

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE
FACULDADE DE MEDICINA

**Avaliação de implantes tipo grampo para reinserção do
manguito rotador**

THIAGO CORRÊA DO CARMO

Uberlândia

2017
THIAGO CORRÊA DO CARMO

**Avaliação de implantes tipo grampo para reinserção do
manguito rotador**

**Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Ciências da
Saúde da Faculdade de Medicina da
Universidade Federal de Uberlândia,
como requisito parcial para obtenção
do título de Mestre em Ciências da
Saúde**

**Área de concentração: Ciências da
Saúde**

**Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral
de Araújo**

**Coorientador: Prof. Dr. Dagoberto de
Oliveira Campos**

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

C287a Carmo, Thiago Corrêa do, 1981
2017 Avaliação de implantes tipo grampo para reinserção do manguito
rotador / Thiago Corrêa do Carmo. - 2017.
61 p. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Dagoberto de Oliveira Campos.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2017.35>
Inclui bibliografia.

1. Ciências Médicas - Teses. 2. Manguito rotador - Teses. 3. Âncoras
de Sutura - Teses. 4. Técnicas de sutura - Teses. I. Araújo, Cleudmar
Amaral de. II. Campos, Dagoberto de Oliveira. III. Universidade Federal
de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. IV.
Título.

CDU: 61

Uberlândia
2017
FOLHA DE APROVAÇÃO

Avaliação de Implantes tipo Grampo Para Reinserção do Manguito Rotador

**Dissertação aprovada para obtenção do
título de Mestre no Programa de Pós-
Graduação em Ciências da Saúde da
Faculdade de Medicina da Universidade
Federal de Uberlândia (MG) pela banca
examinadora formada por:**

Uberlândia, 23 de Agosto de 2017

Cleudmar Amaral de Araújo

Fabiano Ricardo de Tavares Canto

Ana Paula Fernandes

DEDICATÓRIA

**A meus pais pelo amor, caráter e ética
onde me espelho;
À minha esposa Laís e minha filha
Giovana, as razões do meu viver.**

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo pela paciência e orientação ao longo deste trabalho.

Ao coorientador Prof. Dr. Dagoberto de Oliveira Campos não só pela orientação neste trabalho mas por todo o apoio desde o início de minha carreira profissional.

A todos os membros do Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica – UFU pelo suporte técnico sem os quais seria impossível a realização deste trabalho, em especial a Marcília Valéria Guimarães responsável pelo desenvolvimento dos implantes aqui testados.

À professora Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia pela fabricação dos implantes utilizados no trabalho sem os quais seria impossível a realização do estudo.

Ao meu sogro Gilberto e minha sogra Mariamélia pelo indispensável apoio e incentivo.

Aos órgãos de fomento a pesquisa, CNPq, CAPES, FAPEMIG, que mesmo indiretamente tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica e a Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, pela participação direta na realização deste trabalho.

RESUMO

Objetivos: Avaliar o comportamento mecânico de um novo implante para fixação do manguito rotador sem a utilização de fios de sutura, quanto a sua resistência de inserção e força de arrancamento. **Materiais e métodos:** O novo implante possui geometria tipo grampo, porém, com filetes para travamento. Foram avaliados 3 diferentes configurações de implantes tipo grampo, variando a quantidade de hastes, o número de filetes e o formato da base. A resistência mecânica dos implantes foi avaliada considerando os níveis de carga máxima durante inserção em bloco com propriedades mecânicas próximas às do osso. Para esta análise foi desenvolvido um aparato experimental para simular impactos na base superior dos implantes. A força de arrancamento foi avaliada em uma máquina universal de ensaios (MTS) utilizando um aparato experimental para simular a tração dos tendões fixados ao bloco. Os tendões foram simulados com fita com resistência controlada. **Resultados:** Um total de 21 implantes foi inserido no bloco. Quatro implantes sofreram falha durante a inserção. Na inserção, o implante com 3 hastes e cabeça redonda (tipo 3), necessitou de uma maior força da ordem de 149,0 N contra 108,3N no implante com duas hastes (tipo 1) e 119,2 N no implante com 2 hastes e cabeça redonda (tipo 2). A resistência ao arrancamento para o implante com 2 hastes e cabeça redonda (tipo 2) foi superior aos outros tipos de implantes com um valor médio de 292,9 N, enquanto o implante tipo 1 resistiu com força média de 165,2 N e o tipo 3 com força média de 135,2 N. **Conclusão:** Pelos ensaios realizados foi possível concluir que o implante tipo 2 possui melhores características mecânicas que os outros 2 implantes testados possuindo também níveis de força compatíveis com seu uso na prática clínica. **Relevância Clínica:** Um implante que elimine o contato sutura-tendão transferindo este par ao implante poderá levar a uma diminuição no número de falhas de sutura no reparo do manguito rotador e consequentemente reduzir o tempo cirúrgico e os custos, uma vez que, a cirurgia é mais simples e pode ser realizada em um menor tempo, por não utilizar fios de sutura. Estes novos implantes podem ser utilizados também como coadjuvantes em uma cirurgia tradicional visando aumentar a resistência da fixação do tendão. Para a validação final são necessários ensaios clínicos para a comprovação dos resultados.

Palavra chave: Manguito Rotador, Âncoras de sutura sem fios, Força de arrancamento, Fios de sutura.

ABSTRACT

Aim: To assess the mechanic behavior of a new type of implant for the fixation of the rotator cuff without using sutures, regarding its insertional resistance and pullout strength. **Materials and methods:** The new implant's geometry is clamp-type, although with ridges for locking. We assess three different configurations of clamp implants, varying a number of rods, the number of ridges and the base shape. We assessed the mechanical resistance of the implants considering the maximum load levels during insertion in a block with mechanic properties similar to bone. For this analysis, we developed an experimental apparatus in order to simulate impacts on the superior base of the implants. The pullout strength was assessed through a universal testing machine (MTS) using an experimental apparatus to simulate the traction on the tendons fixed to the block. We used controlled resistance bands to simulate the tendons. **Results:** A total of 21 implants were inserted in the block. Four implants failed during insertion. During insertion, the round head, three rods implant (type 3) needed a force of 149.0 N against 108.3 N for the two rods implant (type 1) and 119.2 N for the round head, 2 rods implant (type 2). The pull-out resistance to the round head, 2 rods implant (type 2) was higher than the other types of implants with an average value of 292.9 N, while the type 1 implant resisted with an average force of 165.2 N and type 3 with an average force of 135.2 N. **Conclusion:** Through testing, we can conclude that the type 2 implant has better mechanical features than the other two types of implants we tested, and its levels of force were consistent with its use in clinical practice. **Clinical Relevance:** An implant that eliminates the tendon-suture contact, transferring it to the implant may lead to a decrease in suture failures when repairing the rotator cuff and consequently reduce surgery time and cost, since the surgery would be simpler and can be performed in less time, due to not using sutures. These new implants can also be used as supports in traditional surgery aiming to increase the tendon's fixation resistance. For final validation, there is still a need for clinical testing for the verification of the results.

Keywords: Rotator Cuff, Suture Anchors, Knotless Suture Anchors, Pullout strenght, Suture

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Desenvolvimento embrionário do ombro.....	12
Figura 2	Articulação Acrômio-clavicular.....	14
Figura 3	Vista posterior da clavícula direita mostrando suas principais inserções ligamentares e musculares.....	15
Figura 4	Classificação do Acrômio segundo Bigliani et al - Tipo I - Plano, Tipo II - Curvo, Tipo III – Ganchoso.....	17
Figura 5	Musculatura Escápulo-torácica.....	19
Figura 6	Músculo Serrátil.....	20
Figura 7	Músculos do Manguito Rotador.....	21
Figura 8	Progressão da lesão do Manguito Rotador.....	25
Figura 9	Classificação de Habermeyer no plano coronal.....	26
Figura 10	Classificação de Habermeyer no plano coronal.....	27
Figura 11	Classificação de Patte.....	27
Figura 12	Classificação de Goutallier.....	28
Figura 13	Reparo Transósseo do Manguito Rotador.....	30
Figura 14	Reparo do manguito rotador em dupla fileira.....	31
Figura 15	Estrutura básica da âncora de sutura.....	33
Figura 16	A esquerda âncora de sutura rosqueada de material absorvível. A Direita âncora de fio de sutura.....	35
Figura 17	Implante tipo tachinha de cabeça lisa (esquerda) e denteada(direita).....	36

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	11
2.1	Embriologia e desenvolvimento do ombro.....	11
2.2	Anatomia do ombro.....	13
2.2.1	Ossos e Articulações.....	13
2.2.1.1	Articulação Esterno-Clavicular.....	14
2.2.1.2	Clavícula.....	15
2.2.1.3	Articulação Acrômio-Clavicular.....	15
2.2.1.4	Escápula.....	16
2.2.1.5	Úmero.....	17
2.2.2	Músculos da Cintura Escapular.....	18
2.2.2.1	Musculatura Escápulo-Torácica.....	18
2.2.2.2	Musculatura Gleno Umeral e o Manguito Rotador.....	20
2.3	LESÕES DO MANGUITO ROTADOR.....	22
2.3.1	Fisiopatologia e Etiogenia.....	24
2.3.2	Classificações das Lesões do Manguito Rotador.....	26
2.3.3	Tratamento das Lesões do Manguito Rotador.....	28
2.3.3.1	Tratamento Conservador.....	28
2.3.3.2	Tratamento Cirúrgico por técnica aberta.....	29
2.3.3.3	Tratamento Cirúrgico Artroscópico.....	31
2.4	IMPLANTES PARA REPARO DO MANGUITO ROTADOR.....	32
3	JUSTIFICATIVA.....	38
4	OBJETIVOS.....	39
	REFERÊNCIAS.....	40
	ARTIGO.....	46

I – INTRODUÇÃO

A lesão do manguito rotador é uma desordem caracterizada por dor e disfunção do ombro. Possui prevalência importante na população sendo uma causa comum de dor no ombro, podendo também existir de forma assintomática em parte da população.

Sher et al em 1995, analisando ressonâncias magnéticas de pacientes assintomáticos viu que a prevalência de lesões do manguito rotador aumenta com a idade sendo encontrada de forma assintomática em 4% dos pacientes menores de 40 anos e em 54% de pacientes maiores de 60 anos, sendo estas lesões completas ou parciais. Em estudo mais recente por Minagawa et al 2013, analisando 664 pacientes, foi encontrado uma média de lesões do manguito rotador em 22,1% dos pacientes, com esta prevalência aumentando de acordo com a idade e sendo assintomática em mais da metade dos casos em indivíduos maiores de 50 anos (SHER et al., 1995) (MINAGAWA et al., 2013).

O reparo da lesão de pacientes sintomáticos tem se mostrado um tratamento efetivo e de bom custo benefício. Nos últimos anos cada vez mais estes reparos vem sendo realizados de forma artroscópica com o uso de âncoras de sutura, metálicas ou absorvíveis, sendo feitos nós de sutura. Uma âncora de sutura ideal dever ser fácil de ser inserida, fornecer força inicial suficiente para permitir a reabilitação precoce e sustentar a fixação do tecido durante o processo de cicatrização. (BURKHART, 1998) Apesar de incomum nos dias atuais, devido a grande evolução dos materiais, as âncoras podem apresentar falhas podendo estas ocorrerem basicamente de 3 formas: nos fios de sutura, na junção da âncora com o fio de sutura, ou na própria âncora. Devido a evolução dos materiais e da tecnologia na fabricação de âncoras de sutura, a forma mais comum de falha da sutura encontrada com os materiais atuais é o arrancamento do tecido dos fios de sutura da âncora (DEFRANCO; PRIBAZ; COLE, 2009)(CUMMINS; MURRELL, 2003). Visando a solução desse problema, desenvolveu-se um novo implante que melhora a interface tendão – implante visando diminuir a falha por arrancamento do tendão do implante

(MARCÍLIA VALÉRIA GUIMARÃES, 2013). A característica desta solução é que este novo implante utilizado para a reinserção do manguito rotador não utiliza fios de sutura, possuindo um formato de grampo, visando assim eliminar do sistema os fios de sutura e também os nós nestes realizados, fatores dependentes da habilidade do cirurgião e que são pontos de falha do reparo. O presente estudo visa analisar a resistência mecânica de variações deste novo implante visando eliminar ou minimizar falhas de sutura por má amarração ou afrouxamento dos nós e do arrancamento do tecido da âncora. Estas são as duas principais falhas relacionadas ao implante e que podem ocorrer durante um procedimento cirúrgico. Outra vantagem do implante será também diminuir o tempo cirúrgico, eliminando a fase de passagem dos pontos e amarração dos nós, sendo também um implante de mais fácil uso, pois dispensa a passagem de pontos e confecção de nós.

Visando um entendimento global sobre o ombro e as lesões do manguito rotador, foi feita uma revisão sobre a anatomia do ombro, a epidemiologia e fisiopatologia das lesões do manguito rotador, assim como sua descrição e o seu tratamento, sendo também descritos os implantes atualmente utilizados para o reparo do manguito rotador, seu mecanismo de funcionamento e processos de falha.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Embriologia e desenvolvimento

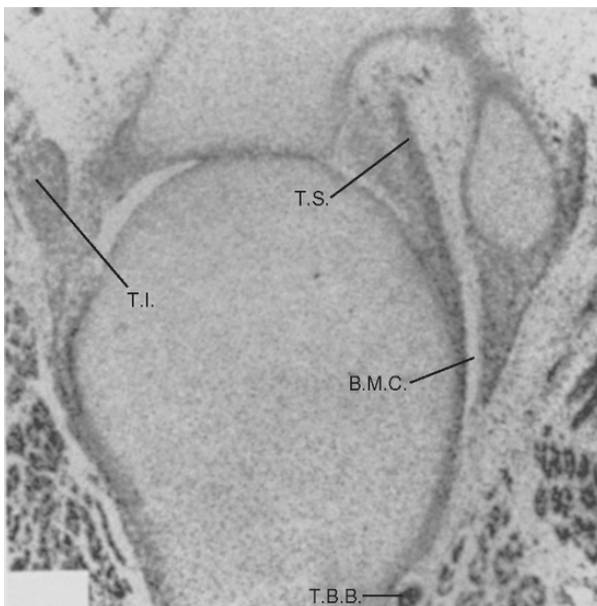
Três tecidos germinativos dão origem a todas as estruturas do corpo: O ectoderma, que da origem ao sistema nervoso central, nervos periféricos, epiderme e seus apêndices, glândulas mamárias, glândula pituitária e glândulas subcutâneas; o mesoderma, que dá origem a cartilagem, ósseos, tecidos conectivo, musculatura lisa e estriada, células sanguíneas, rins, gônadas, baço e as membranas serosas que recobrem as cavidades; O endoderma que forma o epitélio que cobre os tratos gastrointestinal, respiratório e urinário, o

revestimento do conduto auditivo, o parênquima das amígdalas, a tireóide, paratireóide, timo, fígado e pâncreas.

O período pré-natal embriológico humano se divide em 3 partes: o período de fertilização, que são as primeiras 2 semanas de desenvolvimento, o período embrionário, que vai da 3ª a 8ª semana do desenvolvimento, e o período fetal que compreende o restante até o termo. (ROCKWOOD, 2009)

Os cotos dos membros superiores são vistos como pequenas elevações na parede anterolateral no final da quarta semana de gestação. Nesta fase, o membro superior tem aproximadamente 3 mm e é um “saco” de ectoderma preenchido com mesoderma. Este se constitui de células mesenquimais, as quais podem diferenciar-se em fibroblastos, condroblastos e osteoclastos, dentre outros. A maioria dos ossos aparece como condensação destas células, formando um núcleo chamado blastema.

Figura 1. Desenvolvimento embrionário do ombro.



Fonte: Adaptado de Gardner E, Gray DJ: Prenatal development of the human shoulder and acromioclavicular joint. Am J Anat 92:219-276, 1953.

Já na quinta semana, várias estruturas se desenvolvem simultaneamente, os nervos periféricos se desenvolvem do plexo braquial, a musculatura do membro, o núcleo central do úmero, embora o ombro ainda não começou a se formar. De uma área no blastema chamada de “interzona” se fará a região precursora da articulação do ombro.(ROCKWOOD, 2009), (MOORE, 1982)

Na sexta semana, a interzona assume uma configuração de três camadas, com uma camada condrogênica em ambos lados de uma camada de células soltas. (HAINES, 1947) A glenóide é identificável e a escápula se estende de C4 a aproximadamente T7, mas ainda não há formação da articulação. Na sétima

semana (Figura 1) o ombro está bem formado, a escápula já desceu e estende-se desde logo abaixo do nível da primeira costela ao nível da quinta costela e na oitava semana o ombro já assumiu a forma da articulação do adulto, e os ligamentos glenoumerais já podem ser visualizados como espessamentos da capsula articular.(MOORE, 1982).

O período fetal compreende basicamente o aumento do tamanho das estruturas. As mais importantes mudanças se dão durante a 12ª semana onde fatores genéticos são mais importantes do que fatores mecânicos, mostrou um estudo morfológico do desenvolvimento pré-natal do ombro.(ABOUL-MAHASSEN; SADEK, 2002) O lábio glenoidal, o tendão do bíceps e os três ligamentos glenoumerais formam um anel completo ao redor da fossa glenoidal e constituem uma unidade funcional que parece ter importância na estabilização da articulação. A maioria das bursas do ombro também se desenvolvem nesta fase. O manguito rotador, o ligamento coracoacromial e coracoumeral estão presentes na 13ª semana de gestação, quando também já se nota o lábio glenoidal.

2.2 Anatomia do Ombro

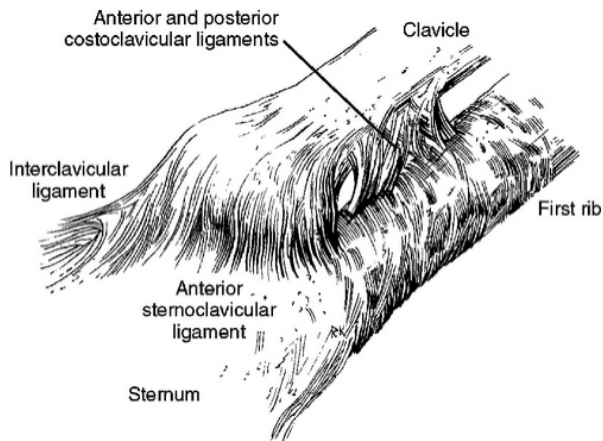
2.2.1 Ossos e articulações

A estrutura óssea da articulação do ombro é formada por 3 ossos: a escápula, o úmero e a clavícula. É a articulação de maior amplitude de movimento e também a de maior possibilidade de luxação. Toda esta grande amplitude de movimento é distribuída em 3 articulações diartrodiais: Glenoumeral, acrômio-clavicular e esterno clavicular. Estas duas últimas, juntamente com o espaço fascial entre a escápula e o tórax, são conhecidas coletivamente como articulação escápulo torácica. (INMAN; SAUNDERS; ABBOTT, 1996) Nesta articulação ocorre cerca de um terço do movimento de elevação do ombro.

2.2.1.1 Articulação esterno-clavicular

Composta pela extremidade superior do esterno e a extremidade proximal da clavícula, faz a única conexão esquelética entre o membro superior e o tórax.

Figura 2. Articulação acrômioclavicular.



Fonte: Adaptado de ROCKWOOD, 2009

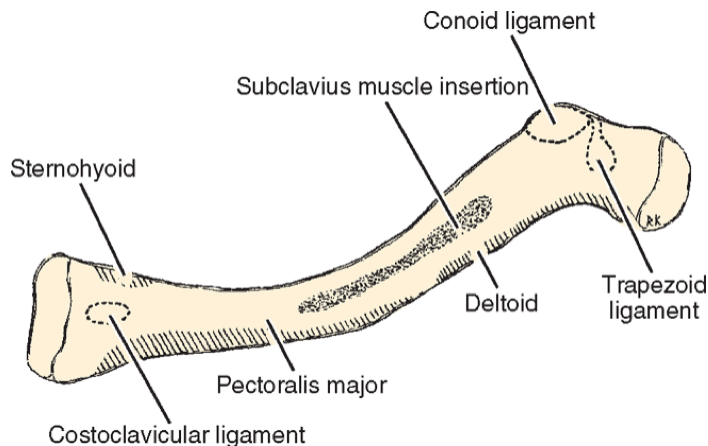
Com superfícies ósseas planas, possui pouca estabilidade esquelética sendo esta dada principalmente pelas estruturas ligamentares. Em um estudo cadavérico, a presença de um disco separando a articulação em 2 compartimentos foi visto em 97% das vezes.(DEPALMA, 1963) Este disco se conecta abaixo na primeira costela e a

acima na superfície superior da clavícula. Os principais ligamentos são o esterno clavicular anterior e posterior. Também fazem parte da articulação o ligamento interclavicular, que vai de uma clavícula a outra se inserindo no esterno e contribuindo na estabilização da articulação.(KALTSAS, 1983) , e os ligamentos costoclaviculares que vão da primeira costela até a superfície inferior da clavícula.(Figura 2)

A mobilidade da articulação esterno-clavicular ocorre nos 2 compartimentos: elevação e depressão ocorrem entre a clavícula e o disco e a mobilidade ântero-posterior e rotatória ocorrem entre o disco e o esterno. A amplitude de movimento esterno-clavicular é de aproximadamente 30 a 35° de elevação superior, 35° de movimento ântero-posterior e 44 a 50° de rotação sobre o eixo longo. A maioria da elevação ocorre com o braço entre 30 e 90° de elevação, rotação ocorre depois de 70 a 80° de elevação. (INMAN; SAUNDERS; ABBOTT, 1996)A fusão da articulação esterno clavicular limita a abdução a 90°.

2.2.1.2 Clavícula

Figura 3. Vista posterior da clavícula direita mostrando suas principais inserções ligamentares e musculares.



Fonte: Adaptado de ROCKWOOD, 2009

A clavícula é um osso em forma de S em seu plano transverso e relativamente reta quando vista anteriormente. Sua curvatura maior é a medial que é convexa anteriormente enquanto sua curvatura menor é lateral e convexa posteriormente. O osso é circular em suas porções

medial e média e achatado em sua porção lateral. A clavícula é local de inserção de importantes músculos e ligamentos, sendo que nela se inserem os músculos trapézio, subclávio, deltóide, peitoral maior, esternocleidomastóideo e esternoióideo e os ligamentos costoclaviculares, coracoclaviculares (conóide e trapezóide) e acromioclaviculares. (figura 3)

2.2.1.3 Articulação Acrômio-Clavicular

A acrômio-clavicular é uma articulação diartrodial composta por cápsula articular mais espessa em sua parte inferior. É a única articulação entre a clavícula e a escápula, sendo estabilizada pelos ligamentos acromioclaviculares, que são responsáveis por 90% da estabilidade ântero-posterior e por 91% da resistência a distração, e pelos ligamentos conóide e trapezóide, que são responsáveis por 77% da ascensão superior da clavícula, sendo ainda o trapezóide responsável por 75% da resistência a compressão da articulação. (ROCKWOOD, 2009)

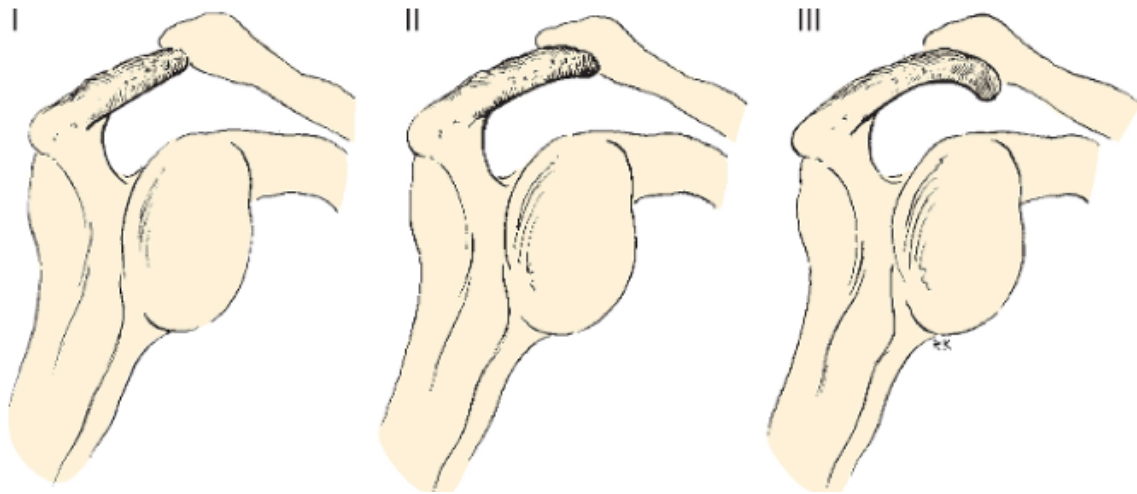
2.2.1.4 Escápula

A escápula é um osso fino, triangular, formada pelos processos coracóide, espinha, acrômio e glenóide. Funciona principalmente como local de inserção muscular, sendo a origem e inserção de diversos músculos. A espinha cria na face posterior da escapula as fossas supra e infra espinhal, local de passagem de importante musculatura que formará o manguito rotador, a ser discutido posteriormente. Os outros três processos(coracóide, acrômio e glenóide) criam 2 importantes incisuras: a incisura supraescapular e a incisura espino-glenoidal, por onde passa o nervo supra escapular. Se originam ainda na escapula os ligamentos coracoclavicular, coracoacromial, acrômioclavicular, glenohumeral e coracoumeral, sendo todos importantes estabilizadores do ombro.

O Acrômio é o acidente ósseo mais estudado da escápula, devido a quantidade de patologias existentes envolvendo o acrômio e a cabeça umeral. (NEER, 1972) O impacto entre a cabeça umeral e o arco coracoacromial tem sido relacionado a etiologia da bursite e da tendinite. (NICHOLSON et al., 1996) Estudos em raio-x mostraram que quando vista de frente é observado um espaço de cerca de 9 a 10 mm entre o acrômio e o úmero. (6.6 – 13.8 mm em homens e 7,1 – 11.9mm em mulheres) sendo este o espaço por onde passa parte do manguito rotador. (PETERSSON; REDLUND-JOHNELL, 1984)

A associação do formato do acrômio e as lesões do manguito rotador foi bastante estudada. Bigliani et al dividiu o acrômio em 3 tipos baseados no seu formato e correlacionou estes com a ocorrência de lesões do manguito rotador (figura 4) sendo o acrômio ganchoso o mais relacionado com as patologias do manguito rotador. (BIGLIANI et al., 1991)

Figura 4. Classificação do Acrômio segundo Bigliani et al - Tipo I - Plano, Tipo II - Curvo, Tipo III – Ganchoso.



Fonte: Adaptado de ROCKWOOD, 2009

Outros fatores da anatomia do ombro vem sendo relacionados com a etiologia das lesões do manguito rotador, dentre elas a inclinação lateral do acrômio, o índice acromial e a mais recentemente, o ângulo crítico do ombro. (BANAS; MILLER; TOTTERMAN, 1995), (SUKTHANKAR et al., 2009), (MOOR et al., 2013)

Os músculos do manguito rotador, a serem discutidos adiante, são originados da escápula assim como toda a musculatura escapulo-torácica, que compreende os músculos trapézio, serrátil anterior, peitoral menor, levantador da escapula e rombóide menor e maior.

2.2.1.5 Úmero

O úmero faz parte da articulação do ombro em sua parte proximal. É dividido anatomicamente em cabeça, colo cirúrgico, colo anatômico e tubérculos maior e menor. Possui superfície articular esférica com um raio de curvatura de cerca de 2,25cm. Além da superfície articular, possui pontos de inserções musculares e ligamentares formados pelas 2 tuberosidades, o sulco intertubercular e a face medial do colo cirúrgico do úmero.(ROCKWOOD, 2009) A cabeça o úmero possui retroversão que pode variar de -6,7° a 47,5° e possui

uma angulo cérvico diafisário no plano coronal de cerca de 135°. (BOILEAU; WALCH, 1997)

2.2.2 Músculos da cintura escapular

Os músculos são importantes estruturas para o funcionamento de qualquer articulação. Além de serem unidades motoras, para o cirurgião ortopédico possuem grande importância cirúrgica tanto por suas lesões como também por servirem de referências anatômicas e por muitas vezes serem parte da técnica cirúrgica, passando por dissecação mesmo quando não são o principal alvo do procedimento. Serão aqui brevemente discutidos os músculos da articulação do ombro e suas principais características, sendo estes divididos nos grupos: Musculatura escápulo-torácica, musculatura gleno-umeral e o manguito rotador, músculo multi-articulares e musculatura utilizada como referência anatômica. Será dado maior ênfase ao manguito rotador, pois este é o objeto do estudo.

2.2.2.1 Musculatura escápulo-torácica

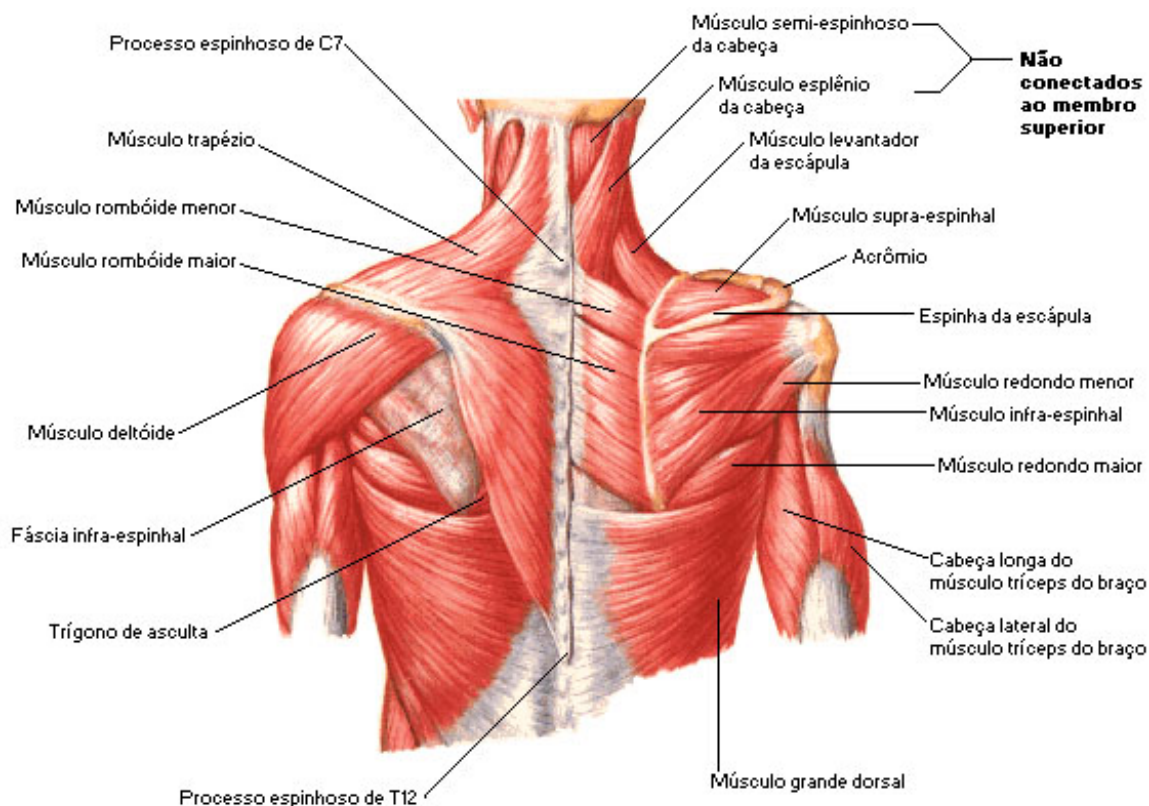
O **trapézio** é o maior e mais superficial músculo deste grupo. Tem origem nos processos espinhosos de C7 a T12, sendo a parte distal variável de T8 a L2 e a parte proximal se originando do ligamento nuchal ou até da protuberância occipital externa, o que pode ocorrer em até 2/3 das pessoas. (BEATON; ANSON, 1942) A inserção do trapézio pode ser dividida em 3 partes sendo: suas fibras superiores que se inserem no terço distal da clavícula, suas fibras cervicais baixas e torácica alta se inserem sobre o acrômio e a espinha da escapula e a parte inferior do musculo que se insere na base da espinha da escapula. (Figura 5). Atua como retrator da escapula e elevação do seu angulo lateral e é innervado pelo Nervo Acessório (11º par craniano), este que corre paralelo e medialmente a borda medial da escápula. (JOBE; KROPP; WOOD,

1996)

Os **Rombóide menor** tem sua origem em C7 e T1 e se insere porção posterior da base medial da espinha da escápula. Já o **romboide maior** se origina de T2 a T5 e tem sua inserção na superfície posterior da borda medial ao ponto em que o romboide menor deixa o ângulo inferior da escápula. Atua como retrator da escápula e é innervado pelo nervo escapular dorsal.

O músculo Levantador da Escápula se origina do tubérculo posterior dos processos transversos de C1 a C3, por vezes C4 e se insere no ângulo superior da escápula. Atua elevando o ângulo superior da escápula e juntamente com o serrátil anterior promove rotação superior da escápula. É innervado por ramos profundos de C3 e C4 e parte pelo nervo escapular dorsal.

Figura 5 - Musculatura escapulo torácica.



Fonte: Disponível em <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/ombro.htm>.
Acessado em 23/09/15

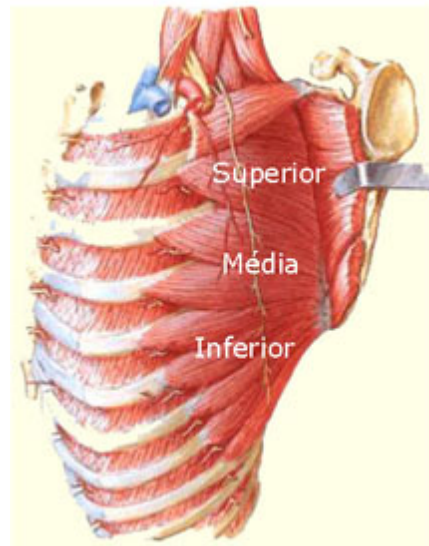
O **Serrátil Anterior** se origina das costelas na parede ântero-lateral do tórax e possui 3 porções sendo estas uma porção superior que se origina da 1ª e

2ª costelas e se insere no ângulo superior da escápula, porção média que se origina da face externa da 2ª a 4ª costelas e se insere na borda medial da escápula e porção inferior que se origina da face externa da 5ª a 9ª costelas e se insere no ângulo inferior da escápula. (Figura 6). Atua na protração e rotação superior da escápula, sendo innervado pelo nervo torácico longo.

O **Peitoral Menor** se origina da parede anterior do tórax, da 2ª a 5ª costelas e se insere no processo coracóide. É innervado pelo nervo peitoral medial (C8, T1). Sua principal função é a protração da escápula se esta estiver retraída e depressão do ângulo lateral do ângulo lateral ou rotação inferior se a escápula estiver rodada superiormente. (ROCKWOOD, 2009)

O último músculo escapulo-torácico a ser citado é o músculo **subclávio**, que é incluído neste grupo por cruzar a articulação esterno-clavicular, onde grande parte do movimento escapulo-torácico ocorre. Se origina na primeira costela e se insere na superfície inferior do terço medial da clavícula, com um ventre muscular em forma de pena. Innervado pelo nervo subclávio, estabiliza a articulação esterno-clavicular quando esta movimenta-se, principalmente na adução e extensão contra resistência. (REIS et al., 1979)

Figura 6. Músculo serrátil.



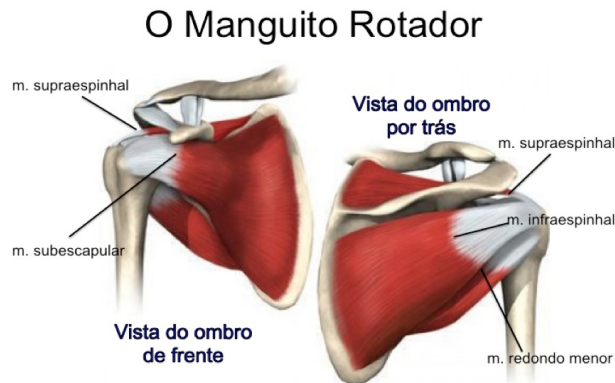
Fonte: Disponível em <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/torax.htm>. Acessado em 23/09/2015

2.2.2.2 Musculatura Gleno-Umeral e o Manguito Rotador

O deltóide é o maior e mais importante músculo deste grupo. É dividido em 3 partes: anterior, média e posterior. O terço anterior da clavícula e da parte anterior do acrômio, o terço médio se origina do acrômio e o terço posterior da espinha da escápula. As 3 porções se unem em uma inserção trapezóide no tubérculo do deltóide na face lateral do úmero. (KLEPPS et al., 2004) De forma

geral, o deltóide está envolvido em qualquer movimento de elevação do braço sendo que as porções anterior e média atuam principalmente na flexão e elevação no plano da escapula, e a porção posterior se torna mais ativa na elevação no plano coronal, onde a porção anterior diminui sua contribuição. O músculo é innervado pelo nervo axilar. (C5, C6)

Figura 7. Músculos do Manguito rotador



Fonte: Disponível em
www.dornoombro.com/problemascomuns/manguito
Acessado em 25/07/16

O **manguito rotador** é constituído por um conjunto de 4 músculos que formam um arranjo complexo, estando em sua região mais profunda associados entre si, a capsula articular e o tendão longo do bíceps. (Figura 7) (CLARK; HARRYMAN, 1992)

O músculo **supra-espinhal** se origina da fossa do supra-espinhal, na escápula e se insere na tuberosidade ou

tubérculo maior do úmero. Algumas fibras do tendão juntamente com o ligamento córaco-umeral vão anteriormente em direção ao tubérculo menor sobre o sulco do bíceps. Está envolvido em qualquer movimento envolvendo elevação do braço. É innervado pelo nervo supra-escapular (C5 com participação de C6).

O músculo **infra-espinhal** tem sua origem na fossa do infra-espinhal da escápula se inserindo no tubérculo maior do úmero juntamente com os músculos supra-espinhal e redondo menor. É um dos 2 principais rotadores externos do ombro sendo responsável por cerca de 60% da força de rotação externa atuando também como estabilizador contra a subluxação posterior. É innervado pelo nervo supraescapular.

O **redondo menor** juntamente com o infra-espinhal é um rotador externo do ombro, sendo responsável por cerca de 45% da força de rotação externa e atuando como estabilizador na direção anterior. Tem sua origem na porção

média da borda medial da escápula e da fáscia do infra-espinhal, se inserindo na porção inferior da parte posterior do tubérculo maior. É innervado pelo ramo posterior do nervo axilar (C5 e C6).

Se originando da fossa do subescapular na parte anterior da escápula, o músculo **subescapular** forma a parte anterior do manguito rotador. Tem sua inserção tanto no tubérculo menor do úmero como no colo e cabeça, sendo a primeira representando cerca de 60%. É um rotador interno do úmero e responsável pela estabilização contra subluxação anterior. É innervado pelo nervo subescapular superior e inferior.

Não fazendo parte classicamente do manguito rotador mas em íntima relação com este está o músculo **redondo maior**. Se origina da superfície posterior da escápula ao longo da porção inferior da borda lateral no úmero, posterior ao grande dorsal ao longo da parte medial do sulco bicipital. Atua como rotador interno, adutor e extensor do braço principalmente, sendo innervado pela porção inferior do nervo subescapular (C5,C6). (ROCKWOOD, 2009)

2.3 LESÕES DO MANGUITO ROTADOR

A dor no ombro é a terceira queixa de dor mais comum na ortopedia, perdendo apenas para dor lombar e dor cervical. A lesão do manguito rotador é uma desordem caracterizada por dor e disfunção do ombro. Possui prevalência importante na população sendo uma causa comum de dor no ombro e podendo também existir de forma assintomática em parte da população. Sher et al em 1995, fez um estudo onde foi visto que a prevalência de lesões do manguito rotador aumenta com a idade sendo encontrada de forma assintomática em 4% dos pacientes menores de 40 anos e em 54% de pacientes maiores de 60 anos, sendo estas lesões completas ou parciais.(SHER et al., 1995). Em 1999, Tempelhof et al também havia encontrado dados semelhantes através de estudo ultrassonográfico em pacientes assintomáticos, onde encontrou que 13% da população na quinta década, 20% na sexta década e 31% na sétima década de vida tem uma lesão do manguito rotador. (TEMPELHOF; RUPP; SEIL, 1999) .

Mais recentemente, em estudo realizado na população japonesa em 2009, Yamamoto et al após analisar 683 indivíduos chegou a uma prevalência de 20,7% de lesões do manguito rotador na população, com aumento da prevalência proporcional ao aumento da faixa etária e estando presente em 16,9% dos pacientes assintomáticos incluídos no estudo, número próximo ao encontrado por Minagawa et al que analisou 664 indivíduos encontrando 22,1% de lesões do manguito rotador aumentando sua prevalência de acordo com o aumento da idade e sendo assintomática em mais da metade dos casos em indivíduos com mais de 50 anos de idade. (YAMAMOTO et al., 2010) (MINAGAWA et al., 2013).

Ocorrendo com muita frequência de forma sintomática ou assintomática, já há muitos anos foi percebida a importância desta patologia no ombro. Apesar de ser difícil determinar quem originalmente fez a primeira descrição, o crédito é dado a J. G. Smith que em 1834 publicou um artigo descrevendo rupturas do manguito em dissecções pós morte. (SMITH, 2010). A partir de então diversos autores se dedicaram ao estudo do manguito rotador e suas lesões, se destacando o clássico trabalho de Codman sobre a ruptura do supra espinhal e outras lesões do espaço bursal publicado em 1934 sendo ainda atribuído a ele o provável primeiro reparo de manguito rotador, em 1909.(CODMAN, 1934) (CODMAN, 1911)

Por ser caracterizado por dor e rigidez foi atribuído o termo de periartrite humeroescapular a patologia do manguito rotador. Nesta época, a periartrite englobava todas as afecções patológicas do ombro que com o passar dos anos foram sendo melhor identificadas e definidas, como a lesão isolada do manguito, a tendinite cálcica, as patologias do bíceps e a bursite. O termo síndrome do impacto foi popularizado por Charles Neer em 1971 após estudo cadavérico onde observou esporões e saliências ósseas que seriam devido ao impacto do manguito e da cabeça umeral neste local. Ele observou que em posição neutra a grande tuberosidade se encontra anterior ao arco coracoacromial, mas que durante a elevação anterior estas estruturas passam sob o arco podendo haver impacto e levando progressivamente, devido ao contato e abrasão, a ruptura do

manguito rotador. Ele dividiu a síndrome do impacto em 3 estágios sendo o estágio 1 caracterizado por dor, edema e hemorragia presentes em paciente menor de 25 anos; estágio 2 onde ocorre processo inflamatório com fibrose e tendinite, tipicamente em paciente entre 25 e 40 anos e o estágio 3 onde se encontra esporões ósseos e rupturas de tendão, tipicamente em pacientes maiores de 40 anos.(NEER, 1972) Estes achados serviram de substrato para que a acrômioplastia, procedimento de raspagem da parte inferior do acrômio visando aumentar o espaço subacromial e remover possíveis esporões ósseos, começasse a se tornar parte do tratamento das lesões do manguito rotador sendo feita isolada ou associada ao reparo do tendão até os dias atuais.(NEER, 1983).

2.3.1 Fisiopatologia e Etiogenia

As lesões do manguito rotador possuem etiologia diversa. Podem se originar de causas extrínsecas como trauma ou lesões por excesso de uso e atividades repetitivas, ou por de causas intrínsecas como irrigação sangüínea insuficiente, atrito (impacto) ou degeneração pela idade, dentre outras.

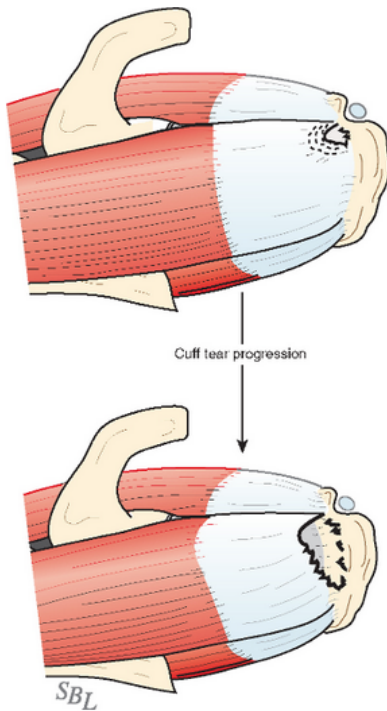
O tendão do manguito rotador é muito forte. Estima-se que a força transmitida por este nas atividades diárias esteja entre 140 e 200N com uma resistência máxima a tensão entre 600 e 800N na sexta e sétima década de vida.(CHARLES A. ROCKWOOD JR et al., 2009)

Vários fatores podem atuar no processo de ruptura do manguito rotador, como processos inflamatórios crônicos, doenças sistêmicas e uso de esteróides. Porém o fator mais relacionado a lesão é a degeneração decorrente do envelhecimento. Brewer et al em estudo em cadáveres mostrou que com o envelhecimento ocorrem mudanças na grande tuberosidade e progressiva degeneração de todos os elementos das estruturas tendinosas ocorrendo: osteíte da grande tuberosidade, degeneração cística e irregularidade da margem cortical, perda da integridade da inserção do tendão ao osso, perda de celularidade e fragmentação do tendão, diminuição da vascularização e da

fibrocartilagem do tendão. (BREWER, 1979)

Corroborando com os achados em estudos microscópicos que mostram o envelhecimento como uma das principais causas da lesão estão os estudos clínicos epidemiológicos, que mostram uma incidência crescente de lesão do

Figura 8. Progressão da lesão do manguito rotador.



Fonte: Adaptado de CHARLES A. ROCKWOOD JR et al., 2009

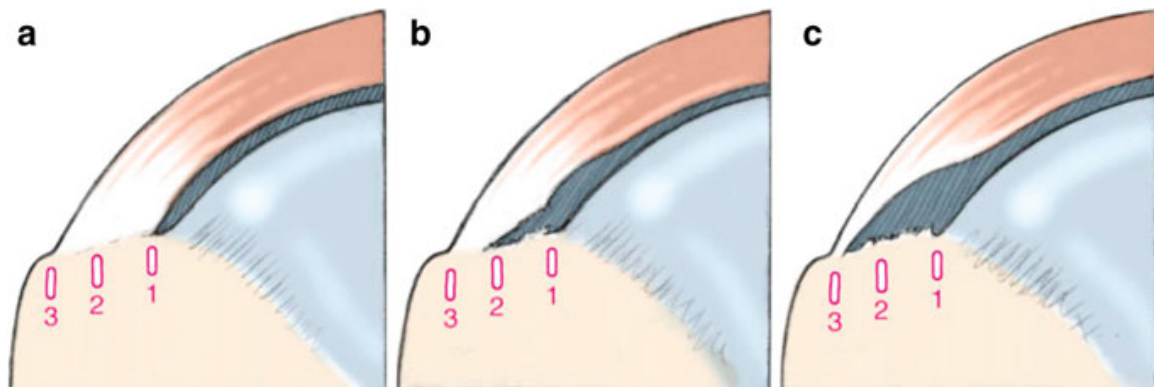
manguito rotador acompanhando a idade, sendo rara antes dos 40 anos de vida e também o fato de mesmo indivíduos com histórico de vida sedentário apresentarem lesão com frequência. As lesões do manguito rotador possuem caráter progressivo e não cicatrizam espontaneamente na imensa maioria das vezes. Apesar de todos os fatores causais associados, elas costumam ocorrer na zona de maior tensão do tendão: na superfície profunda da parte anterior da inserção, próximo ao cabo longo do bíceps, tendendo a retração após sua ruptura, devido a tensão muscular constante a que está submetida e aumentando de tamanho progressivamente. (figura 8) Cada fibra que se rompe leva a pelo menos 4 efeitos adversos: (1) Aumenta a carga a ser exercida na fibra vizinha; (2) Perdendo fibras de inserção do tendão ao osso, diminui a força que o tendão pode exercer no ombro; (3) Distorce a anatomia e assim compromete a circulação do tendão gerando um efeito isquêmico local e (4) expõe o tendão a grandes quantidades de líquido sinovial que contém enzimas líticas que removem qualquer hematoma que poderia contribuir para a cicatrização do tendão e definindo assim o caráter progressivo desta lesão. (CHARLES A. ROCKWOOD JR et al., 2009)

2.3.2 Classificação das lesões do Manguito Rotador

Diversas são as classificações desenvolvidas sobre o manguito rotador, sendo estas para definir o tipo da lesão, seu tamanho, o grau de atrofia muscular envolvido, classificações específicas para 1 tendão, para o tipo de acrômio, dentre outras.

Para as lesões parciais Habermeyer et al desenvolveu uma ampla classificação, abordando o tanto o plano sagital quanto o coronal. No plano coronal as lesões são divididas em 3 tipos, sendo o tipo 1 uma lesão pequena na zona de transição da cartilagem para o osso, o tipo 2 uma lesão que se estende até o centro do footprint e o tipo 3 a lesão que se estende até o tubérculo maior. (Figura 9) No plano sagital a classificação também compreende

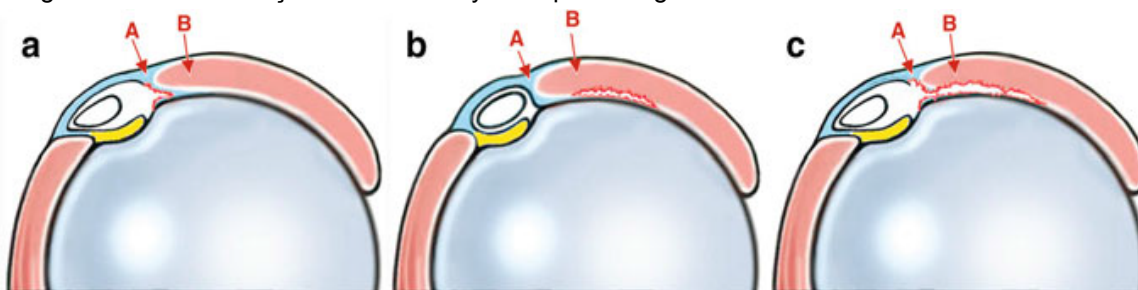
Figura 9 - Classificação de Habermeyer no plano coronal.



Fonte: Adaptado de Shoulder concepts 2013, 2013

3 tipos sendo estes: Tipo A uma lesão do ligamento coracoumbral que se estende pela borda medial do supra espinal. Tipo B uma lesão isolada da zona em crescente e o tipo C um lesão que se estende da borda lateral do sistema de polia até a borda medial do supra espinal, compreendendo a zona do arco crescente. (FIGURA 10). (HABERMEYER et al., 2008) (Shoulder concepts 2013, 2013)

Figura 10 – Classificação de Habermeyer no plano sagital.



Fonte: Adaptado de Shoulder concepts 2013, 2013

Patte et al desenvolveu uma complexa classificação, com várias subdivisões envolvendo a extensão da lesão, a topografia nos planos sagital e frontal, a qualidade dos músculos dos tendões envolvidos na lesão e a qualidade da cabeça longa do bíceps. Assim sendo, a classificação de Patte possui 5 grandes categorias com suas subdivisões, sendo dentre estas a mais utilizada a classificação quanto ao grau de retração do tendão no plano coronal, onde temos o Estágio I com mínima retração, Estágio II com retração medial a cabeça

Figura 11: Classificação de Patte.



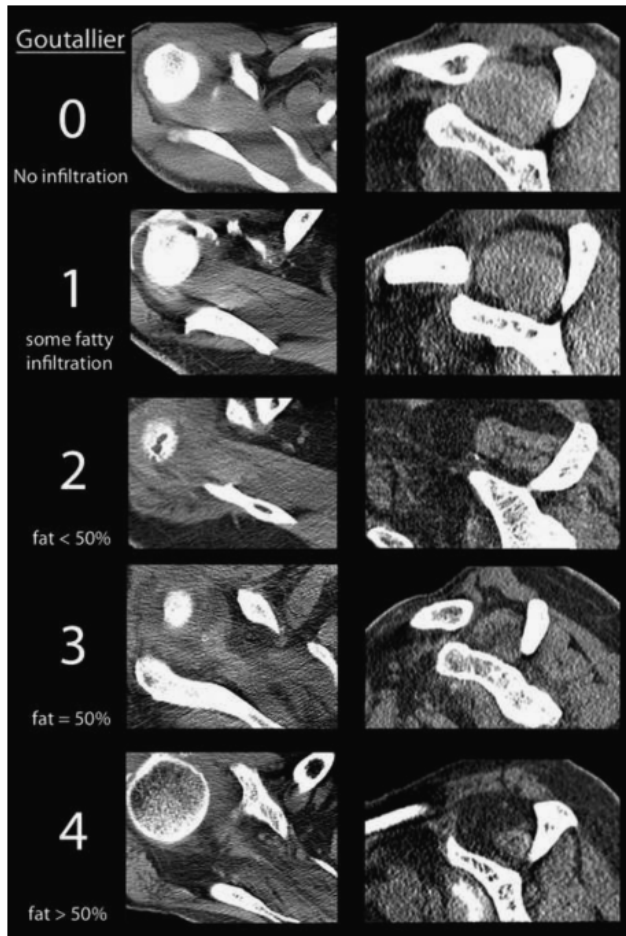
Fonte: Adaptado de Shoulder concepts 2013

umeral mas não chegando a glenóide e o Estágio III uma lesão retraída ao nível da glenóide. (Figura 11) (PATTE, 1990)

Um outro fator que vem ganhando importância na avaliação das lesões do manguito rotador é a atrofia da musculatura envolvida na lesão, sendo uma característica que pode estar envolvida em melhor ou pior prognóstico. A classificação de Goutalier, descrita originalmente por imagens de tomografia computadorizada, é aplicável e vem sendo mais frequentemente utilizada com

imagens de ressonância magnética. Ela quantifica o grau de infiltração gordurosa, caracterizando atrofia, na musculatura envolvida. Ela se subdivide em 5 estágios sendo estes: Estágio 0 o músculo normal, Estágio I o músculo com alguma infiltração gordurosa, Estágio II onde ocorre importante infiltração gordurosa, mas ainda com mais músculo que gordura, o Estágio III onde há

Figura 12: Classificação de Goutallier.



Disponível em <https://www.researchgate.net/>.
Acessado em 05 de junho de 2017.

tanto músculo quanto gordura, em proporções iguais e por fim o Estágio IV onde há mais gordura que músculo, caracterizando uma musculatura atrofiada e insuficiente. (Figura 12) (GOUTALLIER et al., 1994)

2.3.3 Tratamento das lesões do Manguito Rotador

Diversas são as formas de manifestação das lesões do manguito rotador. Podem ser lesões pequenas ou grandes, sintomáticas ou assintomáticas, envolvendo 1 ou mais tendões, de sintomatologia leve até intensa, lesões parciais articulares, parciais bursais, completas, associadas ou

não a outras lesões adjacentes, como do cabo longo do bíceps, dentre outras. De forma geral o tratamento pode ser dividido em conservador ou cirúrgico, este envolvendo o desbridamento simples até o reparo da lesão, em cirurgia aberta ou por via artroscópica.

2.3.3.1 Tratamento Conservador

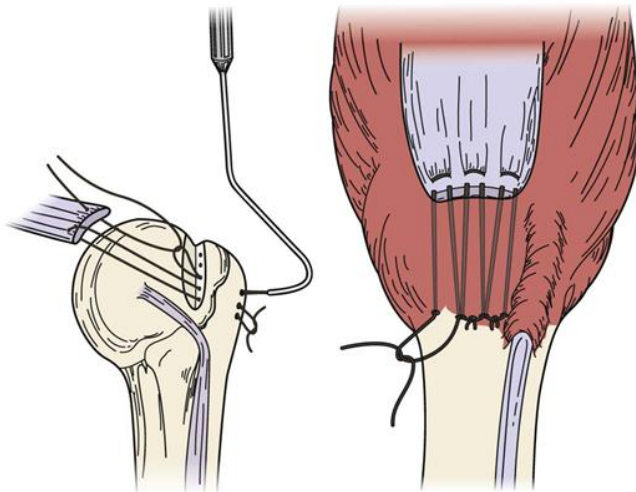
O tratamento conservador pode ser indicado desde os casos de apenas tendinite até em casos de rotura total, principalmente em pacientes com poucas condições clínicas para se submeter a cirurgia. Porém, suas melhores indicações são nos casos de tendinopatia, lesões parciais ou pequenas e em lesões assintomáticas ou pouco sintomáticas. Em recente estudo controlado prospectivo, não foi visto diferença entre o tratamento cirúrgico e conservador em pacientes com lesão completa de manguito rotador ao se avaliar funcionalmente o ombro pelo score de Constant-Murley. Porém os pacientes com tratamento conservador apresentam piores resultados quanto a dor e incapacidades. (LAMBERS HEERSPINK et al., 2015)

Inicialmente o tratamento conservador se baseia em infiltrações de corticoesteróides e reabilitação fisioterápica incluindo exercícios de fortalecimento e alongamento dos músculos do manguito. Os riscos em se instituir o tratamento conservador em ombros já com lesão do manguito são principalmente dano tecidual devido a repetidas infiltrações com corticóides, aumento do tamanho da lesão e desenvolvimento de alterações irreversíveis e irreparáveis ao manguito que podem impactar negativamente um futuro reparo. Não existem critérios específicos para se parar o tratamento conservador e indicar o tratamento cirúrgico. O que se tem usado frequentemente como indicadores para a mudança de tratamento são: lesões traumáticas do manguito, lesões completas sintomáticas em pacientes que não obtiveram melhora após 6 semanas de tratamento conservador, pacientes jovens fisiologicamente, pacientes com amplitude de movimento passiva completa e pacientes que façam atividades com o membro acima do ombro. A abordagem cirúrgica precoce deve ser indicada em pacientes com incapacidade funcional e fraqueza, de acordo com as mais recentes evidências. (ABDUL-WAHAB TAICEER, 2016)

2.3.3.2 Tratamento Cirúrgico por técnica aberta

O primeiro reparo cirúrgico do manguito rotador é atribuído a Codman em 1911 que o realizou por técnica aberta. Em 1972, Neer propôs modificações e incluiu uma descrição de 5 fundamentos na técnica de reparo aberto do manguito rotador, sendo estes: (1) Reparo meticuloso da origem do músculo deltóide (desinserido durante a via de acesso); (2) descompressão subacromial; (3) liberação cirúrgica dos tecidos para se obter unidades músculo tendíneas móveis; (4) fixação transóssea segura dos tendões na tuberosidade e (5) reabilitação supervisionada com movimentos passivos precoce. Os estudos de resultados desta técnica tem mostrado resultados excelentes e bons. (GHODADRA et al., 2009) Na técnica aberta clássica o paciente é colocado em posição de cadeira de praia sendo feita uma incisão de 3 a 6cm paralela a borda lateral do acrômio em direção as linhas de Langers. A seguir a inserção acromial

Figura 13. Reparo transósseo do manguito rotador.



Disponível em <https://clinicalgate.com/rotator-cuff-repair-and-rehabilitation/>. Acessado em 05 de junho de 2017.

do deltóide é identificada, sendo então o músculo desinserido e retraído de 3 a 5cm lateralmente. É então realizado descompressão subacromial, ressecção da bursa e desbridamento de tecidos. A seguir é feito uma canaleta adjacente a transição da cartilagem para o tubérculo maior e são confeccionados tuneis ósseos da canaleta até a face lateral do tubérculo. São então

passados fios de sutura pelos túneis e pelo tendão, sendo estes amarrados reinserindo o tendão em seu leito (foorprint). Após a reinserção do tendão, é realizado o fechamento da ferida com especial atenção para a reinserção do deltóide ao acrômio, sendo esta feita preferencialmente por sutura transóssea. (Figura 13)

2.3.3.3 Tratamento Cirúrgico Artroscópico

O desenvolvimento do primeiro instrumento que poderia ser introduzido no corpo humano para visualizar os órgãos internos é atribuído ao urologista alemão Philipp Bozzini e usava uma vela como fonte de luz. Este instrumento foi chamado de "Lichtleiter" e posteriormente foi atribuído a este ser o primeiro endoscópio. (BUSH et al., 1974)

Já a primeira avaliação de uma articulação com uso de um endoscópio, uma artroscopia, foi realizado pelo dinamarquês Severin Nordentoft que utilizou um laparoscópio para examinar o interior de um joelho. (KIESER; JACKSON, 2001)

Desde então a técnica vem sendo aprimorada com o desenvolvimento de instrumentais específicos para o uso nas articulações, com o uso da fibra óptica permitindo que equipamentos cada vez mais eficientes fossem sendo produzidos. Concomitante o desenvolvimento de instrumentais e implantes cirúrgicos, dentre os quais se destaca o advento e uso das âncoras de sutura, evoluíram permitindo então a realização de reparo de lesões do manguito

rotador por técnica totalmente artroscópica.

No reparo artroscópico do manguito rotador o paciente pode ser posicionado em posição de cadeira de praia ou em decúbito lateral com uso de tração no membro a ser operado, para aumentar o espaço articular. A seguir são realizados os portais para inserção da câmera e

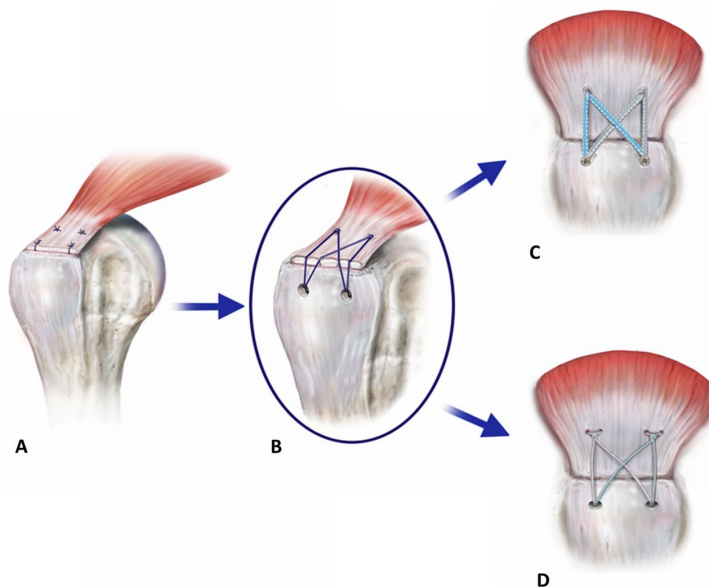


Figura 14: Reparo do manguito rotador em dupla fileira. Disponível em <http://www.kineticbrasov.ro/umarul/>. Acessado em 05 de junho de 2017.

dos instrumentais a serem utilizados, sendo classicamente feitos os portais posterior e ântero-superior inicialmente. A seguir o padrão da lesão é identificado, é feito o desbridamento da bursa e do tendão e o leito ósseo é preparado para receber o tendão suturado. As primeiras técnicas artroscópicas de reparo de manguito rotador foram feitas com o uso de uma fileira de âncoras colocadas de anterior para posterior alguns milímetros lateral a margem articular, sendo esta técnica chamada de “fileira simples”. Com o aprimoramento das técnicas e a evolução dos implantes, Lo e Burkhart apresentaram uma nova técnica chamada de “dupla fileira”. (Figura 14) Nesta técnica é inicialmente colocado uma fileira de ancoras medial, adjacente a margem articular do úmero e a seguir é colocado uma outra fileira lateral, fazendo assim uma dupla fileira de âncoras, disposição esta que melhor simula a condição original de fixação do tendão ao osso. (RANDELLI et al., 2015) (LO; BURKHART, 2003)

2.4 IMPLANTES PARA REPARO DO MANGUITO ROTADOR

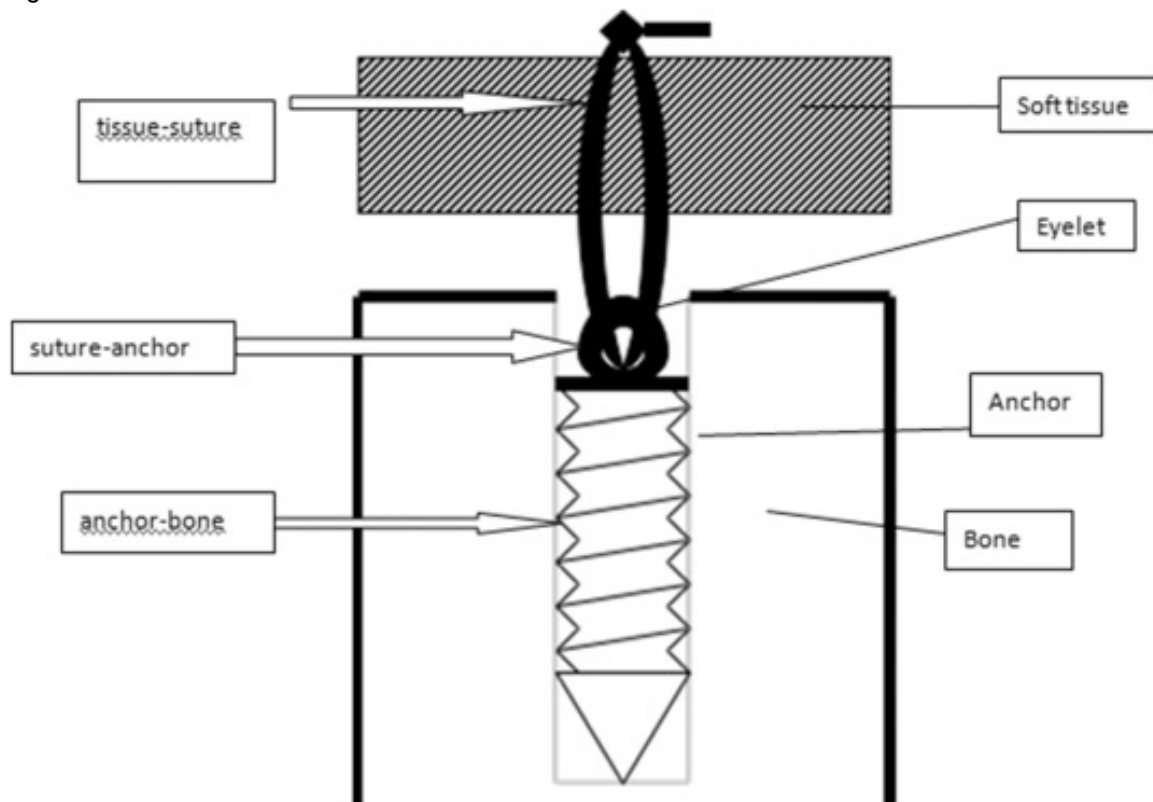
O uso de implantes para fixação de tecidos moles ao osso vem há muito tempo sendo foco de estudo. As âncoras de sutura foram criadas neste contexto, visando ser um implante que permita a reinserção e cicatrização de partes moles ao osso. Goble et al foi o responsável por projetar uma das primeiras âncoras de sutura, citando seu uso como alternativa a sutura transóssea, sendo um método rápido e seguro, que permitia menores acessos cirúrgicos. (GOBLE et al., 1994) O reparo do manguito rotador foi por muitos anos tradicionalmente realizado através de sutura transóssea, sem o uso de implantes. Esta técnica tinha como fator limitante e causa de falha a qualidade óssea, sendo que um dos mecanismos mais frequentes de soltura da sutura era devido aos fios de sutura “cortarem” o osso osteoporótico e se soltarem. (BURKHART et al., 1997a) Ao se comparar as âncoras de sutura com a sutura transóssea, Burkhart et al viu que apenas 6% das falhas no grupo das âncoras ocorria por soltura do osso, contra 56% deste tipo de falha na sutura transóssea. (BURKHART et al., 1997b) Assim sendo, o advento e modernização das

âncoras de sutura permitiu que o ponto-fraco do reparo do manguito rotador fosse transferido do osso para o tendão.

As âncoras são compostas basicamente de 3 estruturas:

- A âncora, que é inserida no osso, podendo ser rosqueada ou inserida por interferência, de material metálico ou absorvível
- O “eyelet” que é o orifício na âncora que conecta esta ao fio de sutura
- O fio de sutura que pode ser de material absorvível ou não. (Figura 15)

Figura 15. Estrutura básica da âncora de sutura.



Fonte: Adaptado de (CHAUDHRY; DEHNE; HUSSAIN, 2017)

O reparo do manguito rotador com o uso de âncoras de sutura pode ser dividido em 3 interfaces, sendo estas o osso-âncora, sutura-âncora e o tecido-sutura. Com o aprimoramento dos materiais de sutura e da âncora, a interface tecido sutura se tornou o ponto fraco do reparo do manguito rotador, sendo neste local a maior causa de falha do reparo. (CHAUDHRY; DEHNE; HUSSAIN, 2017)

Atualmente diversos são os tipos disponíveis de âncoras de sutura, podendo estas serem:

- de material metálico ou de polímeros absorvíveis ou não-absorvíveis,
- rosqueadas ou não rosqueadas,
- carregadas com variados fios de sutura.

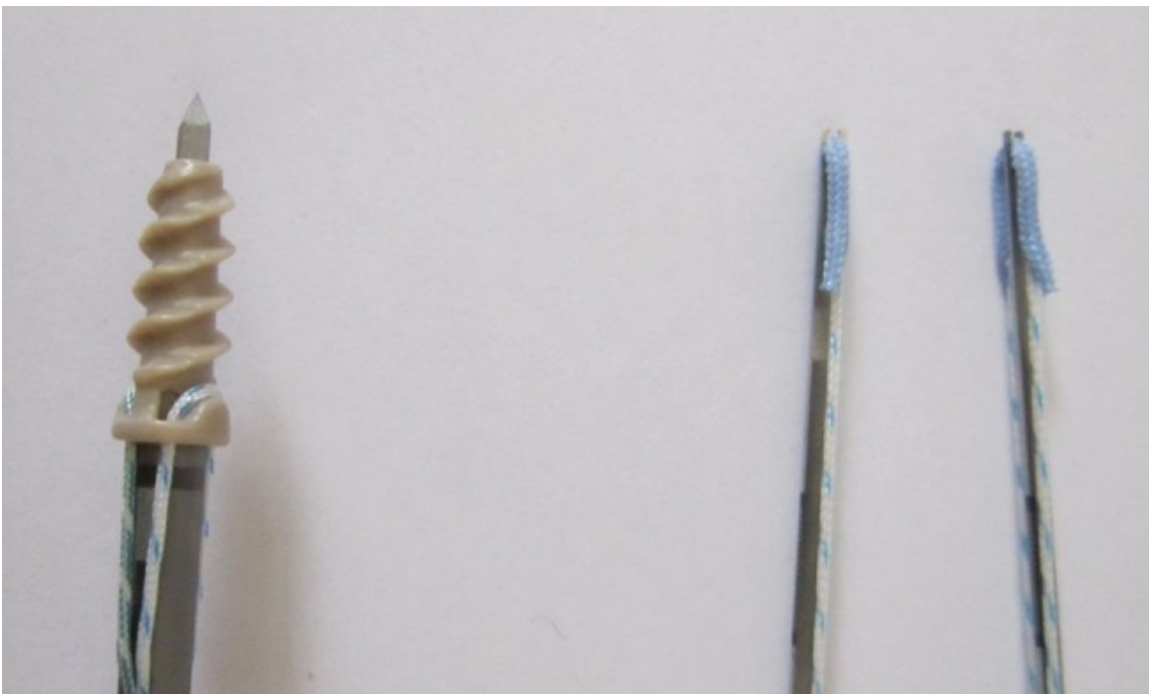
As âncoras metálicas são fabricadas principalmente em titânio, material amplamente utilizado na fabricação de implantes ortopédicos pelas excelente biocompatibilidade e resistência a corrosão.(LONG; RACK, 1998) Por outro lado, o material metálico persiste no organismo permanentemente e distorce as imagens de ressonância magnética, dificultando e as vezes impossibilitando a realização do exame nos locais onde foram implantadas. Já as âncoras de polímeros possuem a vantagem de serem radio transparentes, não atrapalhando a realização de exames de imagem após a cirurgia, e de serem absorvidas, no caso de serem polímeros bioabsorvíveis, sendo assim excluídas do organismo. Diversos são os materiais utilizados para a fabricação de implantes bioabsorvíveis, estando dentre eles o ácido poliglicólico (PGA), o ácido polilático (PLA), poliéter éter cetona (PEEK) e diversos outros biomateriais (TAKE et al., 2008) (BARBER; HERBERT, 2013) A eficiência das âncoras metálicas em comparação com as âncoras de polímeros são muito parecidas. Tan et al comparou o uso de âncoras metálicas e bioabsorvíveis para o tratamento da instabilidade do ombro, analisando prospectivamente um total de 130 pacientes por uma média de 2,6 anos de seguimento. Ao final do estudo não foi encontrada diferença significativa entre os 2 grupos, sendo ambos os implantes efetivos e com baixa taxa de recidiva. (TAN et al., 2006). Milano et al conduziu estudo prospectivo randomizado com 78 pacientes para analisar o resultado clínico do uso de âncoras metálicas e absorvíveis no tratamento da instabilidade do ombro, realizando um seguimento clínico pós operatório de 2 anos. Em sua avaliação final não foram encontrados diferenças estatisticamente significantes no uso de âncoras metálicas ou absorvíveis no tratamento da instabilidade do ombro. (MILANO et al., 2010b) Milano et al investigou o uso de âncoras

metálicas e bioabsorvíveis no tratamento das lesões do manguito rotador, sendo que foram avaliados prospectivamente 110 pacientes divididos em 2 grupos por um período de 2 anos não sendo encontradas diferenças no tratamento destas lesões com uso de âncoras metálicas ou absorvíveis. (MILANO et al., 2010a)

Papalia et al em revisão da literatura buscou identificar se haviam diferenças no tratamento da instabilidade anterior do ombro com uso de diferentes tipos de âncoras não sendo também encontradas diferenças que possa sugerir o uso de um ou outro tipo de implante.(PAPALIA et al., 2014) Mais recentemente foram introduzidas para reparo labral as âncoras feitas totalmente de fios de sutura.

Estas não possuem metal ou polímeros, sendo feitas exclusivamente do material do fio de sutura, que se apresenta de forma mais espessa produzindo o travamento do implante no osso, possuindo de forma geral diâmetro reduzido e força de resistência ao arrancamento similar a das âncoras de referencia para reinserção de tendões. (Figura 16) (GALLAND et al., 2013) Nagra et al analisou 4 diferentes âncoras de fio de sutura disponíveis comercialmente comparando

Figura 16. A esquerda âncora de sutura rosqueada de material absorvível. A Direita âncora de fio de sutura.

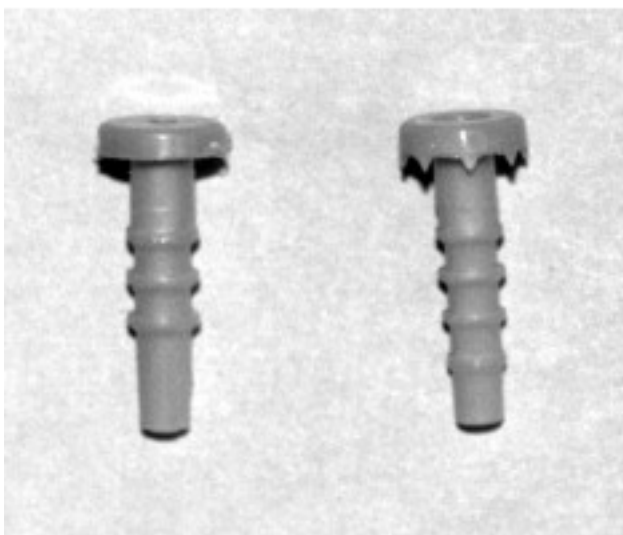


Fonte: Adaptado de GALLAND et al., 2013

estas com 1 âncora tradicional. Foram analisados a resistência ao arrancamento, a formação de “gap” durante o ensaio cíclico e o mecanismo de falha dos implantes. Foi demonstrado menor resistência ao arrancamento, maior formação de gap e variáveis mecanismos de falha do implante sendo o mais comum arrancamento do implante do osso. (NAGRA et al., 2017)

Quanto a geometria das âncoras, diversas são as variações disponíveis na atualidade. Barber et al avaliou diversos modelos de âncoras disponíveis comercialmente em 2013. Os modelos mais encontrados possuíam espessura que variava entre 1,3mm a 6,5mm e o comprimento entre 7 a 25mm, sendo utilizadas de acordo com sua finalidade, reparo do manguito ou reparo de lesões labrais. Os implantes analisados apresentaram resistência ao arrancamento ósseo no osso esponjoso média de 448N para as âncoras utilizadas no reparo do manguito e de 296N para as âncoras utilizadas no reparo de lesões labrais. Quando utilizadas no osso cortical, apresentam em média resistência um pouco menor, sendo de 435N para as âncoras de manguito e 225N para as âncoras de reparo labral. A principal causa de falha das âncoras de manguito rotador analisadas no estudo foi por quebra no eyelet. (BARBER; HERBERT, 2013) Apesar de serem analisadas tanto âncoras rosqueadas quanto âncoras que

Figura 17. Implante tipo tachinha de cabeça lisa (esquerda) e denteada(direita).



Fonte: Adaptado de GORADIA et al., 2001

entram por impacção, não foi analisado a diferença entre estas.

Apesar de menos populares, existem disponíveis outros tipos de implantes para a reinserção de partes moles ao osso, dentre estes os implantes tipo “tachinhas” e os implantes tipo grampo. Goradia et al comparou biomecanicamente dois diferentes tipos de tachinhas para reparo de manguito rotador com uma âncora tradicional de sutura e com a sutura transóssea. Em seu estudo

foram utilizados implantes tipo tachinha de 8mm Suretac® (Acufex, Smith & Nephew Endoscopy, Mansfield, MA) com e sem cabeça denteada. (figura 17) A análise biomecânica comparativa sugeriu que os implantes tipo tachinhas possuem força de fixação imediata similar as das âncoras de sutura e mais estáveis que a sutura transóssea, sendo as tachinhas adequadas para o reparo de lesões pequenas do manguito. (GORADIA et al., 2001) Bicknell et al também avaliou os implantes tipo tachinhas comparando estes com a sutura transóssea biomecanicamente chegando a conclusão de que os implantes tipo tachinha se mostraram melhores do que a sutura transóssea para o reparo de lesões do manguito rotador. (BICKNELL et al., 2005) Quando utilizados clinicamente este tipo de implante também mostrou bons resultados como mostrou Elmlund et al em estudo prospectivo de 7 anos de seguimento com pacientes submetidos a reparo de lesão labral com 2 tipos diferentes de implantes tipo tachinha feitos de polímeros biocompatíveis, chegando ao final a resultados clínicos satisfatórios. (ELMLUND et al., 2009)

3 – JUSTIFICATIVA

As lesões do manguito rotador apresentam alta prevalência e frequentemente são causa de dor e déficit funcional do ombro, principalmente a partir da sexta década de vida. Apesar do tratamento conservador apresentar bons resultados, em certo número de pacientes é necessário o tratamento cirúrgico. O uso de âncoras de suturas para o reparo artroscópico do manguito rotador vem se mostrando como um método eficaz e reprodutível de tratamento, porém ainda apresenta falhas decorrentes principalmente dos fios de sutura se soltando do tendão ao qual estão amarrados. Assim sendo o uso de um implante de fácil uso e que promova adequada fixação do tendão ao osso, permitindo sua cicatrização, e que não faça uso de fios de sutura, possibilitará a eliminação de uma das principais falhas do reparo pela técnica com âncoras. Para o desenvolvimento e aprimoramento de tal implante, se fazem necessários inicialmente a realização de ensaios biomecânicos que permitam avaliar o melhor desenho de implante que promova uma adequada fixação ao osso.

O trabalho visa a realização de testes biomecânicos para avaliação das características mecânicas de novo implante para fixação de lesões do manguito rotador sem o uso de fios de sutura.

4 - OBJETIVOS

São objetivos deste estudo:

1. Avaliar a força necessária para inserção de 3 implantes desenvolvidos, cada um apresentando 3 variações, em corpo de provas de características similares ao osso esponjoso normal.
2. Após inseridos no corpo de provas, avaliar a resistência ao arrancamento dos implantes quando colocados em máquina de teste e realizadas trações destes, avaliando assim se possuem adequada fixação para resistir as demandas funcionais do ombro suficientes para permitir cicatrização da lesão e mobilização precoce.

REFERÊNCIAS

Abdul-Wahab Taiceer, A. Initial treatment of complete rotator cuff tear and transition to surgical treatment: systematic review of the evidence. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 2016.

<https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.035>

Aboul-Mahasen, L. M.; Sadek, S. A. Developmental morphological and histological studies on structures of the human fetal shoulder joint. *Cells Tissues Organs*, v. 170, p. 1–20, 2002.

<https://doi.org/10.1159/000047916>

BANAS, M. P.; MILLER, R. J.; TOTTERMAN, S. Relationship between the lateral acromion angle and rotator cuff disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, v. 4, n. 6, p. 454–461, dez. 1995.

Barber, F. A.; Herbert, M. A. Cyclic loading biomechanical analysis of the pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2013 update. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 29, n. 5, p. 832–844, maio 2013.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.01.028>

Beaton, L. E.; Anson, B. J. Variations in the origin of the M. trapezius. *The Anatomical Record*, v. 83, n. 1, p. 41–46, Maio 1942.

<https://doi.org/10.1002/ar.1090830105>

Bicknell, R. T. et al. Cyclic Loading of Rotator Cuff Repairs: An In Vitro Biomechanical Comparison of Bioabsorbable Tacks With Transosseous Sutures. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, v. 21, n. 7, p. 875–880, jul. 2005.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2005.03.009>

Bigliani, L. U. et al. The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease. *Clinics in Sports Medicine*, v. 10, n. 4, p. 823–838, out. 1991.

Boileau, P.; Walch, G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, v. 79, n. 5, p. 857–865, set. 1997.

<https://doi.org/10.1302/0301-620X.79B5.7579>

Brewer, B. J. Aging of the rotator cuff. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 7,

n. 2, p. 102–110, abr. 1979.

<https://doi.org/10.1177/036354657900700206>

Burkhart, S. S. et al. Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 13, n. 2, p. 172–176, abr. 1997a.

[https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(97\)90151-1](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(97)90151-1)

Burkhart, S. S. et al. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 13, n. 6, p. 720–724, dez. 1997b.

[https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(97\)90006-2](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(97)90006-2)

Burkhart, S. S. Biomechanics of rotator cuff repair: converting the ritual to a science. *Instructional Course Lectures*, v. 47, p. 43–50, 1998.

Bush, R. B. et al. Dr. Bozzini's Lichtleiter. A translation of his original article (1806). *Urology*, v. 3, n. 1, p. 119–123, jan. 1974.

[https://doi.org/10.1016/S0090-4295\(74\)80080-4](https://doi.org/10.1016/S0090-4295(74)80080-4)

Charles A. ROCKWOOD JR et al. *The Shoulder*. 4th. ed. [s.l.] Saunders, 2009.

Chaudhry, S.; Dehne, K.; Hussain, F. A review of suture anchors. *Orthopaedics and Trauma*, jan. 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.12.001>

Clark, J. M.; Harryman, D. T. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, v. 74, n. 5, p. 713–725, jun. 1992.

<https://doi.org/10.2106/00004623-199274050-00010>

Codman, E. The shoulder rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. Boston Mass.: [T. Todd Company printers], 1934.

Codman, E. A. Complete Rupture of the Supraspinatus Tendon; Operative Treatment with Report of Two Successful Cases. *The Boston Medical and Surgical Journal*, v. 164, n. 20, p. 708–710, Maio 1911.

<https://doi.org/10.1056/NEJM191105181642002>

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*, v. 12, n. 2, p. 128–133, abr. 2003.

<https://doi.org/10.1067/mse.2003.21>

Defranco, M. J.; Pribaz, J. R.; Cole, B. J. Arthroscopic rotator cuff repair failure resulting from decortication of the rotator cuff footprint: a case report. *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)*, v. 38, n. 12, p. 624–625, dez. 2009.

Depalma, A. F. Surgical Anatomy of Acromioclavicular and Sternoclavicular Joints. *Surg Clin North Am*, v. 43, p. 1541–50, dez. 1963.

[https://doi.org/10.1016/S0039-6109\(16\)37142-0](https://doi.org/10.1016/S0039-6109(16)37142-0)

Elmlund, A. O. et al. A 7-Year Prospective, Randomized, Clinical, and Radiographic Study After Arthroscopic Bankart Reconstruction Using 2 Different Types of Absorbable Tack. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 37, n. 10, p. 1930–1937, out. 2009.

<https://doi.org/10.1177/0363546509335197>

Galland, A. et al. Pullout strength of all suture anchors in the repair of rotator cuff tears: a biomechanical study. *International Orthopaedics*, v. 37, n. 10, p. 2017–2023, out. 2013.

<https://doi.org/10.1007/s00264-013-1984-4>

Ghodadra, N. S. et al. Open, Mini-open, and All-Arthroscopic Rotator Cuff Repair Surgery: Indications and Implications for Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 39, n. 2, p. 81–A6, fev. 2009.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2918>

Goble, E. M. et al. The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 22, n. 2, p. 236–239, abr. 1994.

<https://doi.org/10.1177/036354659402200214>

Goradia, V. K. et al. Cyclic loading of rotator cuff repairs. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, v. 17, n. 4, p. 360–364, abr. 2001.

<https://doi.org/10.1053/jars.2001.21243>

GOUTALLIER, D. et al. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 304, p. 78–83, jul. 1994.

Habermeyer, P. et al. A new arthroscopic classification of articular-sided supraspinatus footprint lesions: A prospective comparison with Snyder's and Ellman's classification. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 17, n. 6, p. 909–913, nov. 2008.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.06.007>

Haines, R. W. The development of joints. *J Anat.*, v. 81, p. 33–55, 1947.

Inman, V. T.; Saunders, J. B.; Abbott, L. C. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res*, p. 3–12, set. 1996.

<https://doi.org/10.1097/00003086-199609000-00002>

JOBE, C. M.; KROPP, W. E.; WOOD, V. E. Spinal accessory nerve in a trapezius-splitting surgical approach. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, v. 5, n. 3, p. 206–208, jun. 1996.

KALTSAS, D. S. Comparative study of the properties of the shoulder joint capsule with those of other joint capsules. *Clin Orthop Relat Res*, p. 20–6, mar. 1983.

<https://doi.org/10.1097/00003086-198303000-00004>

Kieser, C. W.; Jackson, R. W. Severin Nordentoft: The first arthroscopist. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 17, n. 5, p. 532–535, maio 2001.

<https://doi.org/10.1053/jars.2001.24058>

Klepps, S. et al. A cadaveric study on the anatomy of the deltoid insertion and its relationship to the deltopectoral approach to the proximal humerus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 13, n. 3, p. 322–327, Maio 2004.

<https://doi.org/10.1016/j.jse.2003.12.014>

LAMBERS HEERSPINK, F. O. et al. Comparing surgical repair with conservative treatment for degenerative rotator cuff tears: a randomized controlled trial. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 24, n. 8, p. 1274–1281, ago. 2015.

Lo, I. K. Y.; Burkhart, S. S. Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 19, n. 9, p. 1035–1042, nov. 2003.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2003.09.036>

Long, M.; Rack, H. J. Titanium alloys in total joint replacement--a materials science perspective. *Biomaterials*, v. 19, n. 18, p. 1621–1639, set. 1998.

[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00146-4](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00146-4)

MARCÍLIA VALÉRIA GUIMARÃES. Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador. Dissertação de Mestrado—Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 2013.

Milano, G. et al. Arthroscopic rotator cuff repair with metal and biodegradable suture anchors: a prospective randomized study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 26, n. 9 Suppl, p. S112–119, set. 2010a.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.01.030>

MILANO, G. et al. Comparison between metal and biodegradable suture anchors in the arthroscopic treatment of traumatic anterior shoulder instability: a prospective randomized study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, v. 18, n. 12, p. 1785–1791, dez. 2010b.

Minagawa, H. et al. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *Journal of Orthopaedics*, v. 10, n. 1, p. 8–12, 26 fev. 2013.

<https://doi.org/10.1016/j.jor.2013.01.008>

Moor, B. K. et al. Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?: A radiological study of the critical shoulder angle. *The Bone & Joint Journal*, v. 95-B, n. 7, p. 935–941, jul. 2013.

<https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B7.31028>

MOORE, K. L. *The Developing Human*. [2011].

Nagra, N. S. et al. Mechanical properties of all-suture anchors for rotator cuff repair. *Bone and Joint Research*, v. 6, n. 2, p. 82–89, fev. 2017.

<https://doi.org/10.1302/2046-3758.62.BJR-2016-0225.R1>

Neer, C. S. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, v. 54, n. 1, p. 41–50, jan. 1972.

<https://doi.org/10.2106/00004623-197254010-00003>

NEER, C. S. Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 173, p. 70–77, mar. 1983.

NICHOLSON, G. P. et al. The acromion: morphologic condition and age-related changes. A study of 420 scapulas. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, v. 5, n. 1, p. 1–11, fev. 1996.

Papalia, R. et al. The arthroscopic treatment of shoulder instability: bioabsorbable and standard metallic anchors produce equivalent clinical results. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, v. 30, n. 9, p. 1173–1183, set. 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2014.03.030>

PATTE, D. Classification of rotator cuff lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 254, p. 81–86, maio 1990.

Petersson, C. J.; Redlund-Johnell, I. The subacromial space in normal shoulder radiographs. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v. 55, n. 1, p. 57–58, fev. 1984.

<https://doi.org/10.3109/17453678408992312>

Randelli, P. et al. History of rotator cuff surgery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 23, n. 2, p. 344–362, fev. 2015.

<https://doi.org/10.1007/s00167-014-3445-z>

Reis, F. P. et al. Electromyographic study of the subclavius muscle. *Cells Tissues Organs*, v. 105, n. 3, p. 284–290, 1979.

<https://doi.org/10.1159/000145132>

Rockwood, C. A. *The Shoulder*. [s.l.] Elsevier Health Sciences, 2009.

Sher, J. S. et al. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am*, v. 77, n. 1, p. 10–15, 1 jan. 1995.

<https://doi.org/10.2106/00004623-199501000-00002>

Shoulder concepts 2013: consensus and concerns. New York: Springer, 2013.

Smith, J. G. The Classic: Pathological Appearances of Seven Cases of Injury of the Shoulder-Joint: With Remarks. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 468, n. 6, p. 1471–1475, jun. 2010.

<https://doi.org/10.1007/s11999-010-1231-x>

SUKTHANKAR, A. et al. Lateral Extension of the Acromion and Rotator Cuff Tears – a Prospective Study. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, v. 91-B, n. SUPP I, p. 123–123, 1 mar. 2009.

Take, Y. et al. Enlargement of Drill Holes After Use of a Biodegradable Suture Anchor: Quantitative Study on Consecutive Postoperative Radiographs. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, v. 24, n. 3, p. 251–257, mar. 2008.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.01.007>

Tan, C. K. et al. Arthroscopic Stabilization of the Shoulder: A Prospective Randomized Study of Absorbable Versus Nonabsorbable Suture Anchors. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, v. 22, n. 7, p. 716–720, jul. 2006.

<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.03.017>

TEMPELHOF, S.; RUPP, S.; SEIL, R. Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.], v. 8, n. 4, p. 296–299, ago. 1999.

YAMAMOTO, A. et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.], v. 19, n. 1, p. 116–120, jan. 2010.

Evaluation of Staple Implants for Rotator Cuff Repair

Thiago Corrêa do Carmo, Marcília Valéria Guimarães, Cecilia Amelia de Carvalho Zavaglia, Dagoberto de Oliveira Campos, Cleudmar Amaral de Araújo

Abstract:

Aim: To assess the mechanic behavior of a new type of implant for the fixation of the rotator cuff without using sutures, regarding its insertional resistance and pullout strength. **Materials and methods:** The new implant's geometry is clamp-type, although with ridges for locking. We assess three different configurations of clamp implants, varying a number of rods, the number of ridges and the base shape. We assessed the mechanical resistance of the implants considering the maximum load levels during insertion in a block with mechanic properties similar to bone. For this analysis, we developed an experimental apparatus in order to simulate impacts on the superior base of the implants. The pullout strength was assessed through a universal testing machine (MTS) using an experimental apparatus to simulate the traction on the tendons fixed to the block. We used controlled resistance bands to simulate the tendons. **Results:** A total of 21 implants were inserted in the block. Four implants failed during insertion. During insertion, the round head, three rods implant (type 3) needed a force of 149.0 N against 108.3 N for the two rods implant (type 1) and 119.2 N for the round head, 2 rods implant (type 2). The pull-out resistance to the round head, 2 rods implant (type 2) was higher than the other types of implants with an average value of 292.9 N, while the type 1 implant resisted with an average force of 165.2 N and type 3 with an average force of 135.2 N. **Conclusion:** Through testing, we can conclude that the type 2 implant has better mechanical features than the other two types of implants we tested, and its levels of force were consistent with its use in clinical practice. **Clinical Relevance:** An implant that eliminates the tendon-suture contact, transferring it to the implant may lead to a decrease in suture failures when repairing the rotator cuff and consequently reduce surgery time and cost, since the surgery would be simpler and can be performed in less time, due to not using sutures. These new implants can also be used as supports in traditional surgery aiming to increase the tendon's fixation resistance. For final validation, there is still a need for clinical testing for the verification of the results.

Keywords: Rotator Cuff, Suture Anchors, Knotless Suture Anchors, Pullout strenght, Suture

Introduction

The rotator cuff tear is a disorder characterized by shoulder dysfunction and pain. It is prevalent in the population and it is a common cause of shoulder

pain, while also taking on an asymptomatic quality in part of the population. Sher et al in 1995, while analyzing magnetic resonance imaging (MRI) scans from asymptomatic patients, noticed that the prevalence of rotator cuff tears grew with age and can be asymptomatic in 4% of patients under 40 years old and 54% of patients over 60 years old, for partial or full injuries. In a more recent study by Minagawa et al (2013), analyzing 664 patients, the authors found an average of rotator cuff tears in 22,1% patients, increasing with age and being asymptomatic in over half of the cases in individuals over 50 years old (1) (2) Rotator cuff tears repair for symptomatic patients has proven to be an effective treatment and to have a good cost-benefit value. In recent years, doctors have been performing this increasingly through arthroscopy, using metallic or absorbable suture anchors, and suture knots. Despite being unusual nowadays, due to the great evolution of materials, anchors may present failures, which may happen in three forms: at the suture threads, at the junction of the anchor and the suture thread, or at the anchor itself.

Due to the evolution of materials and technology in the manufacturing of suture anchors, the most common suture failure with current materials is the pullout of the suture threads from the anchor (3)(4). Aiming to solve this problem, a new implant improving the tendon-implant interface was developed, in order to reduce the failure by the pullout of the implant tendon (5). The feature of this solution is that the new implant used in the rotator cuff repair does not use suture threads. This study aims to analyze the mechanical resistance of different variations of this new implant aiming to eliminate or minimize suture failures by poor stitching or loosening of the knots and the pullout from the anchor tissue. These are the two main failures related to the implant and that can happen during surgical procedures. Another advantage of this implant is also reducing surgery times, eliminating the stitching and binding of the knots.

Materials and methods

Developed clamp-type implants

The traditional surgery for repairing rotator cuffs is through arthroscopy, using suture anchors and camera insertion. Using the camera to prepare the tendon and the surface of the greater tubercle of the humerus, where the anchor will be set. After this preparation, through instrument cannula, which has a maximum 9 mm thickness, the surgeon will insert the suture anchors loaded with 1 or 2 threads that are implanted on the proximal humerus. After implanting the anchors, the tendon is sutured, using specific forceps, according to the surgeon's preference, and the suture threads are tied (6). With the new clamp-type implant, the proposed surgical procedure will begin the same way the conventional method, proceeding in similarly until the conclusion of the preparation of the proximal humerus. After this step, the surgeon will insert instrument cannulae and then, reduce the tendon to the site of the insertion. Therefore, the implant must be placed through instrument cannulae followed by inserting the implants in the bone and tendon through specific instruments.

The project for the new implant for repairs of rotator cuff tears was developed in the Mechanical Projects Laboratory of the School of Mechanical Engineering of the Federal University of Uberlandia. The main features of this new implant are the absence of suture threads and a geometrical configuration that is simple and easy to pin to the bone structure. The original implant was developed in the shape of a clamp with rods and ridges to increase pullout resistance when inserted into the cancellous bone in the proximal humerus. We evaluated the structure of the new implant considering anthropometric dimensions relative to the pinning of the cuff to the bone and assessed its resistance through finite element modeling (5).

Guimarães et al proposed 03 alternative configurations to the original implants, considering the shape of the superior base, the number of ridges and the number of anchor rods (5)

The 3 new types of implants' configurations are as follows:

- Type 1: Linear head and 2 rods;
- Type 2: Rectangular head and 2 rods;
- Type 3: Circular head and 3 rods.

Figure 1 shows the new clamp implants that have been developed for anchoring/repairing rotator cuff tears. Two different geometries combined with three different ridge combinations and different implant heads were proposed. We observed that the proposal for the new clamp implants is to use the rods combined with ridges to increase the fixation of the implant to the bone. The rods make the clamp connected directly through a linear, rectangular or circular “head” (Figure 1D), depending on the clamp model (5). Finally, the composition of each type is defined by the number of ridges used on the implants, that is, with 3, 4 or 5 ridges, resulting in a total of 9 different types of clamp implants for repairing rotator cuff tears (Figure 1).

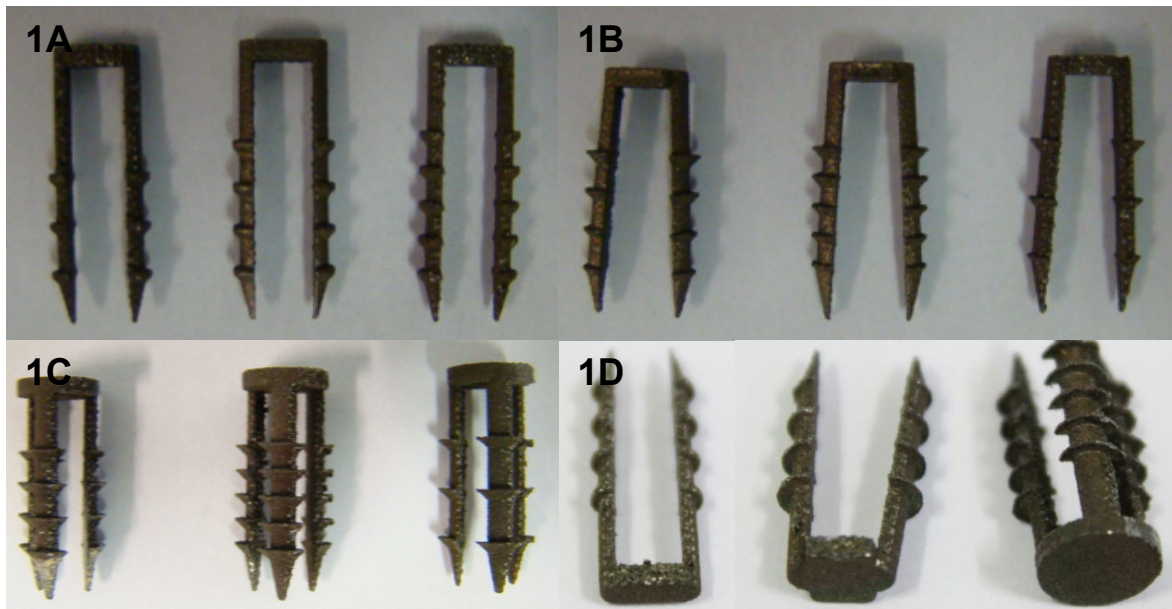


Figure 1. Clamp-type implants developed for repairing rotator cuff lesions. 1A: Type 1 implant, with 3, 4 and 5 ridges. 1B: Type 2 implant, with 3, 4 and 5 ridges. 1C: Type 3 implant, with 3, 4 and 5 ridges. 1D: Different implant heads, being type 1 linear, type 2 rectangular and type 3 circular.

An important limitation of these new implants is their total width, which must not exceed the maximum limit of 9 mm so that they can be used in arthroscopy surgery cannula (5). In this study, the implants were made of titanium through additive manufacturing technology at the Biomanufacturing Lab at Unicamp/Brasil.

Assessment of the Implants' Mechanical Resistance



Figure 2. 2 A: Implant heads. 2B: Load cell in instruments. 2C: LYNX acquisition system.

To determine the insertion strength, we developed an instrumental apparatus aiming to simulate the impact forces over the different implants. The apparatus is comprised of three tips that fit over the head of the implants: one for the rectangular headed implant, another for the circular headed implant and hollow and a third for the circular headed implant and 3 crew threads. We adapted a load cell of 1000 N capacity to the instruments, as shown in figure 2. We used an acquisition system from Lynx

Table 1. Properties of the polyurethane specimen - 20PCF. Source: Technical Bulletin "Nacional Ossos"

Specimen 20PCF properties	Standard	Unit	Results
Color	-	-	Orange
Density	ISO 1183	g/cm ³	0.32-0.35
Shore D Hardness	DIN 53505	-	45-50
Thermal expansion coefficient	ISO 11359	10 ⁻⁶ K ⁻¹	
HDT Deflection temperature	ISO 75	°C	60-70
Compression resistance	ISO 604	MPa	8-12
Bending resistance	ISO 178	MPa	8-12
Hounsfield		HU	-629.07
Processing instructions	During processing, the material must be within 18°C and 25°C		
Code	Volume (cm3)	Weight (kg)	Measurement (cm)
20PCF-CP	~ 485	~ 0.183	~ 9.7 x 10 x 5

Corporation with 16 channels and a specimen from Nacional Ossos® brand, model 20PCF-CP. The bone block has good dimensional stability and uniform internal structure. Table 1 shows the mechanical characteristics of the specimen we used for the implants' insertion.

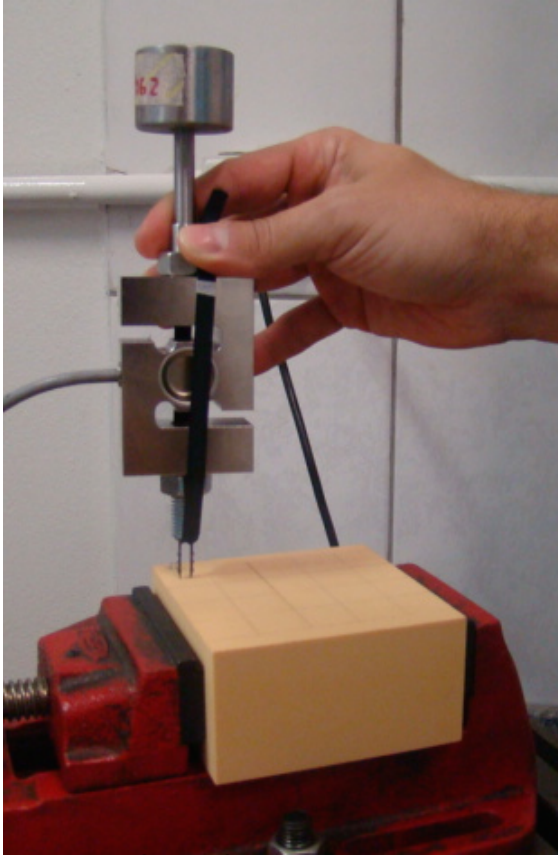


Figure 3. Set-up for implant insertion.

The equipment for the fixation/insertion of the implants in the bone block using continuous blows was developed. The load cell picked up the strength levels through the LYNX data acquisition system. The system was assembled on a hard coordinate table, as shown in figure 3.

We registered the number of blows needed for the insertion of each implant as well as the acquisition of the strength values applied in each blow on the implant.

21 implants were inserted, of which:

- 7 were type 1 implants (2 implants with three ridges, 3 implants with four ridges and 2 implants with five ridges per rod);
- 7 were type 2 implants (2 implants with three ridges, 2 implants with four ridges and 3 implants with five ridges per rod);
- 7 were type 3 implants (3 implants with three ridges, 1 implant with four ridges and 3 implants with five ridges per rod);

We used a polypropylene band with a 5mm width by 200 mm length, to which we fixated with the implants to the specimen in order to perform the tests for the pullout strength assessment. We made traction tests to evaluate the

band's maximum resistance using three samples. In this case, the band showed average resistance of 498.5 N

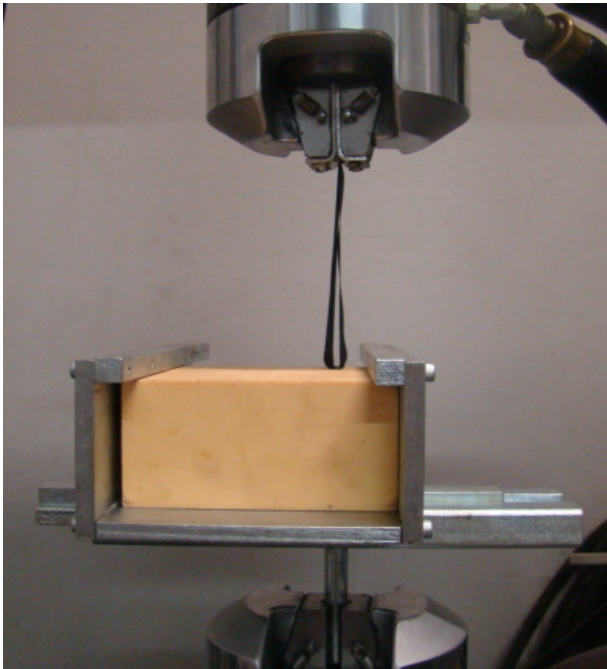


Figure 4. Specimen with implants already inserted, along with polypropylene tapes positioned in the MTS machine.

The implants held the polypropylene bands to the specimen as shown in figure 4. In this case, the bands were used to assess the pullout strengths in the tests made in the MTS universal testing machine. In the pullout trials, the specimen was fixated to the MTS 810 machine and initially, we applied a preload of 10 N for tensioning the band. Next, the band was pulled at a speed of 5 mm/min. The tensile was applied in a parallel manner to the insertion plan until there was an implant failure, characterized by the reduction of the

strength over the implant, with the implant loosening from the specimen or, in some cases, a rupture in the polypropylene band. After the tests the data was sent to statistical analysis with the software *R Development Core Team*, 2017.

Results

Considering the 21 inserted implants, we observed the strain and fracture of 4 implants during insertion (1 type 1 implant, 1 type 2 implant and 2 type 3 implants). During the insertion process, we counted the number of blows needed and the force applied on each blow. For type 1 implants, an average of 6.5 blows was necessary, with an average strength of 697.4 N; for type 2 implants, 6.3 blows were necessary with an average strength of 750.5 N and for type 3 implants, 6.4 blows were necessary with an average strength of 952.6 N. For

the pullout tests, with the 17 remaining specimens that were inserted without rupture due to the blows, an average pullout strength of 201.4 N was noted.

Of all implants tested, 15 failed due to loosening from the bone block and 2 failed due to the polypropylene band rupturing. The Type 1 implants showed the greatest resistance to pullout, resisting with an average strength of 292.9 N and average displacement of 10 mm. Of these implants, 4 failed due to loosening from the bone block and 2 failed due to the polypropylene band rupturing. The Type 1 implant was the second most resistant, loosening only after an average strength of 165.2 N and an average displacement of 8.4 mm, always failing by loosening from the bone block. The Type 3 implants presented the worst mechanical behavior, with failures occurring with an average strength of 135.2N after an average displacement of 5mm, as shown in Table 2.

Table 2. Average and standard deviation (SD) of the average pullout strength average displacement for each type of implant.

	STRENGTH		DISPLACEMENT	
	Mean (N)	SD	Mean (mm)	Standart Deviation
TYPE 1	165,2	29,7	8,4	2,1
TYPE 2	292,9	29,6	10,0	1,4
TYPE 3	135,2	22,2	5,0	1,3

A statistical analysis of the implant types 1, 2 and 3 considering the number of blows for insertion, total applied strength for insertion, pullout resistance and displacement of the implants was done. We applied, initially, the Anderson-Darling test, verifying that the residues show a normal distribution ($P>0.01$) allowing the execution of a variance analysis. The number of blows for insertion showed no statistical difference among the implants ($P>0.05$), while in all other assessed parameters we found statistical differences between the implants ($P<0.05$). We applied a multiple comparison procedure test (Tukey's range test) to assess the insertion strength. The type 3 implants showed a statistically significant difference compared to types 1 and 2.

For pullout resistance, the type 2 implants presented a statistically significant difference related to types 1 and 3. For the displacement until failure analysis, types 1 and 2 appeared the same, while both were superior to type 3. Table 3 shows the statistical comparison between implants.

Table 3. Multiple comparison procedure test - Tukey's range test. $P < 0,05$ values indicate a significant difference between averages.

Insertion				
<i>Levels</i>	<i>Center</i>	<i>Lower Limit</i>	<i>Upper Limit</i>	<i>P-Value</i>
TIPO 2-TIPO 1	53,1583	-76,3450	182,6617	0,5447
TIPO 3-TIPO 1	255,2263	119,4021	391,0506	0,0006
TIPO 3-TIPO 2	202,0680	66,2437	337,8923	0,0043
Pull-out				
<i>Levels</i>	<i>Center</i>	<i>Lower Limit</i>	<i>Upper Limit</i>	<i>P-Value</i>
TIPO 2-TIPO 1	127,7333	85,8353	169,6313	0,0000
TIPO 3-TIPO 1	-29,9667	-73,9097	13,9763	0,2104
TIPO 3-TIPO 2	-157,7000	-201,6430	-113,7570	0,0000
Displacement				
<i>Levels</i>	<i>Center</i>	<i>Lower Limit</i>	<i>Upper Limit</i>	<i>P-Value</i>
TIPO 2-TIPO 1	1,5333	-0,9664	4,0330	0,2759
TIPO 3-TIPO 1	-3,4367	-6,0584	-0,8150	0,0106
TIPO 3-TIPO 2	-4,9700	-7,5917	-2,3483	0,0006

Discussion

The rotator cuff repairing technique involves the insertion of a suture anchor, the pulling of the suture threads by the tendon and the tying of the stitches. The implant's pullout resistance is of great importance to avoid the procedure failure, as the larger the tendon tear is, the greater the risk of the implant loosening, varying from 0.5% in small tears to 11% in tears over 3cm.

Another possible point of failure, depending on the surgeon, is the placement of the stitches and the suture knot. There are dozens of documented types of arthroscopic knots, which can be chosen according to the surgeon's preference. Despite the mechanical evolution of the suture threads from threaded polyester to ultra-high molecular weight polyethylene threads, extremely resistant, studies show that the system's resistance is dependent on the type of knot used by the surgeon, which may lead to a higher chance of failure, which would lead to another possible surgical failure (7).

The implants developed in this study aim to eliminate the dependence on suture threads for repairing the rotator cuff and could extend to other procedures that demand the repair of soft tissue to the bone. The analyzed data showed a superiority of the type 2 implant related to the other implants, considering its pullout resistance. The explanation for such a result is in the implant's geometry. Despite their similarities, the implants types 1 and 2 have a few differences. Both are comprised of two rods with a 1mm radius and by 3, 4 or 5 ridges with a 45° inclination and connected by a head with a 1.5mm thickness. The differences between the two begin with the shape of the implant's head, which is rectangular on type 2 and linear, forming a third rod, on type 1. This difference increases the implant/tendon contact area, which leads to a better strength distribution on the implant's surface. Besides its superior mechanical characteristics, a greater contact area between the tendon and the bone also improves the healing process, which is one of the main factors of success in rotator cuff repair surgery (8).

The length of the implants is also different for the different types. Considering the region of the ridges, the type 1 implant has a 7mm length; type 2 has a 9mm length and an opening of approximately 3°. This opening of the rods, during insertion, creates a greater pullout resistance. Another difference between the two implants is the geometry of the ridges, which in type 1 have a spacing of

1.5mm between them while type two has their upper ridges progressively more spaced than the lower threads.

The type 3 implants were developed with the perspective that by adding another rod to the implant, it would present a greater pullout resistance. The implant is also comprised of one 1.5 mm head and has 3 rods with the same geometry of the type 2 rods. Besides having 3 rods, this implant also has a greater contact surface at the implant-bone interface. Despite these alterations, which, in theory, could improve the implant's pullout resistance, in practice, we could not confirm this theory. The type 3 implants, besides needing greater strength for insertion, were the ones who presented the lowest pullout resistance, an average of 135N, and the shortest displacement until failure, with an average of 5 mm.

The type 2 implants showed an average pullout resistance greater than the two other types of implants we tested. We could not properly evaluate the increase in the number of ridges in each rod due to the number of implants available with this variation.

The shoulder is comprised of strong musculature and the rotator cuff repair must present enough immediate resistance to withstand the demands of the shoulder. A strength of 180N corresponds to approximately 2/3 of the maximum strength that one can apply to the rotator cuff (9). Thus, the type 2 implant, which showed a pullout resistance strength of 292.9N presents enough resistance to withstand the necessary loads and keep the cuff repair safe, without loosening of the implant and repair failure.

Barber et al, in a biomechanical study with 24 commercially available anchors for rotator cuff repair reached an average resistance of 448N in metaphyseal bone, while the lowest resistance recorded was 286.3N (10). However, the methods used by Barber et al in their studies were different from the ones we used in our study. Besides the differences in the configuration of the testing machine that performed the cyclic test followed by pulling, the test was made on a considerably larger number of implants. Wieser et al performed a similar study using only knotless suture anchors. These anchors tie the suture

thread pulled through the tendon directly to the bone, without a need for tying and knotting. By testing the pullout resistance of these anchors, they found lower strength values, varying from 156 to 268 N (11). These strength levels were inferior to those of the new type 2 implants evaluated in this study.

Another variable we can measure in the tendon suture implants is the bone insertion angle. The implant's insertion angle to the bone may interfere positively or negatively on the pullout resistance (12). It was one of this study's limitations, which due to the small number of implants that were tested, could not be assessed. However, the optimization of the implant's insertion angle is a variable that we can use to improve the implant's resistance even more.

The use of suture anchors transferred the weak point in the tendon repair to the suture-tendon surface (13). One of the main causes of repair failure with the use of anchors is the loosening of the tendon from the suture (4). One of the main goals of this new implant's development is to optimize this interface reducing the repair failure due to a new tendon tear at the suture. In this initial study, we used a polyester band in place of the tendon because our main goal was to assess the pullout resistance. After optimizing the implant for greater resistance, thus eliminating system failure due to loosening from the bone, further studies will be necessary using tendons and clinical studies to assess the implant's capacity for fixating the tendon without causing a rupture in the contact point.

Conclusion

Considering the assessment proposal for new clamp-type implants on their resistance for an efficient rotator cuff lesion repair we can conclude that the type 2 implant presents better mechanical features than the other implants we tested, both on insertion and on pullout resistance. The strength levels are compatible with the functional demands on the shoulder required for clinical practice. Through these results, we will be able to optimize the implants through the insertion angle, number of threads and dimensions. Clinical studies are still

necessary to evaluate possible failures during surgical procedures and repair resistance during the healing process.

References

1. Sher JS, Uribe JW, Posada A, Murphy BJ, Zlatkin MB. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Jt Surg Am*. 1 de janeiro de 1995;77(1):10–5.
2. Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, et al. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *J Orthop*. 26 de fevereiro de 2013;10(1):8–12.
3. DeFranco MJ, Pribaz JR, Cole BJ. Arthroscopic rotator cuff repair failure resulting from decortication of the rotator cuff footprint: a case report. *Am J Orthop Belle Mead NJ*. dezembro de 2009;38(12):624–5.
4. Cummins CA, Murrell GAC. Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. *J Shoulder Elbow Surg*. abril de 2003;12(2):128–33.
5. Marcília Valéria Guimarães. Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador [Dissertação de Mestrado]. [Uberlândia]: Universidade Federal de Uberlândia; 2013.
6. Charles A. Rockwood Jr, Frederick A. Matsen III, Michael A. Wirth, Steven B. Lippitt. *The Shoulder*. 4th ed. Saunders; 2009. 1704 p.
7. Barber FA, Herbert MA, Beavis RC. Cyclic Load and Failure Behavior of Arthroscopic Knots and High Strength Sutures. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. fevereiro de 2009;25(2):192–9.
8. Mantovani M, Pellegrini A, Garofalo P, Baudi P. A 3D finite element model for geometrical and mechanical comparison of different supraspinatus repair techniques. *J Shoulder Elbow Surg*. abril de 2016;25(4):557–63.

9. Burkhart SS, Diaz Pagán JL, Wirth MA, Athanasiou KA. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* dezembro de 1997;13(6):720–4.
10. Barber FA, Herbert MA. Cyclic loading biomechanical analysis of the pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2013 update. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc.* maio de 2013;29(5):832–44.
11. Wieser K, Farshad M, Vlachopoulos L, Ruffieux K, Gerber C, Meyer DC. Suture Slippage in Knotless Suture Anchors as a Potential Failure Mechanism in Rotator Cuff Repair. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* novembro de 2012;28(11):1622–7.
12. Clevenger TA, Beebe MJ, Strauss EJ, Kubiak EN. The Effect of Insertion Angle on the Pullout Strength of Threaded Suture Anchors: A Validation of the Deadman Theory. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* agosto de 2014;30(8):900–5.
13. Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, Otis JC. Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff stitches. *J Bone Joint Surg Am.* junho de 2004;86-A(6):1211–6.