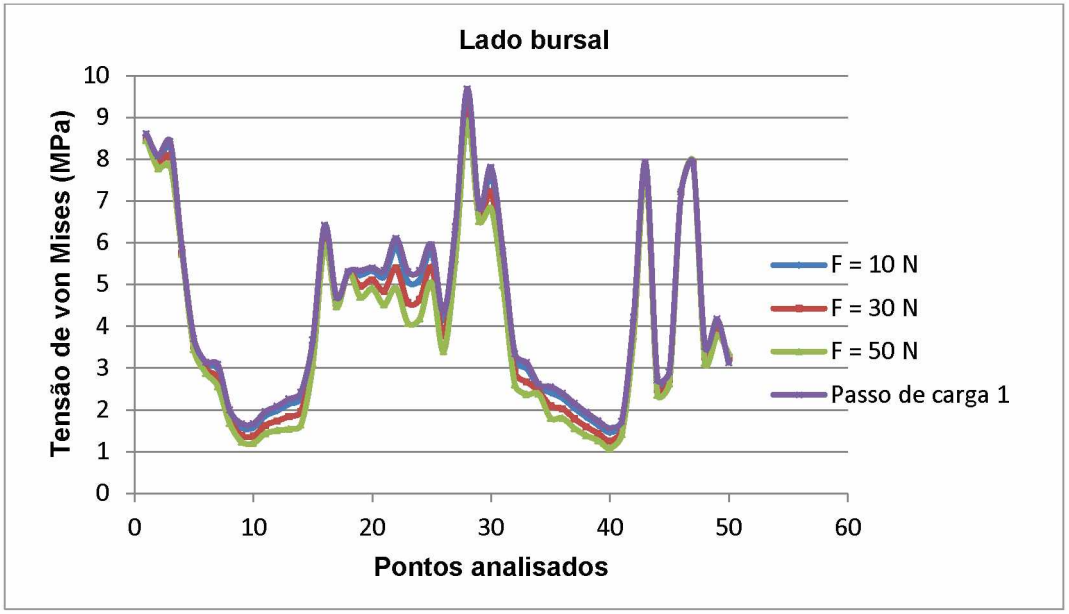


Figura 7.40 – Distribuição das tensões de von Mises para o lado bursal considerando os dois passos de carga.

O úmero apresentou valores máximos de tensão de von Mises em nós situados na região próxima ao contato da âncora com o tendão. A Tabela 7.14 apresenta as tensões de von Mises para os dois passos de carga analisados e a Fig. 7.41 ilustra a distribuição de tensão na região do úmero para o modelo com o tendão submetido a uma força de 10 N. Na Tabela 7.14 também é mostrada a diferença entre as tensões dos passos de carga 1 e 2 para o úmero. Traçando um "caminho de pontos" em torno do local de inserção da âncora no osso para o modelo com o tendão submetido a uma carga de 10 N, como mostrado na Fig. 7.42, percebe-se que as maiores tensões no úmero ficaram em torno de 8 MPa.

Tabela 7.14 – Tensões máximas de von Mises no úmero para os passos de carga 1 e 2.

Passo de carga 1	Passo de carga 2		Diferença entre as tensões de von Mises para os passos de carga 1 e 2 (MPa)
Tensão de von Mises (MPa)	Forças aplicadas no tendão (N)	Tensão de von Mises (MPa)	
21,89	10	20,71	1,18
21,89	30	18,13	3,76
21,89	50	15,56	6,33

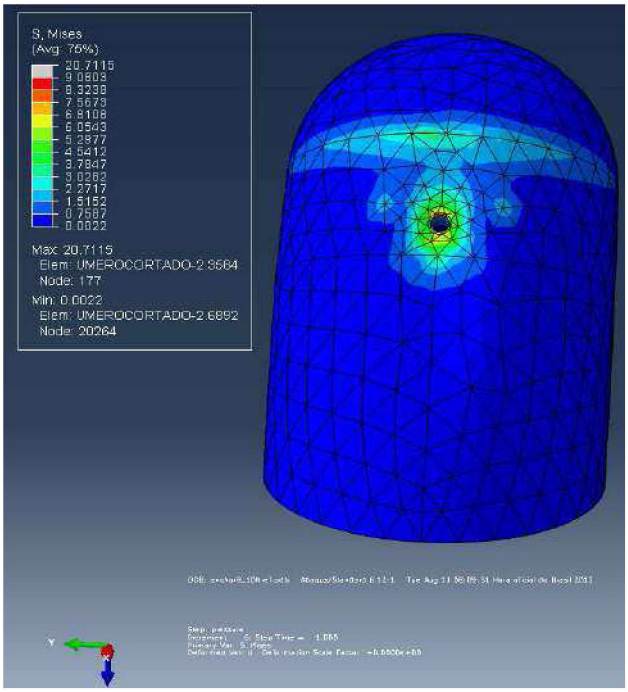


Figura 7.41 – Distribuição das tensões de von Mises no úmero para o modelo com tendão submetido a uma força de 10 N.

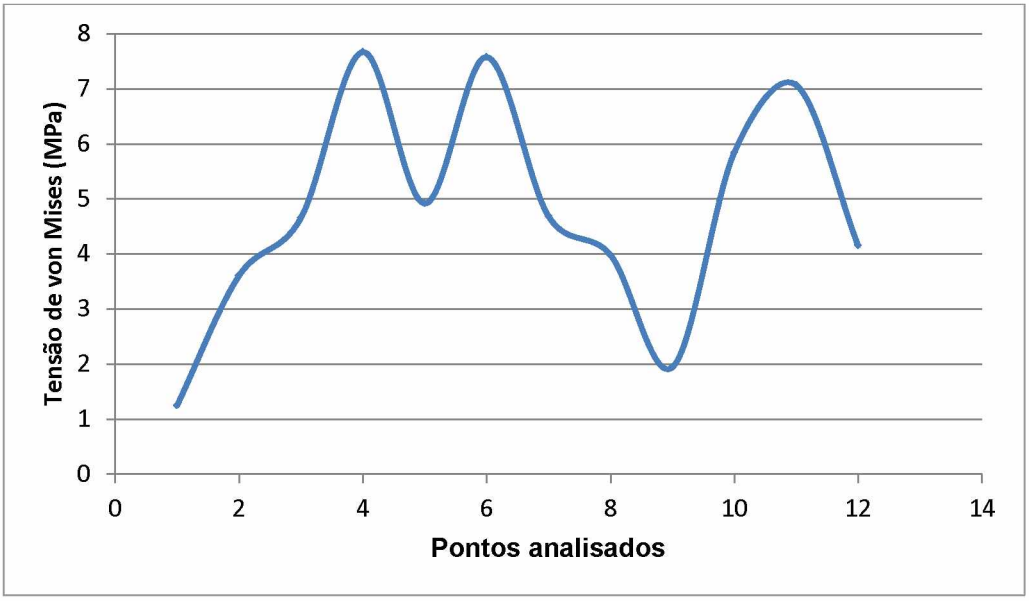


Figura 7.42 - Tensões de von Mises para a região de inserção da âncora no úmero para o tendão submetido a uma carga de 10 N.

Nas regiões do tendão mostradas nas Figs. 7.38-A e 7.38-B foram obtidos os valores da tensão máxima principal. As Figuras 7.43 e 7.44 mostram as curvas de tensão principal máxima (MPa) x pontos analisados para o lado bursal e o lado articular do tendão nos dois passos de carga analisados. Observa-se que o lado articular do tendão apresentou uma

tensão de tração máxima de aproximadamente 17 MPa e uma tensão de compressão de 5 MPa. O lado bursal por sua vez, apresentou uma tensão de tração em torno de 7 MPa e uma de compressão por volta de 4 MPa.

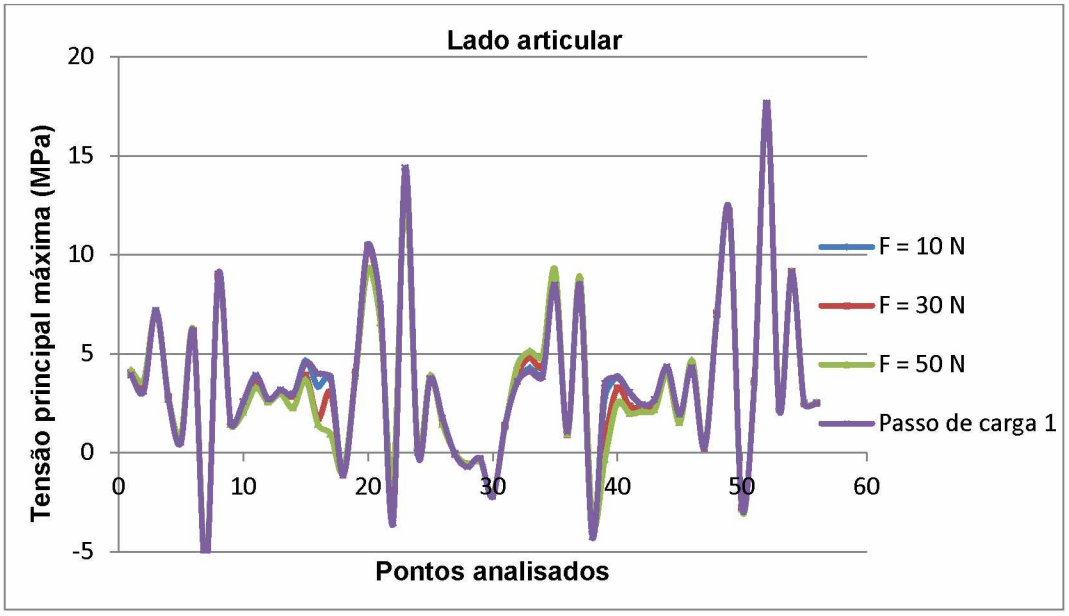


Figura 7.43 – Distribuição da tensão principal para o lado articular nos dois passos de carga.

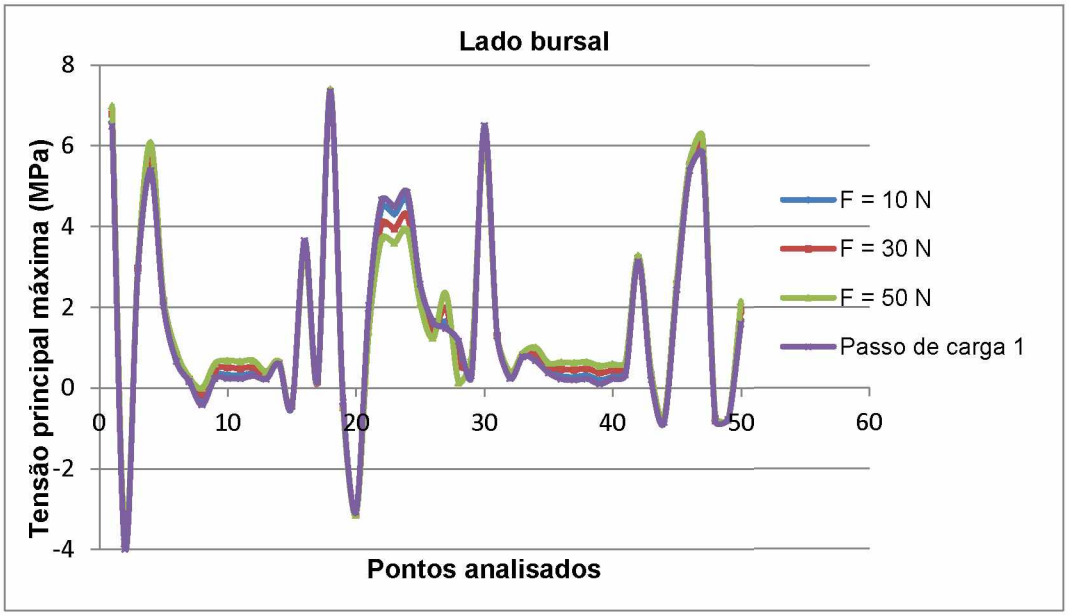


Figura 7.44 – Distribuição da tensão principal para o lado bursal nos dois passos de carga.

7.3. Avaliação Geral dos Modelos

As análises foram feitas no lado bursal e articular do tendão supraespinhal, pois de acordo com Sarkar; Uhthoff (1996) o lado articular na porção distal do tendão em geral está mais propenso à ocorrência de lesões do que o lado bursal. Este fato está relacionado à hipovascularização de uma porção do lado articular do tendão que se encontra constantemente comprimida entre o acrômio e a tuberosidade maior do úmero.

Neste aspecto, Wakabayashi et al. (2004) e Sano; Wakabayashi; Itoi (2006) realizaram simulações numéricas por elementos finitos usando um modelo bidimensional do úmero e tendão supraespinhal e verificaram que o lado articular apresentou uma maior concentração de tensão do que o lado bursal do tendão. Sano et al. (2007) disseram ainda que do ponto de vista clínico a presença de alta concentração de tensão na região do reparo do tendão pode ser uma das possíveis causas de re-rupturas observadas após o procedimento artroscópico do manguito rotador.

Para o modelo de reparo feito com os grampos, não foram observadas diferenças significativas entre a distribuição de tensões para os lados bursal e articular. Já no modelo de reparo utilizando âncora de sutura uma maior concentração de tensão foi observada no lado articular do tendão próximo à região em que a âncora foi colada.

Com relação à resistência mecânica do tendão supraespinhal, Itoi et al. (1995) realizaram um trabalho em que avaliaram a resistência à ruptura do tendão supraespinhal utilizando 11 ombros de cadáveres humanos com média de idade de 64 anos. Para isso, uma máquina de ensaios mecânicos foi utilizada para a realização dos testes de tração e as amostras de tendão foram tracionadas até ocorrer à 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. No modelo dos grampos, desconsiderando os nós que apresentaram tensões máximas no tendão devido a defeitos na geometria, observou-se que as maiores tensões ficaram em torno de 3,5 MPa. Para o modelo com a âncora de sutura, excluindo os pontos de máxima tensão, verificou-se que os maiores valores de tensão foram de aproximadamente 17 MPa. Portanto, de acordo com o valor de tensão de ruptura obtida por Itoi et al. (1995) o tendão não falharia nos modelos analisados.

Goldstein (1987) relatou que a região trabecular do úmero possui uma resistência mecânica na faixa de 8,2 MPa. No modelo com os grampos as maiores tensões no úmero foram observadas em pontos localizados próximos a inserção dos implantes e considerando estas, o osso falharia sob as condições analisadas o mesmo aconteceria com o modelo com a âncora de sutura. No entanto, excluindo os pontos de máxima tensão de von Mises e

analisando o úmero como um todo este componente não falharia no modelo com os grampos cuja tensão ficou em torno de 5 MPa.

Sabe-se da literatura que um dos principais requisitos para o sucesso da reconstrução do manguito rotador utilizando implantes de fixação é a manutenção de uma fixação estável do reparo até que ocorra a cicatrização do tendão. Ambos os modelos avaliados apresentaram pequenos deslocamentos próximos à região do reparo, o que pode ser benéfico para o reparo do tendão.

Um dos objetivos das análises numéricas foi avaliar a resistência mecânica do grampo proposto como implante alternativo às ancoras de sutura. De acordo com o resultados obtidos a máxima tensão de von Mises encontrada para os casos analisados foi de 74,4 MPa. Este valor de tensão ficou abaixo do limite de resistência de ligas de titânio que está na faixa de 485 MPa. Portanto, sendo o material do grampo o titânio, este não falharia para as condições do modelo avaliadas.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES

Neste trabalho foi projetado um novo implante para ser utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador. O implante proposto possui o formato de grampo com filetes para travamento ao osso e haste superior para fixação do tendão. A validação do implante neste primeiro momento foi feita pela verificação da resistência mecânica e estabilidade da união por meio de modelagem por elementos finitos. Ensaios de tração em reparos de tendão bovinos foram implementados visando entender o sistema físico e estimar os níveis de força no processo de amarração dos fios de sutura.

A simulação numérica dos reparos do manguito rotador com os implantes de fixação foi feita utilizando um modelo tridimensional simplificado do tendão supraespinhal e úmero. Dentro das limitações do modelo desenvolvido foi possível avaliar a resistência mecânica do grampo e o comportamento da união do tendão ao osso com os implantes utilizados. Neste aspecto, as principais conclusões são:

- O grampo não utiliza fios de sutura, o que elimina a dificuldade cirúrgica de passagem e amarração dos fios;
- A resistência mecânica do grampo de titânio proposto foi adequada considerando as solicitações impostas;
- O reparo do tendão feito com o grampo projetado apresentou pequenos deslocamentos na região da união do tendão ao osso o que pode ser benéfico para a manutenção da estabilidade tendão/osso e consequentemente para o processo de cicatrização;

- Os valores de tensão obtidos com a modelagem numérica do reparo feito com o grampo ficaram abaixo do limite de ruptura do tendão encontrado na literatura;
- Os dados de tensão encontrados para o modelo com o grampo foram significativamente inferiores às tensões obtidas com o modelo feito com a âncora de sutura. Tal fato pode contribuir para a boa manutenção do reparo do manguito rotador;
- A simulação numérica do reparo do tendão feita com a âncora de sutura, apesar das simplificações relacionadas aos fios de sutura, apresentou um comportamento mecânico similar ao reparo feito com o grampo projetado.

Sugestões para trabalhos futuros:

Neste trabalho a proposta inicial foi desenvolver o novo implante que deveria fornecer uma alternativa viável ao reparo do manguito rotador com redução dos custos e tempo cirúrgico. Foram desenvolvidos apenas análises iniciais e diversos estudos ainda precisam ser implementados até a sua aplicação efetiva em um procedimento cirúrgico. Neste aspecto, este trabalho deve ser continuado e sugere-se como atividades futuras:

- Otimização da geometria do grampo;
- Implementação de grampos com outros materiais como os biorreabsorvíveis;
- Desenvolvimento de uma chave de inserção para auxiliar na colocação do grampo em cirurgias artroscópicas do manguito rotador;
- Avaliação do grampo em ensaios com cultura de células para verificar a interação tecido-implante;
- Ensaios biomecânicos padronizados para avaliar o comportamento do implante de fixação quanto à resistência ao arrancamento ósseo e a resistência da interface tecido mole-osso;
- Desenvolvimento de estudos de casos utilizando o grampo em um modelo tridimensional que melhor se aproxime da forma anatômica do manguito rotador e empregando propriedades mecânicas mais representativas dos materiais, como por exemplo, a utilização de materiais viscoelásticos;
- Avaliação do comportamento *in vivo* do grampo através de pesquisas clínicas com animais.

CAPÍTULO IX

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDRADE, R. P.; CORREA, M. R. C.; QUEIROZ, B. C. Lesões do manguito rotador. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 39, n. 11/12, p. 621-636, 2004.

ARAUJO, T. C. **Estudo comparativo de diferentes fixações na técnica de mandibulotomia**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 110 f. 2008.

ATHANASIOU, K. A.; AGRAWAL, C. M.; BARBER, A.; BURKHART, S. Orthopaedic applications for PLA-PGA biodegradable polymers. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 7, p. 726-737, 1998. ISSN ISBN.

AZATO, N.; YAMASAKI, A. T.; FERREIRA NETO, A.; ZOPPI FILHO, A.; BENEGAS, E.; PACHECO, A. P.; BOLLIGER NETO, R.; PEREIRA, A. M. Estudo biomecânico de resistência à tração de âncoras metálicas de sutura em diferentes ângulos de inserção. **ACTA ORTOP BRAS**, p. 25-31, 2002.

BAILLARGEON, D.; SAFRAN, M. R. Sutureless anchors in shoulder surgery. **Operative Technique in Sports Medicine**, v. 12, p. 232 - 239, 2004.

BARBER , F. A.; HERBERT, M. A.; SCHROEDER, F. A.; AZIZ-JACOBO, J.; MAYS, M. M.; RAPLEY, J. H. Biomechanical advantages of triple-loaded suture anchors compared with double-row rotator cuff repairs. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 26, p. 316-323, 2010.

BARBER, F. A. Suture anchor options. In: ABRAMS, J. S.; BELL, R. H. **Arthroscopic rotator cuff surgery**. Springer, 2008. Cap. 4, p. 393.

BARBER, F. A.; COONS, D. A.; RUIZ-SUAREZ, M. Cyclic load testing of biodegradable suture anchors containing 2 high-strength sutures. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 23, p. 355-360, 2007.

BARBER, F. A.; FEDER, S. M.; BURKHART, S. S.; AHRENS, J. The relationship of suture anchor failure and bone density to proximal humerus location: a cadaveric study. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 13, p. 340 - 345, 1997.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; BEAVIS, R. C.; ORO, F. B. Suture anchor materials, eyelets, and designs: update 2008. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 24, p. 859-867, 2008.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; HAPA, O.; RAPLEY, J. H.; BARBER, C. A. K.; BYNUM, J. A.; HRNACK, S. A. Biomechanical analysis of pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2011 update. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 27, p. 895 - 905, 2011.

BAUMS, M. H.; SPAHN, G.; STECKEL, H.; FISCHER, A.; SCHULTZ, W.; KLINGER, H. -M. Comparative evaluation of the tendon-bone interface contact pressure in different single- versus double-row suture anchor repair techniques. **Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopic** , p. 1466 - 1472, 2009.

BURKHART, S. S. Arthroscopic rotator cuff repair: indications and technique. **Operative Technique in Sports Medicine**, v. 5, p. 204 - 214, 1997.

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.

BURKHART, S. S.; ARTHREX. **Arthrex : Bio-Corkscrew Suture Anchor Rotator Cuff Repair - Surgical Technique**, p. 1-6. 2007.

CASTRO, M. P.; MARQUES, F. O.; COSTA, J. M.; TOLEDO, J. M.; KRUG, R. C.; RIBEIRO, D. C.; LOSS, J. F. Modelo para estimativa de força e torque dos músculos rotadores externos do ombro no plano transverso. **Rev Port Cien Desp**, v. 8, p. 259-270, 2008.

CHANG, Y.-W.; HUGHES, R. E.; SU, F.-C.; ITOI, E.; AN, K.-N. Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 9, p. 188-195, 2000.

CHHABRA, A.; GORADIA, V. K.; FRANCKE, E. I.; BAER, G. S.; MONAHAN, T.; KLINE, A. J.; MILLER, M. D. In vitro analysis of rotator cuff repairs: a comparison of arthroscopically inserted tacks or anchors with open transosseous repairs. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, p. 323 - 327, 2005.

CIEPIELA, M. D.; BURKHEAD, W. Z. Classification of rotator cuff tears. In: BURKHEAD, W. Z. **Rotator cuff disorders**. 1. ed., 1996. Cap. 7, p. 422.

COSTA, V. C. I. **Anatomia geral humana**, (2008).

CUMMINS , C. A.; APPLEYARD, R. C.; STRICKLAND, S.; HAEN, P.-S.; CHEN, S.; MURRELL, G. A. C. Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 21, p. 1236 - 1241, 2005.

CUMMINS, C. A.; MURRELL, G. A. C. Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, p. 128 - 133, 2003.

CUMMINS, C. A.; STRICKLAND, S.; APPLEYARD, R. C.; SZOMOR, Z. L.; MARSHALL, 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.

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.

DEJONG, E. S.; DEBERARDINO, T. M.; BROOKS, D. E.; JUDSON, K. In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 20, p. 511 - 516, 2004.

DELLA VALLE, C. J.; ROKITO, A. S.; BIRDZELL, M. G.; ZUCKERMAN, J. D. Biomecânica do ombro. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed., 2003. Cap. 12, p. 401.

DINES, J. S.; BEDI, A.; ELATTRACHE, N. S.; DINES, D. M. Single-row versus double-row rotator cuff repair: techniques and outcomes. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 18, p. 83-93, 2010.

DRAKE, R. L.; VOGL, W.; MITCHELL, A. W. M. **Gray's anatomia para estudantes**. Elsevier, 2005.

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.

FUKUDA, H.; CRAIG, E. V.; YAMANAKA, K.; HAMADA, K. Partial-thickness cuff tears. In: BURKHEAD, W. Z. **Rotator cuff disorders**, 1996. Cap. 12, p. 422.

FUNAKOSHI, T.; SUENAGA, N.; SANO, H.; OIZUMI, N.; MINAMI, A. In vitro and finite element analysis of a novel rotator cuff fixation technique. **Journal of Shoulder and Elbow**, v. 17, p. 986-992, 2008.

GARTSMAN, G. M. All arthroscopic rotator cuff repairs. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 32, p. 500-510, 2001.

GARTSMAN, G. M. **Shoulder arthroscopy**. 2. ed., 2009.

GEORGE, M. S.; KUHN, J. E. Suture anhcors in arthroscopic rotator cuff repair. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 12, p. 210 - 214, 2004.

GILL, T. J.; HAWKINS, R. J. **Complications of shoulder surgery:** treatment and prevention. LIPPINCOTT WILLIAMS E WILKINS, 2006.

GOBLE, E. M.; SOMERS, W. K.; CLARK, R.; OLSEN, R. E. The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 22, p. 236-239, 1994. ISSN 2.

GOLDSTEIN, S. A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. **Journal of Biomechanics**, v. 20, p. 1055-1061, 1987.

GORODIA, V. K.; MULLEN, D. J.; BOUCHER, H. R.; PARKS, B. G.; O'DONNELL, J. B. Cyclic loading of rotator cuff repairs: a comparison of bioabsrobable tacks with metal suture anchors and transosseous sutures. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, p. 360 - 364, 2001.

GREENE , W. B. **Netter's orthopaedics**. 1. ed., Elsevier, 2006.

HALLAB, N. J.; URBAN, R. M.; JACOBS, J. J. Corrosion and biocompatibility of orthopedic implants. In: YASZEMSKI, M. J., et al. **Biomaterials in orthopedics**, 2004. Cap. 3, p. 457.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3. ed., 2012.

HARRYMAN II, D. T.; CLARK, JR., J. M. Anatomy of the rotator cuff. In: BURKHEAD, JR., W. Z. **Rotator cuff disorders**. 1. ed., 1996. Cap. 2, p. 422.

ITOI , E.; LEE, S.-B.; BERGLUND, J.; SCHULTZ, F. M.; NEALE, P. G.; AN, K.-N. Moment arms of the muscles at the glenohumeral joint using the tendon excursion method. **Journal of Musculoskeletal Research**, v. 11, p. 45-53, 2008.

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.

JOBE, M.; PHIPATANAKUL, P. W.; COEN, M. J. Gross anatomy of the shoulder. In: ROCKWOOD, C. A.; MATSEN, F. A. **The shoulder**. 4. ed., v. 1, 2009. Cap. 2, p. 1583.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. v. 1, 2000.

KARLSSON, D.; PETERSON, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. **Journal of Biomechanics**, v. 25, p. 189-199, 1992.

KUECHLE, D. K.; NEWMAN, S. R.; ITOI, E.; MORREY, B. F.; AN, K.-N. Shoulder muscle moment arms during horizontal flexion and elevation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 6, p. 429-439, 1997.

LAM, F.; BHATIA, D. N.; MOSTOFI, S. B.; VAN ROOYEN, K.; DE BEER, J. F. Biomechanical considerations of the normal and rotator cuff deficient shoulders and the reverse shoulder prosthesis. **Current Orthopaedics**, v. 21, p. 40-46, 2007.

LECH, O.; SEVERO, A. Ombro e cotovelo. In: HEBERT, S., et al. **Ortopedia e Traumatologia**. 2. ed., 1998. Cap. 10, p. 820.

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.

LIU, J.; HUGHES, R. E.; SMUTZ, W. P.; NIEBUR, G.; AN, K.-N. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. **Clinical Biomechanics**, v. 12, p. 32-38, 1997.

LO, I. K. Y.; BURKHART, S. S. Current concepts in arthroscopic rotator cuff repair. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 31, p. 308 - 324, 2003. ISSN 2.

MACHADO, L. G.; SAVI, M. A. Medical applications of shape memory alloys. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, 2003. 683-691.

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., 2009. Cap. 17, p. 1583.

MAURUS, P. B.; KAEDING, C. C. Bioabsorbable implant material review. **Operative Techniques in Sports Medicine**, p. 158-160, 2004.

MCBIRNIE, J. M.; MINIACI, A.; MINIACI, S. L. Arthroscopic repair of full-thickness rotator cuff tears using bioabsorbable tacks. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 21, p. 1421 - 1427, 2005.

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.

NETTER, F. H. **Atlas da anatomia humana**. 3. ed. Elsevier, 1998.

NHO, S. J.; PROVENCHER, M. T.; SEROYER, S. T.; ROMEO, A. A. Bioabsorbable. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 25, p. 788 - 793, 2009.

NHO, S. J.; YADAV, H.; PENSAK, M.; DODSON, C. C.; GOOD, C. R.; MACGILLIVRAY, J. D. Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 23, p. 94-112, 2007.

OTIS, J. C.; JIANG, C.-C.; WICKIEWICZ, T. L.; PETERSON, M. G. E.; WARREN, R. F.; SANTNER, T. Changes in the moment arms of the rotator cuff and deltoid with abduction and rotation. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 76, p. 667 - 676, 1994.

OZBAYDAR, M.; ELHASSAN, B.; WARNER, J. J. P. The use of anchors in shoulder surgery: a shift from metallic to bioabsorbable anchors. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 23, p. 1124 - 1126, 2007.

PARK , M. C.; ELATTRACHE, N. S.; TIBONE, J. E.; AHMAD, C. S.; JUN, B.-J.; LEE, T. Q. Part I: Footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 16, p. 461-468, 2007.

PARK, M. C.; CADET, E. R.; LEVINE, W. N.; BIGLIANI, L. U.; AHMAD, C. S. Tendon-to-bone pressure distributions at a repaired rotator cuff footprint using transosseous suture and suture anchor fixation techniques. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, p. 1154-1159, 2005.

PEDOWITZ, R. A. Thermal treatment, sutures, knots and bone anchors. In: JOHNSON, D. H.; PEDOWITZ, R. A. **Practical Orthopaedic Sports Medicine e Arthroscopy**, 2007. p. 1045.

PEDOWITZ, R. A.; WEICHEL, D. W.; BARBER, F. A. Implant choices: the biomechanics of anchors and sutures. In: ANGELO, R. L.; ESCH, J.; RYU, R. K. N. **AANA Advanced Arthroscopy:** The shoulder. Elsevier, 2010. Cap. 4.

PEDOWITZ, R.; CHUNG, B.; RESNICK, D. **Magnetic resonance imaging in orthopedic sports medicine**. Springer, 2008.

PETIT, C. J.; BOSWELL, R.; MAHAR, A.; TASTO, J.; PEDOWITZ, R. A. Biomechanical evaluation of a new technique for rotator cuff repair. **American Orthopaedic Society for Sports Medicine**, v. 31, p. 849-853, 2003.

RAMADAN, L. B.; REBOLLEDO, D. C. S.; SANTOS, A. L. G.; DINATO, C. M.; SCHOR, B.; ZOPPI, A.; PEREIRA, A. M. Comapração da resistência à tração da âncora metálica rosqueada inserida no osso cortical e no osso esponjoso. **ACTA ORTOP BRAS**, p. 83 - 86, 2006.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials science**. 2. ed., 2004.

ROCKWOOD, C. A.; MATSEN, F. A. **The shoulder**. Saunders Elsevier, 2009.

SANO, H.; WAKABAYASHI, I.; ITOI, E. Stress distribution in the supraspinatus tendon with partial-thickness tears: an analysis using two-dimensional finite element model. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 15, p. 100-105, 2006.

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.

SARKAR, K.; UHTHOFF, H. K. Pathophysiology of rotator cuff degeneration, calcification, and repair. In: BURKHEAD, W. Z. **Rotator cuff disorders**. 1. ed., 1996. Cap. 3, p. 422.

SHIRAISHI, W. H. **Perfil epidemiológico dos pacientes com tendinite do músculo supra-espinhal relacionada ao trabalho atentidos no ambulatório de um hospital-escola**. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual de Campinas, p. 90. 2006.

SORIANO, H. L. **Método de Elementos Finitos em análise de estruturas** , 2003.

SOUZA, P. M. **Projeto e desenvolvimento de um aparelho para avaliar a força muscular isométrica dos rotadores do ombro**. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo, São Carlos, p. 94. 2003.

STRAUSS, E.; FRANK, D.; KUBIAK, E.; KUMMER, F.; ROKITO, A. The effect of the angle of suture anchor insetion on fixation failure at the tendon-suture after rotator cuff repair: deadman's angle revisited. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, p. 597 - 602, 2009.

TINGART, M. J.; APRELEVA, M.; LEHTINEN, J.; ZURAKOWSKI, D.; WARNER , J. J. P. Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in the rotator cuff repair. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 32, p. 1466 - 1472, 2004.

TUOHETI, Y.; ITOI, E.; YAMAMOTO, N.; SEKI, N.; ABE, H.; MINAGAWA, H.; OKADA, K.; SHIMADA, Y. Contact area, contact pressure, and pressure patterns of the tendon-bone interface after rotator cuff repair. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 33, p. 1869-1874, 2005.

VAN DER HELM, F. C. T. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of Biomechanics**, v. 27, p. 527-550, 1994.

WAKABAYASHI, I.; ITOI, E.; SANO, H.; SHIBUYA, Y.; SASHI, R. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: a two-dimensional finite element model analysis. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 12, p. 612-617, 2003.

WIESSNER, S. **Suture materials: Techniques e knots**, p. 76. 2006.