

GABRIELA LIMA MENEGAZ

INFLUÊNCIA DA TRANSFERÊNCIA DO LIGAMENTO
CORACOACROMIAL NO TRATAMENTO DE LESÕES
DO OMBRO



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2014

GABRIELA LIMA MENEGAZ

**INFLUÊNCIA DA TRANSFERÊNCIA DO LIGAMENTO
CORACOACROMIAL NO TRATAMENTO DE LESÕES DO
OMBRO**

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

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos
e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de
Araújo

Coorientador: Dr. Leandro Cardoso Gomide

UBERLÂNDIA – MG

2014

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

M541i Menegaz, Gabriela Lima, 1989-
2014 Influência da transferência do ligamento coracoacromial no
tratamento de lesões do ombro / Gabriela Lima Menegaz. - 2014.
142 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientador: Leandro Cardoso Gomide.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Ombro-
Luxação - Teses. 4. Método dos elementos finitos - Teses. I. Araújo,
Cleudmar Amaral de, 1963- II. Gomide, Leandro Cardoso. III.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica. IV. Título.

GABRIELA LIMA MENEGAZ

**INFLUÊNCIA DA TRANSFERÊNCIA DO LIGAMENTO
CORACOACROMIAL NO TRATAMENTO DE LESÕES DO
OMBRO**

Dissertação _____ pelo programa de
Pós-graduação em Engenharia Mecânica da
Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e
Vibrações

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araujo – UFU – Orientador

Dr. Leandro Cardoso Gomide – UFU – Coorientador

Prof. Dr. Luciano Loporini Menegaldo

Prof.^a Dr.^a Sonia A. Goulart Oliveira

Uberlândia, 31 de março de 2014.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me proteger, me guiar pelos melhores caminhos, por todas as oportunidades que tive até hoje e por ter me ajudado a alcançar mais esta etapa na minha vida. Agradeço também por todas as pessoas especiais que colocou e coloca, a cada dia, na minha vida.

Tenho que agradecer também a todas aquelas pessoas que de alguma forma estiveram comigo e me ajudaram a chegar até aqui.

Não tenho palavras suficientes para expressar toda gratidão que sinto por você mãe. Obrigada por sempre acreditar em mim e apoiar as minhas decisões. Agradeço por todo o amor, o carinho, a amizade, a força, enfim, por ser tudo na minha vida. Também agradeço imensamente à minha irmã por ser mais do que uma irmã, por ser uma amiga e uma companheira que sei que estará ao meu lado por toda a vida. À minha madrinha Doris, agradeço por ser uma mãe para todas nós, por estar ao nosso lado nos momentos bons e ruins, por me apoiar e incentivar de todas as formas para que eu alcance os meus sonhos.

Agradeço ao meu pai por acreditar no meu potencial e me incentivar a nunca desistir dos meus sonhos. Obrigada a toda minha família, tios, tias, primos, primas, Vó João e Vó Delcy por sempre torcerem pelo meu sucesso e a minha felicidade.

Aos meus avós, Baba e Keka, por serem presenças constantes em minha vida e nunca deixarem de me apoiar em todos os momentos. Obrigada por todos os ensinamentos de sabedoria, por nos ensinarem a sempre seguir o nosso coração, pensando no bem das pessoas e sem nunca se esquecer dos nossos valores. Agradeço, também, à Marcinha que faz parte da nossa família há tantos anos e nunca nos abandonou, nos ajudando em todos os momentos e sendo sempre essa pessoa generosa e alegre.

Ao Breno e a toda a sua família, que são pessoas mais do que especiais para mim. Obrigada por me apoiarem e torcerem pelo meu sucesso em cada etapa. Agradeço por terem me acolhido com tanto carinho e sempre me receberem cheios de alegria e amor, vocês são como uma família para mim.

Agradeço muito ao Prof. Cleudmar, que desde a iniciação científica me orienta e sempre me incentivou e confiou em mim. Obrigada pelos conhecimentos, por todas as oportunidades ao longo desses anos, pela dedicação e pelo empenho em me ajudar. Obrigada por sempre se esforçar para ser um ótimo pai para a nossa “Família LPM”.

Ao Dr. Leandro, coorientador do projeto, por ter trazido ao laboratório a ideia que deu fruto à nossa pesquisa e por toda dedicação e interesse em aprimorar os conhecimentos na área da ortopedia. Obrigada por ser um profissional sempre disponível a nos auxiliar e sempre com muita paciência nos ajudar a entender um pouco mais sobre a área médica.

Às minhas eternas amigas Letícia, Andressa e Thalita, obrigada por todos esses anos de amizade verdadeira e sincera. Agradeço do fundo do meu coração, por ter vocês como amigas, por estarem ao meu lado em todos os momentos e em todas as etapas da minha vida, sempre me apoiando, incentivando e me fazendo dar boas risadas.

Aos meus amigos da Engenharia Mecânica, especialmente àqueles que fizeram parte comigo da 80º turma, agradeço por ter a amizade de vocês. Tenho certeza que mesmo estando longe e mesmo que se passem muitos anos, vocês estarão sempre ao meu lado, torcendo por mim.

A todos os meus amigos do LPM, especialmente à Marcília, Morgana, Isadora, Carol, Fábio, Sérgio, Elton, Márcio, Neto, Bruno, Renato, Deny e Vincent, por estarem ao meu lado dia-a-dia, dividindo os aprendizados e as risadas. Vocês fizeram e fazem com que esse período que estou no LPM seja tão especial.

Aos técnicos do LPM, Valdico e Profeta, por toda contribuição técnica dada na realização dos ensaios do projeto e também por toda paciência e dedicação que vocês nos auxiliam.

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Mecânica e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica por disponibilizarem toda a

infraestrutura para a realização desse curso. Agradeço, especialmente, aos professores pelo conhecimento passado durante a minha formação, desde a graduação. E às secretárias do Programa de Pós-Graduação Cris, Kelly e Lu, por serem sempre muito gentis comigo e estarem disponíveis para me ajudar em vários momentos importantes para a conclusão desta etapa.

Agradeço aos membros da banca examinadora Prof. Luciano Luporini Menegaldo e Prof.^a Sônia A. Goulart de Oliveira, por terem, gentilmente, aceito o convite. Obrigada, especialmente à Prof.^a Sônia que esteve presente me auxiliando e incentivando nas várias etapas da minha formação.

Aos órgãos de fomento CAPES, CNPq e FAPEMIG pelos apoios financeiros concedidos durante o desenvolvimento deste projeto.

MENEGAZ, G.L. **Influência da Transferência do Ligamento Coracoacromial no Tratamento de Lesões do Ombro.** 2014. 142f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Os membros superiores são constituídos pelo ombro, o braço, o antebraço e a mão. O ombro é composto pelas articulações esternoclavicular, acromioclavicular e do ombro. A articulação acromioclavicular se estabiliza através dos ligamentos e dos músculos deltóide e trapézio. Os ligamentos que constituem a articulação são o acromioclavicular, o coracoacromial e os coracoclaviculares, trapezóide e conóide. As lesões mais comuns ocorrem devido à queda sobre o ombro ou sobre o membro superior estendido, sendo comuns em esportes de contato. A luxação acromioclavicular é classificada em diferentes tipos e existem tratamentos específicos para cada um deles. A técnica de Weaver-Dunn é uma das mais utilizadas e consiste na retirada do ligamento coracoacromial intacto do acrômio, seguida pela sua fixação direta na estrutura da clavícula. Essa técnica apresenta desvantagens em relação a outras que não necessitam da transferência do ligamento, por ser um procedimento invasivo, demandar maior tempo cirúrgico e necessitar de um maior período de cicatrização. Nesse estudo, foram avaliadas as técnicas de Weaver-Dunn e dos amarrilhos coracoclaviculares. Em ambos os procedimentos, usam-se os fios de sutura para substituir os ligamentos coracoclaviculares rompidos. Analisou-se a influência da transferência do ligamento coracoacromial através de modelos tridimensionais de elementos finitos. Além disso, verificou-se a resistência à tração de alguns fios de sutura comerciais. Os fios constituídos de polimistura, como o FiberWire® e o HiFi®, apresentaram maiores valores de resistência à tração do que os fios de poliéster, como o Ethibond®. Para as condições propostas, o ligamento trapezóide apresentou os maiores níveis de tensão na articulação acromioclavicular intacta. A distância entre a clavícula e o processo coracóide apresentou comportamento semelhante entre as técnicas avaliadas. Assim, considerando as simplificações dos modelos, conclui-se que não há influência positiva na realização da transferência do ligamento coracoacromial para a estabilização da articulação acromioclavicular. Para a comprovação dos resultados deste estudo, é importante a realização de novas modelagens numéricas e pesquisas clínicas relacionadas com as técnicas cirúrgicas abordadas.

Palavras Chave: Luxação acromioclavicular, Técnica de Weaver-Dunn, Técnica dos amarrilhos coracoclaviculares, Elementos finitos, Fios de sutura, Ortopedia.

x

MENEGAZ, G.L. **Influence of the Coracoacromial Ligament Transfer in the Treatment of Shoulder Injuries.** 2014. 142f. MSc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The upper limbs are constituted by the shoulder, arm, forearm and hand. The shoulder consists of the sternoclavicular, acromioclavicular and shoulder joints. The acromioclavicular joint is stabilized by ligaments and deltoid and trapezius muscles. The ligaments which constitute this joint are the acromioclavicular, coracoacromial and coracoclavicular, which is divided into trapezoid and conoid. The joint can be injured due to the direct fall on shoulder or on extended upper limb and are common in sports with hard contact. The acromioclavicular dislocation is classified into different types and there are specific treatments for each one. The Weaver-Dunn technique is one of the most common and consists in removing the intact coracoacromial ligament of the acromion, followed by its direct attachment to the structure of the clavicle. This technique has disadvantages when compared with others that do not require the transfer of the ligament. This occurs because it is an invasive procedure, require longer surgical time and require a longer period of healing. In this study, the techniques of Weaver-Dunn and coracoclavicular sling were evaluated. In both procedures, sutures are used to replace the coracoclavicular ligaments that have been injured. The analysis of the influence of coracoacromial ligament transfer was performed using three-dimensional models by the finite element method. Here is also investigated the tensile strength of some commercial sutures. Sutures composed by polyblend, as Fiberwire® and HiFi®, showed higher tensile strength than polyester sutures, as Ethibond®. In intact acromioclavicular joint, considering the proposed conditions, the trapezoid ligament showed higher stress values. The distance between the clavicle and the coracoid process showed similar behavior among the techniques evaluated. Thus, considering the simplifications of the models, it was concluded that there would not be a positive influence in the implementation of the transfer of the coracoacromial ligament to stabilize the acromioclavicular joint. To verify the results of this study, it is important the development of new numerical models and clinical research related to surgical techniques assessed.

Keywords: Acromioclavicular dislocation, Weaver-Dunn technique, Coracoclavicular slings, Finite elements, Sutures, Orthopedics.

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado
ν	Coeficiente de Poisson
μ_l	Constante hiperelástica do modelo de Ogden
α_l	Constante hiperelástica do modelo de Ogden
E	Módulo de elasticidade
D_l	Constante hiperelástica do modelo de Ogden

SUMÁRIO

CAPÍTULO I	1
CAPÍTULO II	5
2.1. Anatomia e Biomecânica do Ombro	5
2.1.1. Estruturas ósseas do ombro	8
2.1.2. Articulações e ligamentos do ombro	12
2.1.3. Articulação acromioclavicular	17
2.2. Luxação Acromioclavicular	21
2.2.1. Tipos de luxação acromioclavicular	22
2.2.2. Tratamentos da luxação acromioclavicular	24
2.2.2.1. Metodologia dos tratamentos cirúrgicos	26
2.2.2.2. Complicações das técnicas cirúrgicas	33
CAPÍTULO III	35
3.1. Ensaios Mecânicos das Técnicas Cirúrgicas	35
3.2. Ligamentos	41
3.2.1. Propriedades mecânicas dos ligamentos	42
3.2.2. Falha e mecanismo de lesão dos ligamentos	44
3.2.3. Modelos constitutivos dos ligamentos	45
3.2.4. Ensaios mecânicos nos ligamentos do ombro	47
3.3. Fios de Sutura	49

3.3.1. Caracterização dos fios de sutura	49
3.3.2. Ensaios mecânicos nos fios de sutura	53
3.4. Modelagem por Elementos Finitos	56
CAPÍTULO IV	63
4.1. Testes de Tração	63
4.2. Modelos de Elementos Finitos Desenvolvidos	66
4.2.1. Modelo da articulação acromioclavicular intacta	66
4.2.2. Modelo tridimensional da técnica de transferência de Weaver-Dunn	74
4.2.3. Modelo tridimensional da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares	76
4.2.4. Propriedades mecânicas dos materiais	77
4.2.5. Características do contato mecânico	78
4.2.6. Forças e condições de contorno	80
4.2.7. Estudo do efeito da malha de elementos finitos	82
CAPÍTULO V	85
5.1. Ensaios de Tração nos Fios de Sutura	85
5.2. Modelagem por Elementos Finitos	90
5.2.1. Análises numéricas da articulação acromioclavicular intacta	90
5.2.1.1. Estudo de convergência da malha	90
5.2.1.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento na articulação acromioclavicular intacta	92
5.2.2. Análises numéricas de uma força de impacto na articulação acromioclavicular	
104	
5.2.3. Análises numéricas da técnica cirúrgica de Weaver-Dunn	106
5.2.3.1. Estudo de convergência da malha	107
5.2.3.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento no modelo da técnica de Weaver-Dunn	109
5.2.4. Análise numérica da técnica cirúrgica dos amarrilhos coracoclaviculares	118
5.2.4.1. Estudo de convergência da malha	119

5.2.4.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento no modelo da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares	121
5.2.5. Avaliação das técnicas cirúrgicas	129
CAPÍTULO VI	135
CAPÍTULO V	137

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Os membros superiores são caracterizados por sua mobilidade e destreza em agarrar e manipular, sendo compostos pelo ombro, o braço, o antebraço e a mão. O ombro conecta o membro superior e o tronco e age em conjunto com o cotovelo para posicionar a mão no espaço e possibilitar uma função eficiente. O ombro é constituído pelas articulações esternoclavicular, acromioclavicular e do ombro que apresentam movimentos simultâneos e a ocorrência de falhas funcionais em qualquer uma delas compromete a movimentação de toda a estrutura.

A articulação acromioclavicular possui quatro graus de liberdade que permitem o movimento nos planos anterior/posterior e inferior/superior, sendo estabilizada por elementos estáticos e dinâmicos. Os músculos deltóide e trapézio agem como estabilizadores dinâmicos e os ligamentos funcionam como estabilizadores estáticos. Os ligamentos que constituem essa articulação são o acromioclavicular, o coracoacromial e os coracoclaviculares, trapezóide e conóide, que apresentam funções específicas na biomecânica da articulação. O ligamento acromioclavicular une a clavícula e o acrômio, atuando para conter a rotação axial e a translação posterior da clavícula. O ligamento coracoacromial localizado entre o acrônio e o processo coracóide impede o deslocamento ântero-superior da cabeça do úmero. Os ligamentos coracoclaviculares unem o processo coracóide da escápula à clavícula e executam as funções de fornecer estabilidade vertical para prevenir o movimento superior e inferior da clavícula. O espaço coracoclavicular, que consiste na distância entre a clavícula e o processo coracóide, apresenta entre 11 mm e 13 mm.

A articulação acromioclavicular, embora possua os ligamentos coracoclaviculares com grande resistência, pode ser lesionada com frequência, representando aproximadamente 9% das lesões no ombro. A maioria dos casos de lesão na articulação acromioclavicular ocorre devido à queda direta sobre o ombro súpero-lateral com o braço na posição aduzida ou devido à queda sobre o membro superior estendido, sendo comuns em atletas que praticam esportes de contato, como futebol, hóquei e futebol americano. A lesão é considerada grave quando os ligamentos acromioclavicular e coracoclaviculares são dilacerados. Com o rompimento do ligamento coracoclavicular, o ombro separa-se da clavícula devido ao peso do membro superior e a distância entre a clavícula e o processo coracóide aumenta.

A luxação acromioclavicular é classificada em diferentes tipos e existem tratamentos específicos para cada um deles. Os principais objetivos dos tratamentos, cirúrgicos ou não, são alcançar a movimentação completa do ombro sem a presença de dor e com nenhuma limitação das atividades do paciente, atingindo os níveis de resistência e estabilidade mais próximos da anatomia original. Neste aspecto, existem controvérsias sobre qual é o tratamento mais eficaz em cada caso, principalmente, devido à elevada frequência das lesões, associadas com diversas técnicas cirúrgicas.

Atualmente, os principais tratamentos são baseados na reparação do ligamento acromioclavicular através de pinos, parafusos, fios de sutura, placas e ganchos, na transferência do ligamento coracoacromial através da técnica de Weaver-Dunn e na reconstrução anatômica dos ligamentos com enxertos. Outras técnicas realizam a transferência dinâmica dos músculos ou reparam os ligamentos coracoclaviculares usando amarrilhos de fios de sutura não absorvíveis. Os fios de sutura utilizados nos amarrilhos coracoclaviculares substituem os ligamentos rompidos e a escolha de qual fio utilizar no procedimento pode causar diferenças no comportamento do reparo.

Na técnica de Weaver-Dunn a estabilização da articulação acromioclavicular é baseada na retirada do ligamento coracoacromial intacto do acrônio, seguida pela sua fixação direta na estrutura da clavícula. Em uma etapa seguinte, são feitos os amarrilhos com os fios de sutura ligando o processo coracóide à clavícula, com o intuito de substituir os ligamentos coracoclaviculares. Essa técnica apesar de ser comumente utilizada, apresenta desvantagens em relação a outras que não necessitam da transferência do ligamento. Isso ocorre por ser um procedimento invasivo para o paciente, demandar maior tempo cirúrgico e apresentar um maior período pós-operatório para a cicatrização do conjunto, já que é preciso que o ligamento transferido seja consolidado na clavícula. Além disso, estudos mostram que o ligamento coracoacromial transferido apresenta menor resistência do que o ligamento intacto.

Associada a essas características, deve-se levar em consideração o surgimento de fios de sutura que resistem à níveis de carregamento cada vez maiores. Dessa forma, tem-se os seguintes questionamentos: **É necessário realizar a transferência do ligamento coracoacromial juntamente com os amarrilhos? O comportamento mecânico dos fios de sutura atuais seria capaz de garantir a estabilização da articulação através dos amarrilhos coracoclaviculares?**

O objetivo deste trabalho é avaliar a influência da estabilização da articulação acromioclavicular através das técnicas de Weaver-Dunn e dos amarrilhos coracoclaviculares, mediante os conhecimentos sobre a luxação acromioclavicular e seus tratamentos cirúrgicos. A análise será efetuada verificando-se a resistência mecânica dos fios de sutura comerciais e através de modelos de elementos finitos tridimensionais. O grupo controle deste estudo será feito por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos da estrutura intacta.

Pretende-se, assim, determinar qual é a técnica cirúrgica, dentre as avaliadas, que possibilita o comportamento mais semelhante à articulação intacta, garantindo a estabilidade necessária sem restringir os movimentos da articulação, para as condições consideradas. A motivação para este estudo é a obtenção de informações e análises adicionais sobre o tratamento da luxação acromioclavicular, com o intuito de fornecer aos profissionais da área novos parâmetros para a escolha de um procedimento cirúrgico adequado.

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

- Capítulo II – Conceitos, definições e revisão da literatura a respeito da anatomia e biomecânica do ombro, tipos de luxação acromioclavicular e formas de tratamentos, comportamento mecânico dos ligamentos e dos fios de sutura e os trabalhos relacionados à avaliação através de modelagens por elementos finitos;
- Capítulo III – Materiais e métodos utilizados para a realização dos testes de tração nos fios de sutura e para a avaliação por elementos finitos do comportamento mecânico da articulação acromioclaviculara intacta e após os reparos pelas técnicas de Weaver-Dunn e dos amarrilhos coracoclaviculares;
- Capítulo IV – Análise e discussão dos resultados obtidos com os testes de tração e com a simulação numérica dos modelos tridimensionais;
- Capítulo V – Conclusões e sugestões para trabalhos futuros;
- Capítulo VI – Referências bibliográficas utilizadas no trabalho.

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo serão abordados os principais conceitos e definições a respeito da anatomia e da biomecânica do ombro. É feita também uma abordagem sobre os tipos de luxação acromioclavicular, suas possíveis causas e as formas de tratamentos existentes. Visou-se com esta abordagem entender as estruturas e o comportamento biomecânico do sistema em estudo.

2.1. Anatomia e Biomecânica do Ombro

Os planos anatômicos do corpo são quatro: mediano, sagital, coronal e horizontal, ilustrados na Fig. 2.1. Eles passam através do corpo na posição anatômica, em que o indivíduo está em pé e ereto. O plano mediano é o plano vertical que passa longitudinalmente através do corpo, fazendo a divisão entre as metades direita e esquerda. Os planos sagitais são os planos verticais que passam através do corpo, paralelos ao plano mediano. Os planos coronais são planos verticais que passam através do corpo em ângulos retos com o plano mediano, separando em parte anterior e posterior. Os planos horizontais ou transversos passam através do corpo em ângulos retos com os planos coronal e mediano, dividindo o corpo em partes superior e inferior (MOORE e DALLEY, 2005).

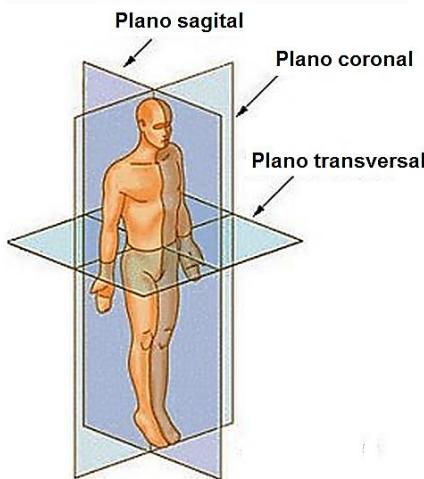


Figura 2.1 – Planos anatômicos do corpo humano (GUIMARÃES, 2013).

Os membros superiores são caracterizados por sua mobilidade e destreza em agarrar e manipular, sendo compostos por quatro segmentos, detalhados abaixo e mostrados na Fig. 2.2. O ombro é responsável pela ligação entre o membro superior e o tronco, e juntamente com o cotovelo posiciona a mão no espaço para exercer uma função eficiente. A ausência de contenções ósseas permite uma grande amplitude de movimentos à custa da estabilidade que é fornecida pelas várias estruturas ligamentares e musculares. A biomecânica do ombro é complexa para produzir os movimentos necessários ao funcionamento normal. Nesse sentido, as quatro articulações que compõem o ombro e seus componentes associados agem em conjunto, de tal modo que produzem uma mobilidade maior que aquela permitida por qualquer uma das articulações individualmente (NORDIN e FRANKEL, 2003). Na Figura 2.2 tem-se os seguintes componentes:

- Cíngulo do membro superior: Consiste em um anel ósseo incompleto formado pela escápula, a clavícula e o osso do peito.
- Braço: Parte entre o ombro e o cotovelo contendo o úmero e conectando estas duas regiões.
- Antebraço: Parte entre o cotovelo e o punho contendo a ulna e o rádio e conectando estas duas regiões.
- Mão: Parte do membro superior distal ao antebraço contendo os ossos carpais, metacarpo e falanges, que é composta por punho, palma, dorso da mão e dedos, incluindo o polegar.

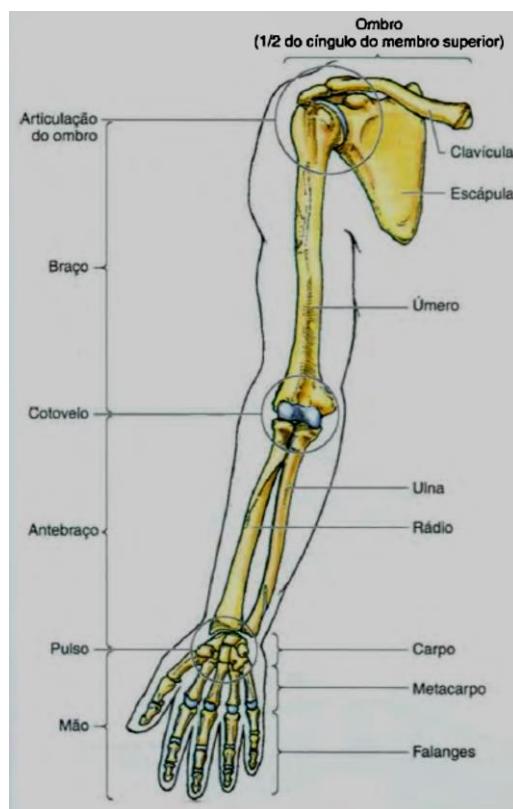


Figura 2.2 – Regiões e ossos do membro superior (MOORE e DALLEY, 2005).

O desenvolvimento de uma cavidade glenóide direcionada mais lateralmente da escápula e uma clavícula mais longa e lateralmente torcida permitiu maior liberdade de mobilidade para levantar o braço e facilitou a escalada vertical. A principal função do ombro consiste em um compromisso entre mobilidade e estabilidade sendo que o complexo articular possibilita uma grande variedade de movimentos. A grande mobilidade baseia-se na estrutura da articulação glenoumeral e no movimento simultâneo de todos os segmentos do ombro, o que requer excelente coordenação muscular. Enquanto a estabilidade é conseguida, principalmente, através do controle muscular ativo. Além da mobilidade tridimensional do complexo do ombro, o sistema tem a capacidade de exercer forças em praticamente todas as direções. Dada a estrutura tridimensional, cada músculo não só gera momentos para responder às solicitações externas, como também gera momentos em direções não desejadas, que devem ser compensados por outros músculos. Este efeito é altamente dependente da postura de todo o braço, exigindo uma elevada coordenação entre todo o sistema muscular (VEEGER e VAN DER HELM, 2007).

A amplitude do ombro é medida em termos de flexão e extensão (elevação ou movimento do úmero afastando-se do lado do tórax no plano sagital), abdução (elevação no plano coronal) e rotação interna-externa (rotação axial do úmero com o braço mantido em uma posição abduzida), como mostrado na Fig. 2.3. Durante as atividades funcionais, esses

movimentos puros raramente ocorrem, mas é possível compreender os movimentos complexos do ombro com a análise dos componentes necessários para atingir uma determinada posição separadamente. O valor médio de elevação é de 167° para as mulheres e 171° para os homens. A extensão ou elevação posterior atinge em média 60°, sendo que esses valores são limitados pela torsão capsular. A abdução no plano coronal é limitada pela colisão óssea da tuberosidade maior com o acrônio. A elevação para frente no plano da escápula é considerada mais funcional, pois, nesse plano, a porção inferior da escápula não é torcida e a musculatura do ombro exibe um alinhamento ótimo para a elevação do braço (NORDIN e FRANKEL, 2003).

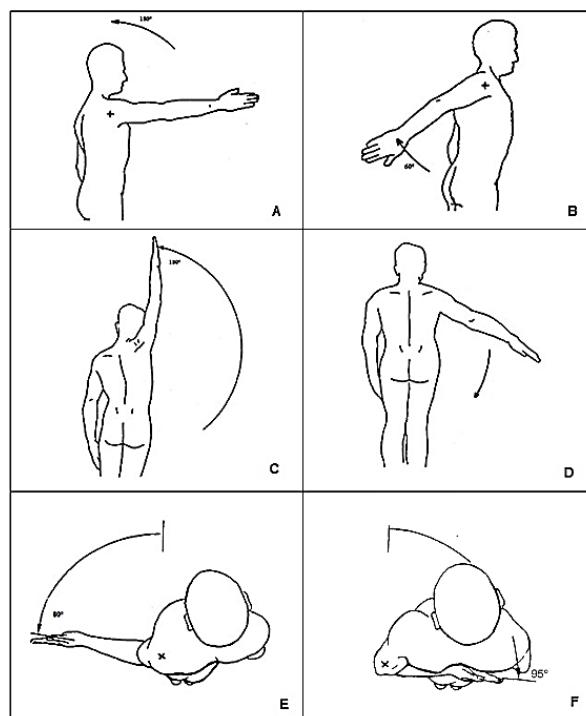


Figura 2.3 – Movimentos do ombro. (A) Flexão, (B) Extensão, (C) Abdução, (D) Adução, (E) Rotação externa e (F) Rotação interna (GUIMARÃES, 2013).

2.1.1. Estruturas ósseas do ombro

Os conceitos referentes às estruturas ósseas do ombro, destacadas neste estudo, foram referenciadas no livro de Moore e Dalley (2005) e serão usadas como base para a elaboração dos modelos tridimensionais de elementos finitos das estruturas. Os ossos do cíngulo do membro superior e os ossos da parte livre formam a parte livre superior do esqueleto apendicular, mostrados na Fig. 2.4. Embora seja extremamente móvel, a estrutura do cíngulo é sustentada e estabilizada pelos músculos fixados às costelas, ao esterno e às vértebras. O cíngulo do membro superior, formado por escápulas e clavículas e unido ao

manubrio do esterno, conecta as partes livres do membro superior ao esqueleto axial, constituído por ossos na cabeça, pescoço e tronco.

O úmero, conhecido como osso do braço, é o maior osso do membro superior. Ele articula-se com a escápula na articulação do ombro e com o rádio e a ulna na articulação do cotovelo. A extremidade proximal do úmero possui a cabeça, o colo e os tubérculos maior e menor. A cabeça esférica articula-se com a cavidade glenoidal da escápula, formando uma articulação esférica. O colo é constituído por um sulco que circunscreve a cabeça, separando – a dos tubérculos. O tubérculo maior se localiza na margem lateral do úmero, enquanto o menor se projeta anteriormente a partir do osso. Eles são separados pelo sulco intertubercular e propiciam fixação e força mecânica para alguns músculos escapuloumerais.

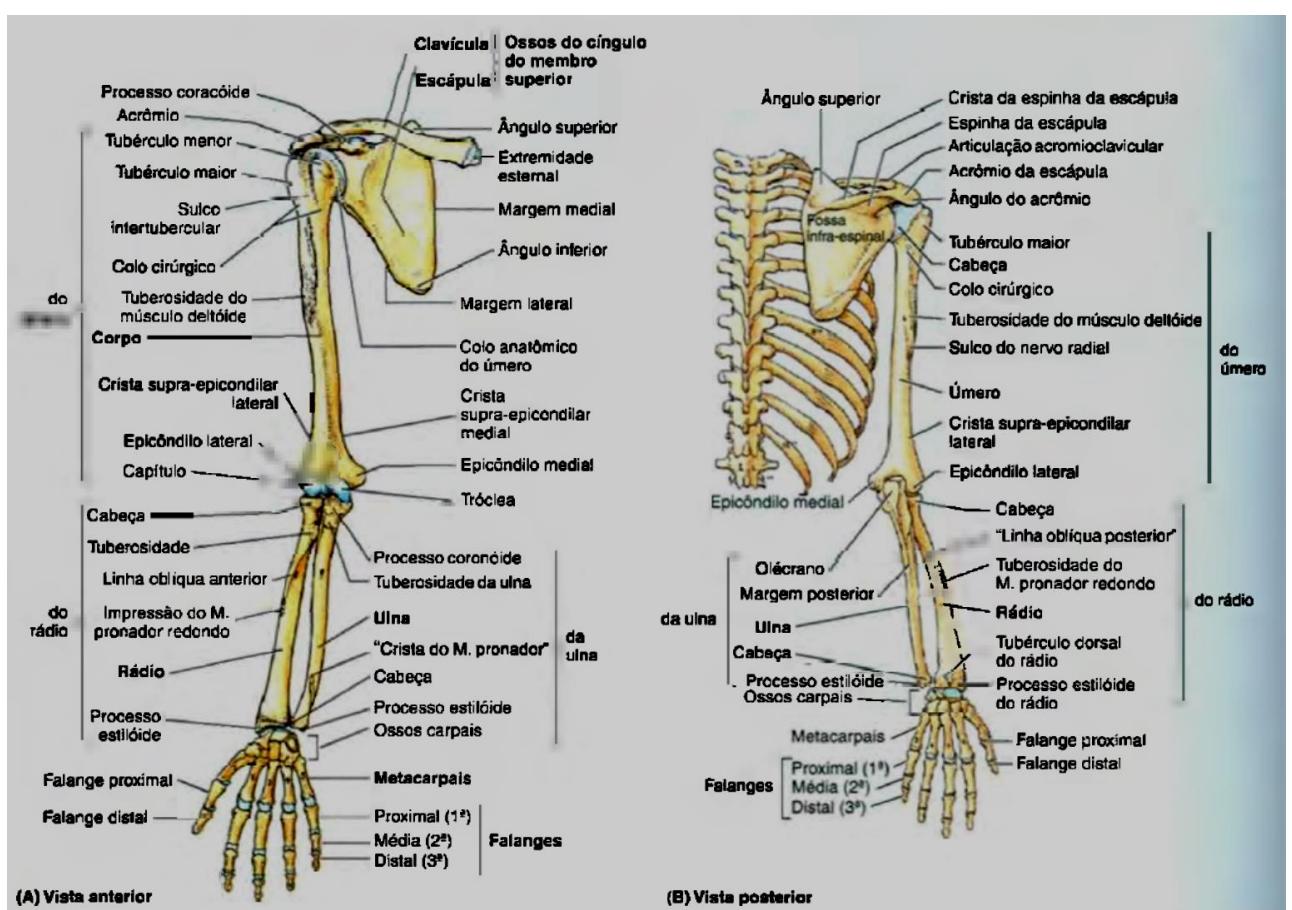


Figura 2.4 - Ossos do membro superior. (A) Vista anterior do esqueleto apendicular superior, (B) Vista posterior do esqueleto apendicular superior e parte torácica do esqueleto axial. (MOORE e DALLEY, 2005)

A clavícula é um osso longo duplamente curvado que conecta o membro superior ao tronco, como pode ser visto na Fig. 2.5, não possui cavidade medular e é constituída de

osso esponjoso com uma camada externa de osso compacto. Sua extremidade esternal ou medial é grande e triangular onde se articula com o manúbrio do esterno na articulação esternoclavicular. Lateralmente, a clavícula articula-se com o acrômio da escápula. Sua extremidade acromial ou lateral é plana onde se articula com o acrômio na articulação acromioclavicular. Os dois terços mediais do corpo da clavícula são convexos anteriormente, enquanto o terço lateral é achatado e côncavo. Estas curvas lhe dão a aparência de “S” alongado e promovem o aumento da resiliência da clavícula.

A face superior da clavícula é lisa e situa-se imediatamente abaixo da pele e do músculo platisma no tecido subcutâneo. A face inferior é rugosa devido aos fortes ligamentos que a une a 1^a costela e suspende a escápula de sua extremidade acromial. O tubérculo conóide, próximo da extremidade acromial da clavícula, oferece fixação ao ligamento conóide, que consiste na parte medial do ligamento coracoclavicular. O ligamento trapezóide, que é a parte lateral do ligamento coracoclavicular, está fixado à linha trapezóidea, próximo da extremidade acromial.

A clavícula tem como função transmitir forças e impactos traumáticos do membro superior para o esqueleto axial, formar um dos limites ósseos do canal cervicoaxilar, corredor entre o pescoço e o braço, proporcionando proteção ao feixe neurovascular que supre o membro superior. Além disso, serve como suporte, a partir do qual a escápula e o membro livre estão suspensos, mantendo-os longe do tórax de modo que o braço tem liberdade máxima de movimento. O suporte é móvel e permite que a escápula se mova sobre a parede torácica, aumentando a amplitude de movimento do membro. A fixação deste suporte em posição, principalmente após sua elevação, permite a elevação das costelas na inspiração.

A escápula, ou escápula, é um osso triangular plano que se situa na face póstero lateral do tórax, estendendo-se sobre a 2^a até a 7^a costelas. A espinha da escápula, uma crista de osso espessa e saliente, continua lateralmente como o acrônio expandido e achatado, formando a extremidade do ombro e articula-se com a extremidade acromial da clavícula. Súpero-lateralmente, a face lateral da escápula forma a cavidade glenoidal, que se articula com a cabeça do úmero na articulação do ombro. O processo coracóide está acima da cavidade glenoidal, projetado ântero-lateralmente e se assemelha em tamanho, forma e direção a um dedo curvado apontando para o ombro, como pode ser visto na Fig. 2.6.

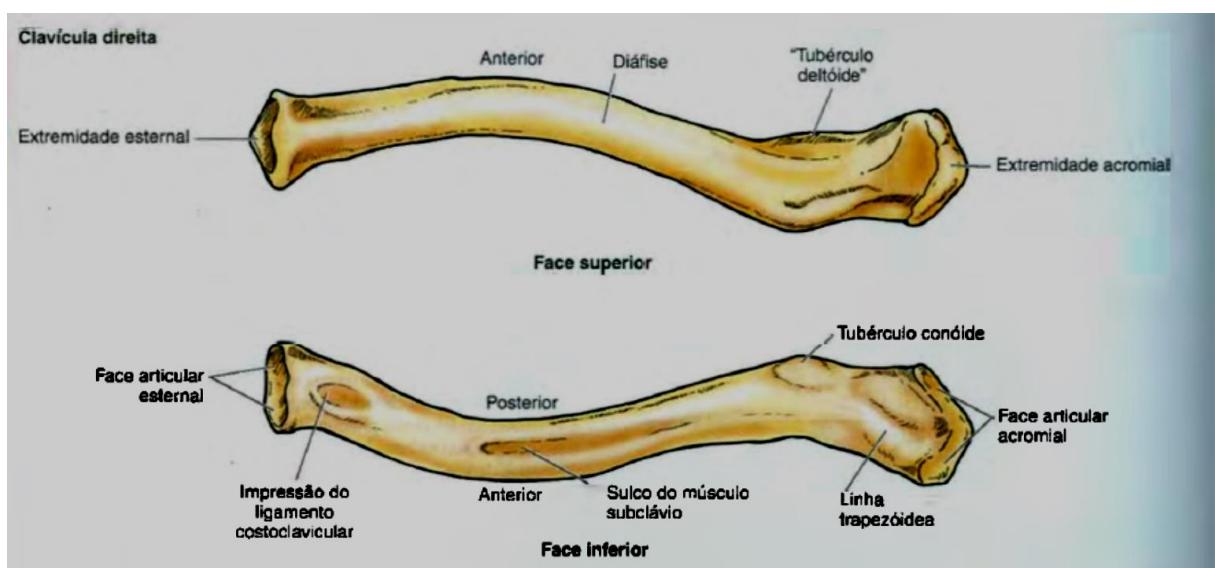


Figura 2.5 – Clavícula direita com as faces superior e inferior, mostrando suas características proeminentes (MOORE e DALLEY, 2005).

A fossa costal côncava da maior parte da escápula forma a fossa subescapular. A face posterior convexa é dividida irregularmente pela espinha da escápula em uma pequena fossa supra-espinhal e outra maior, a fossa infra-espinhal. As superfícies ósseas das fossas propiciam fixações para os músculos. Quando o corpo da escápula está na posição anatômica, a margem medial desse osso fica paralela aos processos espinhosos das vértebras torácicas e aproximadamente 5 cm lateral a eles. A margem lateral corre súperolateralmente em direção ao ápice da axila, a partir do ângulo inferior até o ângulo lateral, e contém uma barra espessa de osso que impede o encurvamento dessa região que suporta tensão. A margem superior é a mais fina e curta das três margens e localiza-se entre os ângulos superior e lateral, possuindo a incisura da escápula onde a margem se une à base do processo coracóide.

A cavidade glenoidal, que recebe a cabeça do úmero, é uma fossa oval, rasa e côncava de aproximadamente 4 cm de comprimento e 2 a 3 cm de largura. A escápula está suspensa da clavícula e forma a conexão esquelética entre a clavícula e o úmero. Apesar de não ser uma articulação verdadeira, ela articula-se com a parede torácica, através da articulação escapulotorácica, e verdadeiramente articula-se com a cabeça do úmero. A escápula tem a capacidade de realizar movimentos consideráveis na parede torácica na articulação escapulotorácica, que permitem o braço se mover livremente. Além de dar fixação para os músculos, a cavidade glenoidal forma o soquete da articulação do ombro.

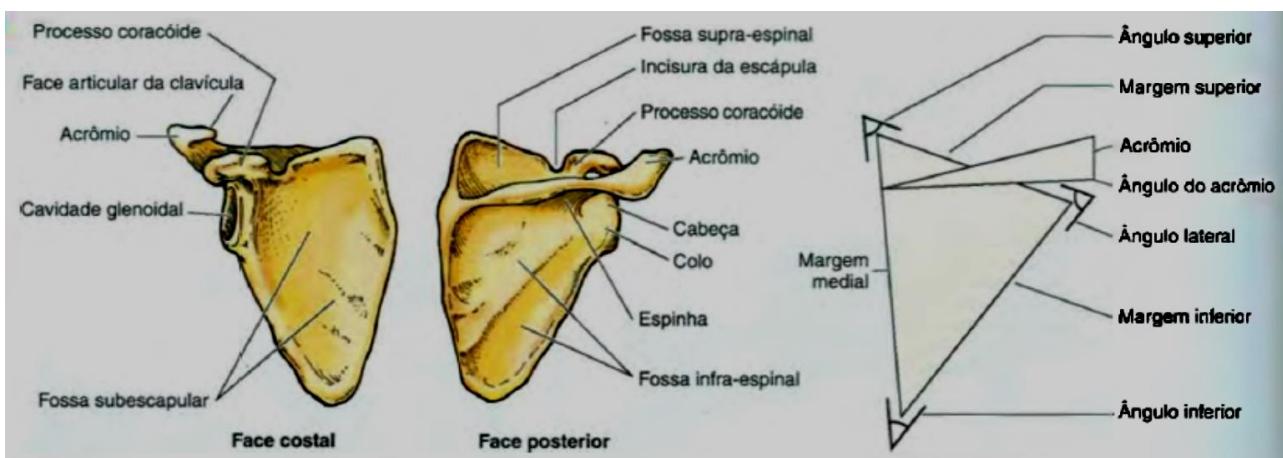


Figura 2.6 – Escápula direita. Face anterior (costal), face posterior e diagrama ilustrando as margens e os ângulos da escápula (MOORE e DALLEY, 2005).

2.1.2. Articulações e ligamentos do ombro

O cíngulo do membro superior envolve as articulações esternoclavicular, acromioclavicular e do ombro, como mostra a Fig. 2.7. Estas articulações, geralmente, se movem simultaneamente e defeitos funcionais em qualquer uma delas compromete a movimentação do cíngulo do membro superior. O movimento livre do membro superior deve-se principalmente à mobilidade da escápula e ao suporte formado pela clavícula que mantém o ombro separado do tórax. A clavícula é o raio através do qual os ombros se movem na articulação esternoclavicular e uma amplitude de 15° a 20° na articulação acromioclavicular permite o movimento da cavidade glenoidal, necessário para os movimentos do braço. Quando o braço é elevado, o movimento é dado em uma proporção de 2:1, sendo que para 3° de elevação, aproximadamente 2° ocorrem na articulação do ombro e 1° no movimento escapulotorácico. Os movimentos mais importantes do cíngulo do membro superior são os movimentos da escápula de elevação e abaixamento, protração (movimento lateral ou para frente da escápula) e retração (movimento medial ou para trás da escápula), e rotação, que estão detalhados na Fig. 2.8. Durante esta movimentação, o acrômio é mantido no tórax pela clavícula, elevando ou abaixando a cavidade glenoidal (MOORE e DALLEY, 2005).

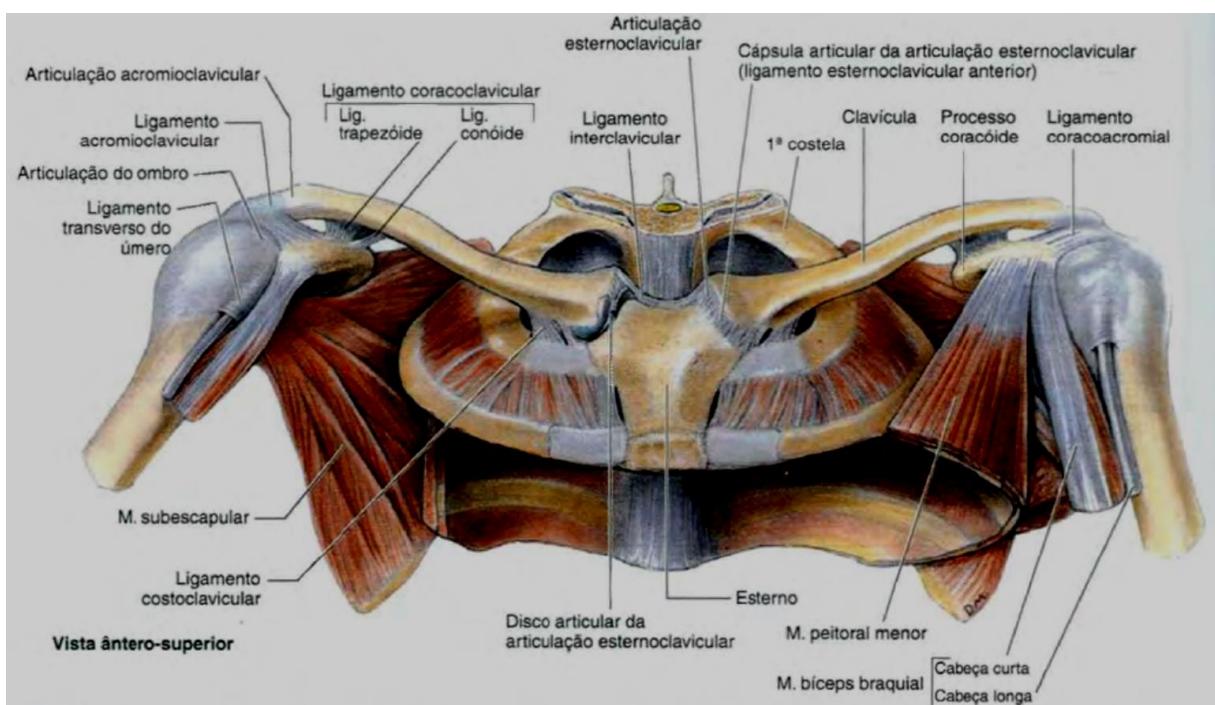


Figura 2.7 – Cíngulo do membro superior (MOORE e DALLEY, 2005).

A articulação esternoclavicular, localizada entre o membro superior e o esqueleto axial, é uma articulação sinovial do tipo em sela, mas funciona como uma articulação esferóide. Ela é dividida em dois compartimentos por um disco articular que é firmemente fixado aos ligamentos esternoclaviculares anterior e posterior e ao ligamento interclavicular, que propiciam grande força à articulação. Além destes ligamentos, a articulação também é formada pelo ligamento costoclavicular. Os ligamentos esternoclaviculares anterior e posterior reforçam a cápsula anterior e posteriormente. O ligamento interclavicular reforça superiormente a cápsula, estende-se de uma a outra extremidade da clavícula e no meio está fixado à margem superior do manubrio do esterno. O ligamento costoclavicular ancora a face inferior da extremidade esternal da clavícula na 1ª costela, limitando a elevação do cíngulo do membro superior. A articulação esternoclavicular é extremamente forte e apresenta significativa mobilidade para possibilitar movimentos do cíngulo do membro superior e do membro superior, como mostra a Fig. 2.9. A clavícula é elevada em um ângulo de aproximadamente 60° durante a elevação total do membro. A articulação se move nas direções anterior, posterior e inferior, cerca de 25° a 30° paralelamente ao seu eixo longo (MOORE e DALLEY, 2005).

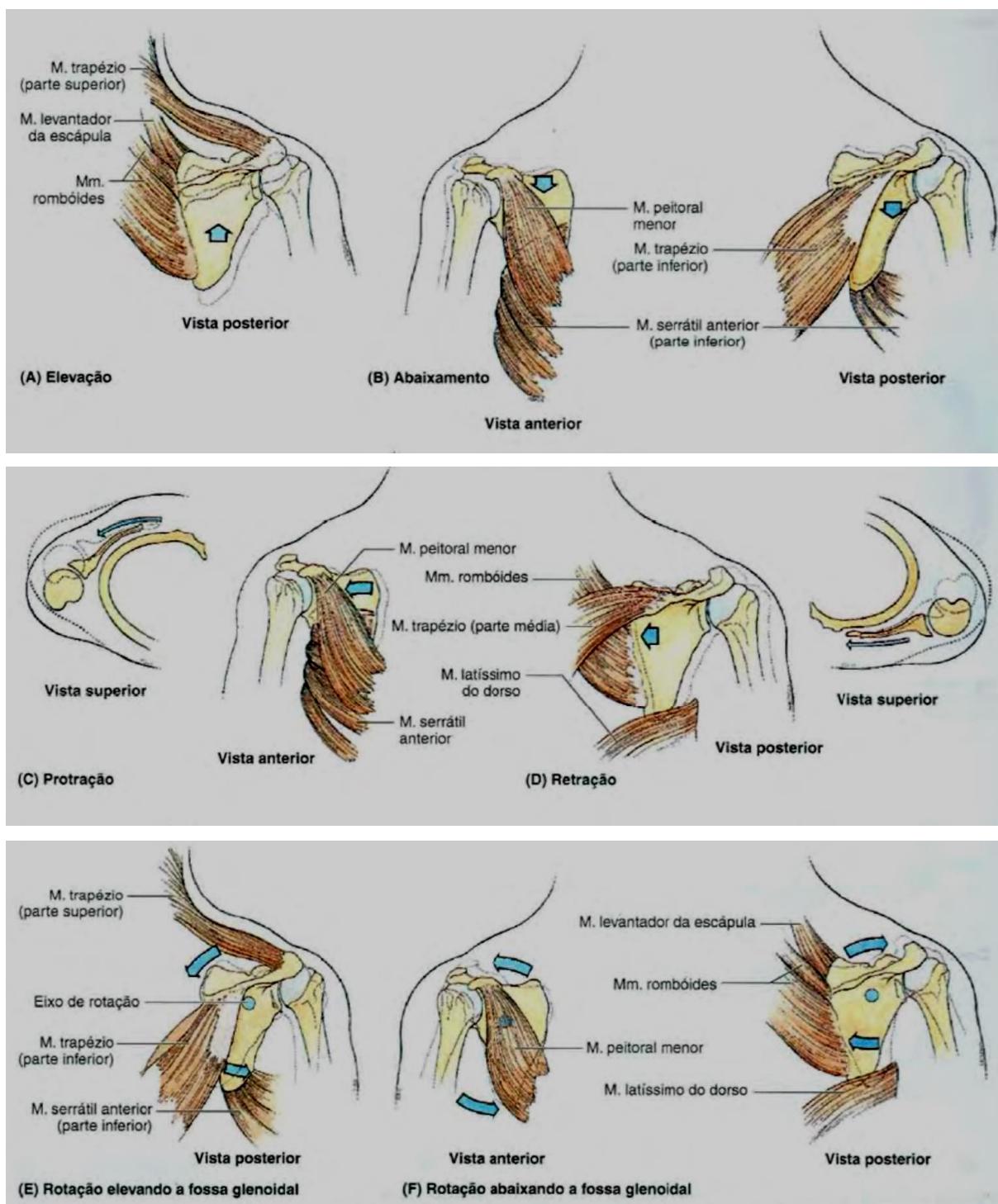


Figura 2.8 – Movimentos escapulares. (A) Elevação, (B) Abaixamento, (C) Protração, (D) Retração, (E) Rotação elevando a fossa glenoidal e (F) Rotação abaixando a fossa glenoidal. As posições de partida dos movimentos são representadas pelas linhas pontilhadas de contornos (MOORE e DALLEY, 2005).

A elevação e a depressão consistem no movimento de translação da clavícula segundo um eixo ântero-posterior no plano vertical e em torno do ponto de articulação com

o esterno, como pode mostrar a Fig. 2.10 (A). No movimento de protrusão e retração a clavícula descreve um movimento de translação no plano horizontal, em torno do ponto de articulação com o esterno, Fig. 2.10 (B). O movimento de rotação ocorre quando a clavícula rotaciona segundo o seu eixo axial, Fig. 2.10 (C) (CORREIA, 2011).

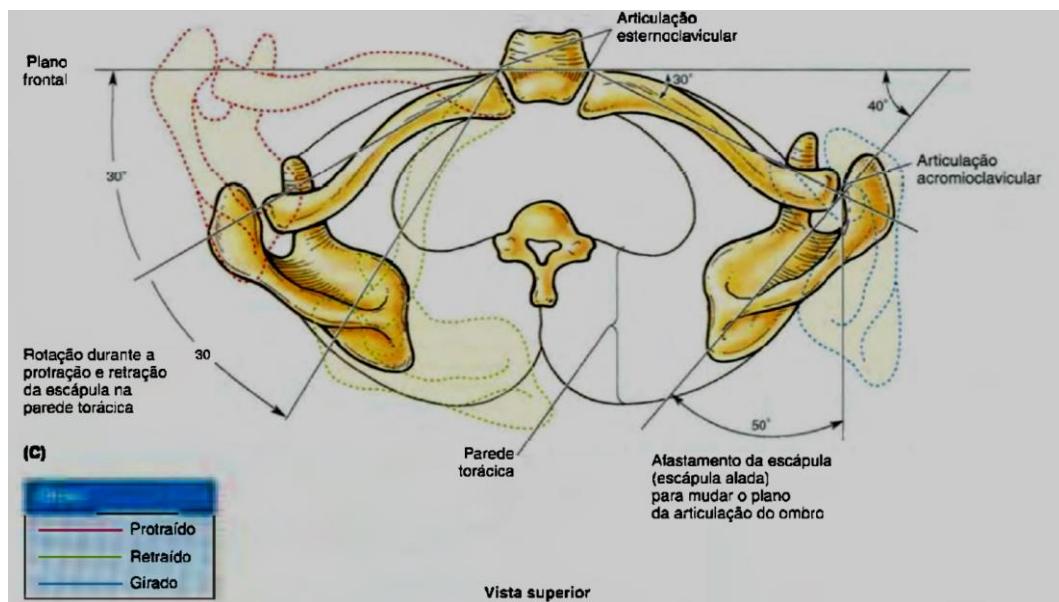


Figura 2.9 – Movimentos da clavícula nas articulações acromioclavicular e esternoclavicular durante a rotação, pronação e retração da escápula na parede torácica e o afastamento da escápula desta parede (MOORE e DALLEY, 2005).

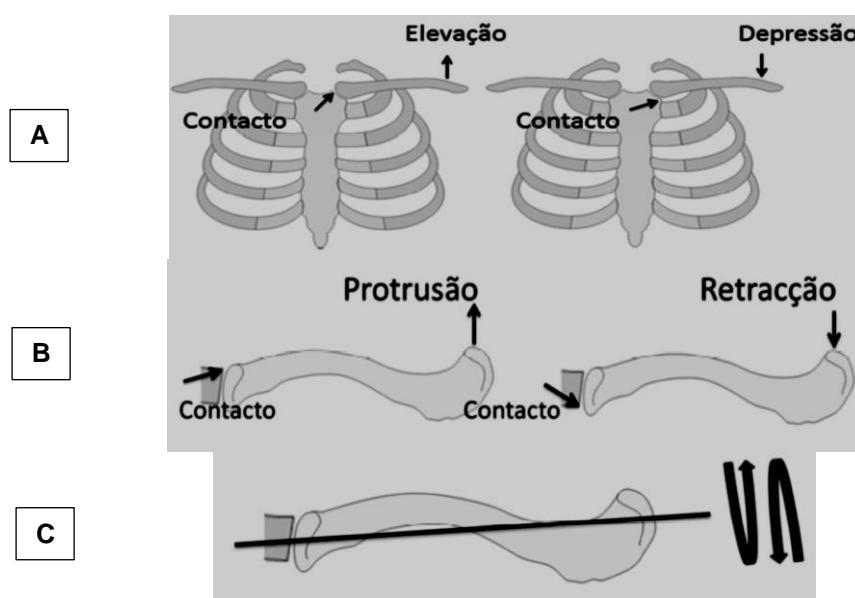


Figura 2.10 - Biomecânica da articulação esternoclavicular. (A) Movimentos de elevação e depressão, (B) Movimento de protrusão e retração, (C) Rotação interna e externa (CORREIA, 2011).

A articulação glenoumral é uma articulação sinovial do tipo esferóide que permite uma grande amplitude de movimento, contudo esta mobilidade torna a articulação relativamente instável. A cabeça do úmero articula-se com a cavidade glenoidal que é mantida na cavidade pelo músculo do manguito rotador. A cápsula fibrosa fraca envolve a articulação e está fixada na cavidade glenoidal e no colo do úmero. Os ligamentos glenoumerais consistem em três faixas fibrosas que reforçam a parte anterior da cápsula articular. O ligamento coracoumral é uma faixa larga e forte que passa da base do processo coracóide para a face anterior do tubérculo maior do úmero. O ligamento transverso do úmero é uma faixa larga fibrosa que corre do tubérculo maior do úmero para o menor. Essa é a articulação do corpo com maior liberdade de movimento, devido à fruixidão de sua cápsula articular e do tamanho da cabeça do úmero, que é grande comparada ao da cavidade glenoidal. Podem ser realizados movimentos em torno de três eixos e movimentos de flexão – extensão, abdução – adução, rotação medial e lateral do úmero e circundação, que é uma sequência ordenada de flexão, abdução, extensão e adução ou ao contrário (MOORE e DALLEY, 2005).

O movimento de abdução, abertura lateral do braço para cima até cerca de 90°, é mais amplo que o de adução e tem como eixo de rotação o eixo paralelo ao eixo da cavidade glenóide no plano coronal, como pode ser visto na Fig. 2.11 (B). O movimento de flexão, que consiste na abertura anterior do braço até aproximadamente 90°, é mais amplo que o movimento de extensão, abertura posterior, e seu eixo de rotação é perpendicular à cavidade glenóide no plano sagital, Fig. 2.11 (C). Na rotação medial e lateral ocorre a rotação do úmero relativamente ao seu eixo axial, Fig. 2.11 (D) (CORREIA, 2011).

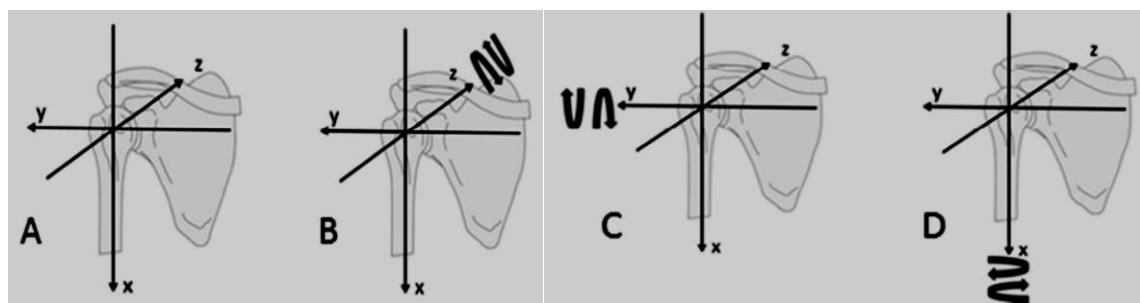


Figura 2.11 - Biomecânica da articulação glenoumral. (A) Úmero na posição neutra, (B) Movimento de abdução e adução, (C) Movimento de flexão e extensão, (D) Movimento de rotação medial e lateral (CORREIA, 2011).

2.1.3. Articulação acromioclavicular

A articulação acromioclavicular é uma articulação sinovial do tipo plana e localiza-se a uma distância de 2 a 3 cm da lateral do acrômio. A extremidade acromial da clavícula articula-se com o acrômio da escápula e as faces articulares, cobertas com fibrocartilagem, são separadas por um disco articular cuneiforme incompleto. A cápsula fibrosa, relativamente frouxa, está presa nas margens das faces articulares (MOORE e DALLEY, 2005). Esta articulação possui quatro graus de liberdade que permitem o movimento nos planos anterior/posterior e inferior/superior, como mostra a Fig. 2.12, e é estabilizada por estabilizadores estáticos e dinâmicos. Os estabilizadores estáticos incluem os ligamentos acromioclavicular, coracoclaviculares (trapezóide e conóide) e coracoacromial, mostrados anteriormente na Fig. 2.7. Os estabilizadores dinâmicos incluem os músculos deltóide e trapézio. Além disso, todos os tecidos moles da articulação funcionam de uma maneira sinérgica e complexa para proporcionar a estabilidade necessária (SELLARDS, 2004).

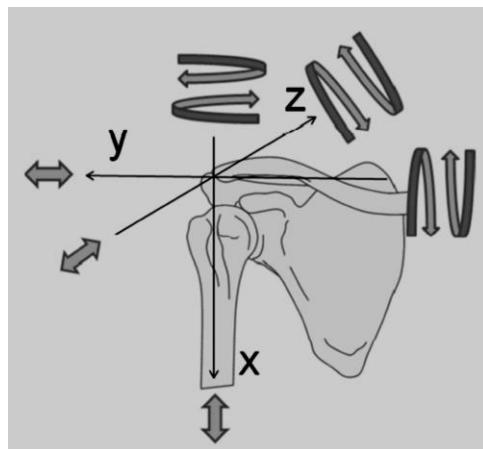


Figura 2.12 - Biomecânica da articulação acromioclavicular (CORREIA, 2011).

Os ligamentos coracoclaviculares são constituídos por um forte par de faixas que une o processo coracóide da escápula à clavícula e executam as funções de fornecer estabilidade vertical para prevenir o movimento superior e inferior da clavícula, como mostra a Fig. 2.13. Enquanto estiverem intactos, os ligamentos coracoclaviculares não permitem que o acrônio se movimente para baixo da clavícula e possibilitam sua protração e retração. Este ligamento é composto pelos ligamentos trapezóide e conóide, frequentemente separados por uma bolsa, que são responsáveis pela suspensão da escápula e da extremidade superior da superfície inferior da clavícula (SELLARDS, 2004).

O ligamento conóide é posicionado verticalmente e tem o formato de um cone invertido, que possui seu ápice fixado à raiz do processo coracóide e sua base fixa no

tubérculo conóide na face inferior da clavícula (MOORE e DALLEY, 2005). O final da inserção deste ligamento localiza-se cerca de 30 mm a partir da linha da articulação acromioclavicular. O ligamento trapezóide está fixado na face superior do processo coracóide e estende-se lateralmente até a linha trapezóide na face inferior da clavícula. O final da inserção deste ligamento está localizado cerca de 16 mm a partir da linha da articulação acromioclavicular (SELLARDS, 2004).

Segundo Sellards (2004), as dimensões do ligamento trapezóide são maiores do que as do ligamento conóide. Os comprimentos médios dos ligamentos, medidos do processo coracóide à clavícula, são 19,3 mm e 19,4 mm para o trapezóide e o conóide, respectivamente. O espaço coracoclavicular, que consiste na distância entre a clavícula e o processo coracóide, é definido entre 11 mm e 13 mm. Esta distância torna-se clinicamente importante quando se diferencia luxações completa e incompleta da articulação acromioclavicular, pois quanto maior é a distância maior é a probabilidade de ter ocorrido um deslocamento completo.

O ligamento acromioclavicular é uma faixa fibrosa que se estende do acrômio até a escápula e reforça a articulação acromioclavicular superiormente. O acrônio da escápula gira sobre a extremidade acromial da clavícula. Nenhum músculo conecta os ossos articulares para mover a articulação acromioclavicular. Os músculos toracoapendiculares que fixam e movem a escápula fazem com que o acrônio se move sobre a clavícula. Estes movimentos associam-se à movimentação da articulação escapulotorácica (MOORE e DALLEY, 2005). O ligamento acromioclavicular atua, principalmente, para conter a rotação axial e a translação posterior da clavícula (NORDIN e FRANKEL, 2003).

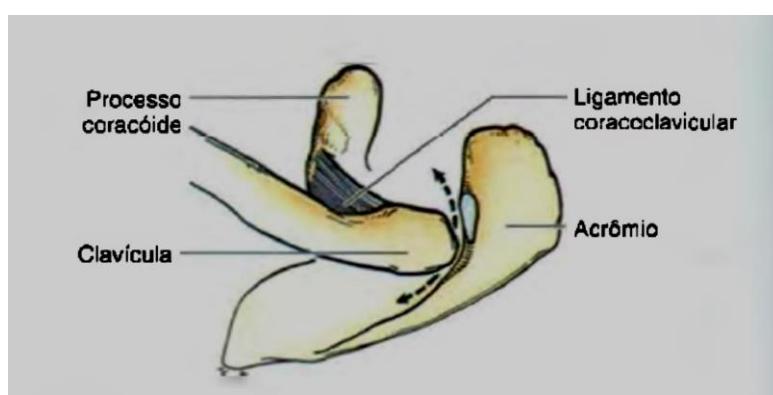


Figura 2.13 – Representação da função do ligamento coracoclavicular (MOORE e DALLEY, 2005).

A articulação acromioclavicular está sujeita a altas cargas transmitidas da musculatura torácica para o membro superior. Embora a rotação clavicular realmente ocorra com a elevação do braço, há pouca movimentação relativa entre a clavícula e o acrônio. A

elevação do membro superior é acompanhada por rotação, bem como por elevação da clavícula, com aproximadamente 4° de elevação clavicular para cada 10° de elevação do braço, com a maior parte desse movimento ocorrendo na junta esternoclavicular (NORDIN e FRANKEL, 2003).

A articulação acromioclavicular encontra-se sobre a parte superior da cabeça do úmero e funciona como uma restrição óssea para realizar os movimentos acima da cabeça. Ela é reforçada por uma cápsula densa e um conjunto de ligamentos localizados acima e abaixo da sua estrutura. O ligamento acromioclavicular tem a função principal de suportar a articulação em baixas cargas e situações de pequenos movimentos, evitar a separação da clavícula e da escápula e prevenir os deslocamentos posterior e anterior. O ligamento coracoclavicular mantém a união entre escápula e clavícula, impede movimentos anteriores e posteriores da escápula e evita movimentos ascendentes e descendentes da clavícula na escápula. Além disso, auxilia movimentos escapulares, servindo como um eixo de rotação e como suporte em movimentos que exigem maior amplitude e deslocamento, suspende a cintura escapular e restringe o deslocamento vertical. O ligamento coracoacromial protege as estruturas subjacentes no ombro e limita o movimento superior excessivo da cabeça do úmero (HAMILL e KNUTZEN, 2009).

Esta articulação apresenta movimentação de 5 a 8° com elevação para frente e abdução a 180°. A clavícula gira entre 40 e 50° durante a elevação completa de sobrecarga e este movimento é combinado com a rotação escapular. O movimento síncrono da clavícula, girando para cima, e da escápula, rotacionando para baixo, durante a abdução e a elevação para frente, foi descrito como rotação síncrona escápulo - clavicular e é coordenado pelos ligamentos coracoclaviculares. O ligamento coracoacromial é importante como um estabilizador glenoumeral secundário impedindo o deslocamento ântero-superior da cabeça do úmero (SELLARDS, 2004).

No trabalho de Fukuda et al. (1986) realizou-se um estudo biomecânico do sistema ligamentar da articulação acromioclavicular, descrevendo inicialmente o papel do ligamento coracoclavicular na estabilidade da articulação. Analisaram-se os resultados do relaxamento da articulação nos espécimes intactos submetidos aos ensaios de deslocamento ou translação anterior-posterior, compressão-tração axial, rotação superior-inferior, deslocamento ou translação superior-inferior, deslocamento ou translação anterior-posterior e rotação axial anterior-posterior, como podem ser vistos na Fig. 2.14.

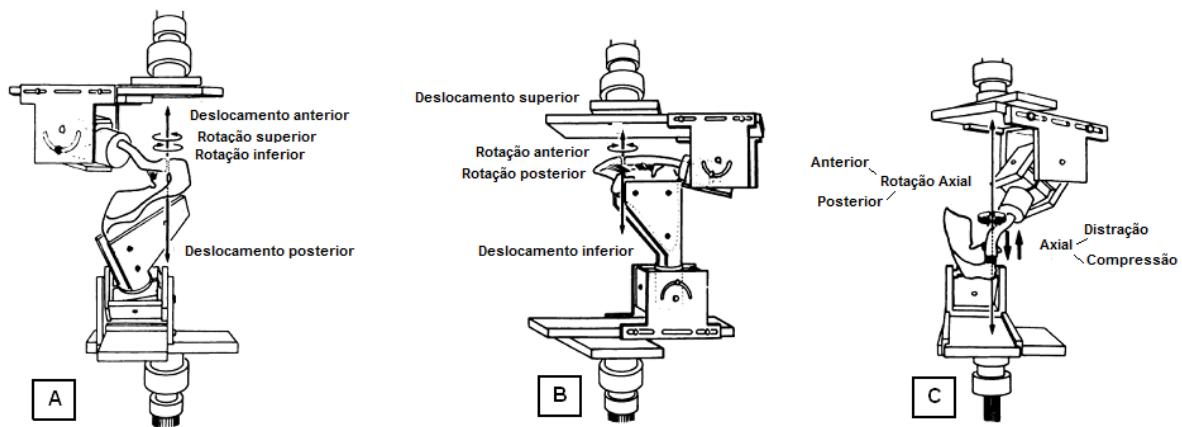


Figura 2.14 – Aparato de fixação das amostras. (A) Ensaio de deslocamento anterior-posterior e rotação superior-inferior da clavícula. (B) Ensaio de rotação anterior-posterior e deslocamento superior-inferior da clavícula. (C) Rotação axial e deslocamento da clavícula (adaptado de FUKUDA et al., 1986).

A contribuição relativa de cada ligamento para a restrição da articulação na faixa dos pequenos deslocamentos não foi sempre semelhante à observada para os deslocamentos maiores. Os valores encontrados nos deslocamentos iniciais podem corresponder aos carregamentos fisiológicos realizados nos movimentos cotidianos. Os resultados obtidos nos deslocamentos maiores podem ser associados com cargas anormais, como aquelas encontradas em casos de lesões. Para os pequenos deslocamentos, a média do valor de força restritiva foi de 10 N e do torque de 0,6 Nm. Para os deslocamentos maiores, a média do valor de força restritiva foi de 90 N e do torque de 4,5 Nm (FUKUDA et al., 1986).

Nos pequenos deslocamentos iniciais, o ligamento acromioclávicular teve a maior contribuição, proporcionando uma força de resistência à translação anterior de aproximadamente 50% da força de resistência total. Com o aumento do deslocamento, a contribuição da força do ligamento conóide aumenta e alcança 70% da força total. Durante o ensaio de translação posterior, o ligamento acromioclávicular teve a função principal de fornecer a força resistiva para prevenir uma subluxação posterior da extremidade distal da clavícula. O movimento de translação superior foi inicialmente resistido, em 65%, pelas forças produzidas pelo ligamento acromioclávicular, no intervalo de menores deslocamentos. A participação do ligamento conóide para a força resistiva aumentou significativamente, para 60% do total, com os maiores deslocamentos. O ligamento trapezóide teve a menor contribuição para a resistência ao deslocamento superior (FUKUDA et al., 1986).

Na rotação anterior, o ligamento conóide teve a maior contribuição em promover força para resistir à rotação durante todo o movimento. Para a rotação posterior, um dos três

espécimes testados mostrou que o ligamento conoíde produz a maior força de restrição na fase inicial de deslocamento e os outros dois mostraram que os três ligamentos contribuíram igualmente, 25 a 50%, para a força gerada ao longo do deslocamento. Nos deslocamentos menores para a rotação superior, os ligamentos acromioclávicular e conoíde tiveram igual contribuição nos valor do torque para resistir à rotação. Para as outras rotações aplicadas, o ligamento conoíde teve maior participação no valor do torque produzido, com uma média de 82% do total. O ligamento acromioclávicular contribuiu em aproximadamente 60% do valor total de torque resistivo para pequenas quantidades de rotação axial posterior. Entretanto, quando a articulação foi rotacionada 10° ou mais, a participação deste ligamento na rotação axial aumentou para até 80° (FUKUDA et al., 1986).

Na tração axial em deslocamentos pequenos, o ligamento conoíde produziu 35% da força induzida e este valor decresceu ao longo do ensaio. Nos maiores deslocamentos de tração, o ligamento acromioclávicular agiu como o principal responsável pela força resistiva, produzindo mais de 70% da força total. Durante o ensaio de compressão axial, o ligamento trapezóide mostrou uma menor contribuição na força, em duas das amostras, para os deslocamentos pequenos, mas passou a ter a maior participação com o aumento da compressão. O ligamento conoíde apresentou a maior contribuição na força resistiva em deslocamentos menores (FUKUDA et al., 1986).

Assim, pode-se concluir de Fukuda et al. (1986) que para pequenos deslocamentos o ligamento acromioclávicular é o principal responsável por restringir a translação posterior e superior da clavícula, tendo uma participação de 89% e 68%, respectivamente. Para maiores deslocamentos, considerou-se o ligamento conoíde o restritor principal para a translação superior e o ligamento trapezóide a restrição mais importante para a compressão da articulação acromioclávicular, em deslocamentos pequenos e grandes (SELLARDS, 2004).

2.2. Luxação Acromioclávicular

A articulação acromioclávicular, embora possua os ligamentos coracocláviculos com grande resistência, é fraca e pode ser frequentemente lesada, representando em torno de 9% das lesões no ombro. Elas são comuns em atletas que praticam esportes de contato, como futebol, hóquei e futebol americano, sendo o terceiro tipo de lesão mais frequente em jogadores universitários de hóquei e representando 41% de todas as lesões no ombro que ocorrem em jogadores de futebol americano (JOHANSEN et al., 2011).

A maioria dos casos de lesão na articulação acromioclávicular ocorre devido à queda direta sobre o ombro súpero-lateral com o braço na posição aduzida ou devido à

queda sobre o membro superior estendido, como mostra a Fig. 2.15, que faz com que a cabeça do úmero se desloque para a face inferior do acrômio e da articulação. A lesão é grave quando os ligamentos acromioclávicular e coracocláviculos são dilacerados. Com o rompimento do ligamento coracoclávicular, o ombro separa-se da clavícula devido ao peso do membro superior, e, além disso, permite que a cápsula fibrosa da articulação também seja dilacerada, de modo que o acrônio possa passar abaixo da extremidade acromial da clavícula. A luxação torna o acrônio mais proeminente e a clavícula pode mover-se acima deste processo (MAZZOCCA et al., 2007; JOHANSEN et al., 2011).

À medida que a gravidade do impacto aumenta, existe um padrão de classificação progressivo das lesões para as estruturas estabilizadoras, começando com o ligamento acromioclávicular, seguido pelos ligamentos coracocláviculos e finalizando com as lesões mais severas que afetam a fáscia deltotrapezoidal (JOHANSEN et al., 2011).

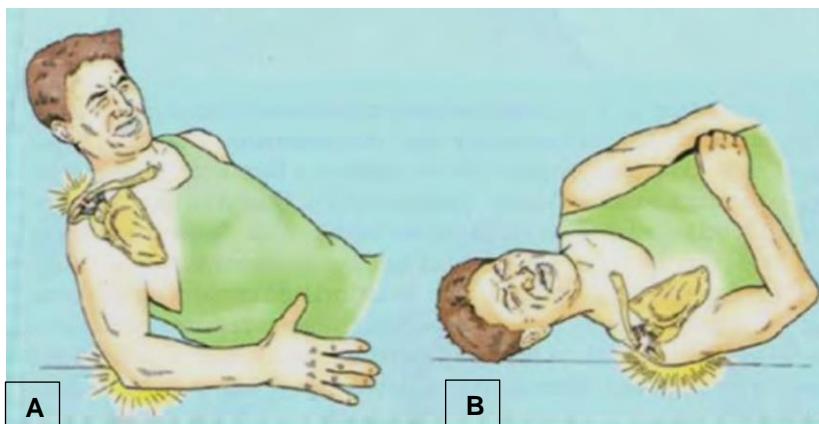


Figura 2.15 – Impactos responsáveis pela ocorrência da luxação acromioclávicular. (A) Queda sobre o membro superior estendido, (B) Queda direta sobre o ombro com o braço aduzido (MOORE e DALLEY, 2005).

2.2.1. Tipos de luxação acromioclávicular

A classificação dos tipos de luxação foi realizada inicialmente por Tossy e seus colaboradores, com os tipos I, II e III, e complementada com os tipos IV, V e VI por Rockwood e seus colaboradores. O detalhamento de cada tipo de luxação acromioclávicular é dado a seguir e pode ser observado na Fig. 2.16.

- *Tipo I:* A lesão do tipo I consiste em uma torção isolada do ligamento acromioclávicular. Não há deformidade clínica e as radiografias aparecerão

normalidade. O diagnóstico é feito pelo mecanismo de lesão e sensibilidade sobre a articulação acromioclavicular (JOHANSEN et al., 2011).

- *Tipo II:* Na lesão do tipo II ocorre a ruptura completa do ligamento acromioclavicular e apenas uma torção dos ligamentos coracoclaviculares. A deformidade clínica presente é mínima, mas a radiografia mostra a translação mais vertical do intervalo do ligamento coracoclavicular, menor do que 25%, em comparação com aquela observada no ombro não lesionado, que é de 1,1 a 1,3 cm. Devido à lesão do ligamento acromioclavicular é gerada uma estabilidade ântero-posterior da articulação, que causa um aumento de translação anterior de 3,6 mm e posterior de 6,4 mm (JOHANSEN et al., 2011).
- *Tipo III:* Em uma luxação acromioclavicular do tipo III ocorre a ruptura completa dos ligamentos acromioclavicular e coracoclaviculares, provocando um aumento de translação vertical da distância dos ligamentos coracoclaviculares, de 25% a 100% em comparação com a do ombro não lesionado, e a deformidade clínica é visível. Embora a clavícula distal apareça superiormente transladada, a perda dos ligamentos suspensores coracoclaviculares causa a translação inferior do braço a partir do peso da extremidade superior. A clavícula distal com uma lesão desse tipo torna-se instável horizontal e verticalmente, mas a fáscia deltotorapezoidal permanece intacta (JOHANSEN et al., 2011).
- *Tipo IV:* A luxação do tipo IV ocorre com menor frequência e consiste em um deslocamento da clavícula distal para dentro do músculo trapézio. Essa lesão é visualizada através de uma radiografia axilar, mas também pode ser identificada em uma radiografia da vista ântero-posterior. Embora geralmente haja um aumento do intervalo dos ligamentos coracoclaviculares, devido à ruptura, os ligamentos permanecem intactos, em alguns casos, resultando no mínimo deslocamento vertical desse intervalo (JOHANSEN et al., 2011).
- *Tipo V:* Na luxação classificada como tipo V ocorre a mesma lesão das estruturas ligamentares descrita para o tipo III, porém de uma forma mais severa, além da fáscia deltotorapezoidal que se rompe do acrônio e da clavícula. Observa-se um deslocamento da articulação acromioclavicular entre 100% e 300%, o que aumenta de 2 a 3 vezes a distância do ligamento coracoclavicular. O ombro apresenta uma grave inclinação, secundária ao deslocamento da escápula e do úmero para baixo devido à perda da escora clavicular. O peso do braço e a geometria da parede torácica causam uma translação ântero-inferior da escápula em torno do tórax, referida como a terceira translação da escápula (MAZZOCCA et al., 2007).

- *Tipo VI:* Esse tipo de lesão é muito raro e resulta, normalmente, de um trauma severo, sendo acompanhado por várias outras lesões. As principais causas dessa lesão são a hiperabdução severa e a rotação externa do braço combinada com a retração da escápula. O deslocamento inferior da clavícula distal, subacromial ou subcoracóide, pode estar associado a outras lesões potencialmente graves, como fraturas de costelas e lesões do plexo braquial. O deslocamento subcoracóide faz com que a clavícula fique alojada atrás do tendão intacto. Os ligamentos acromioclaviculares superior e inferior, que normalmente estão ligados ao acrômio, se deslocam para o intervalo acromioclavicular dificultando a redução anatômica (MAZZOCCA et al., 2007; JOHANSEN et al., 2011).

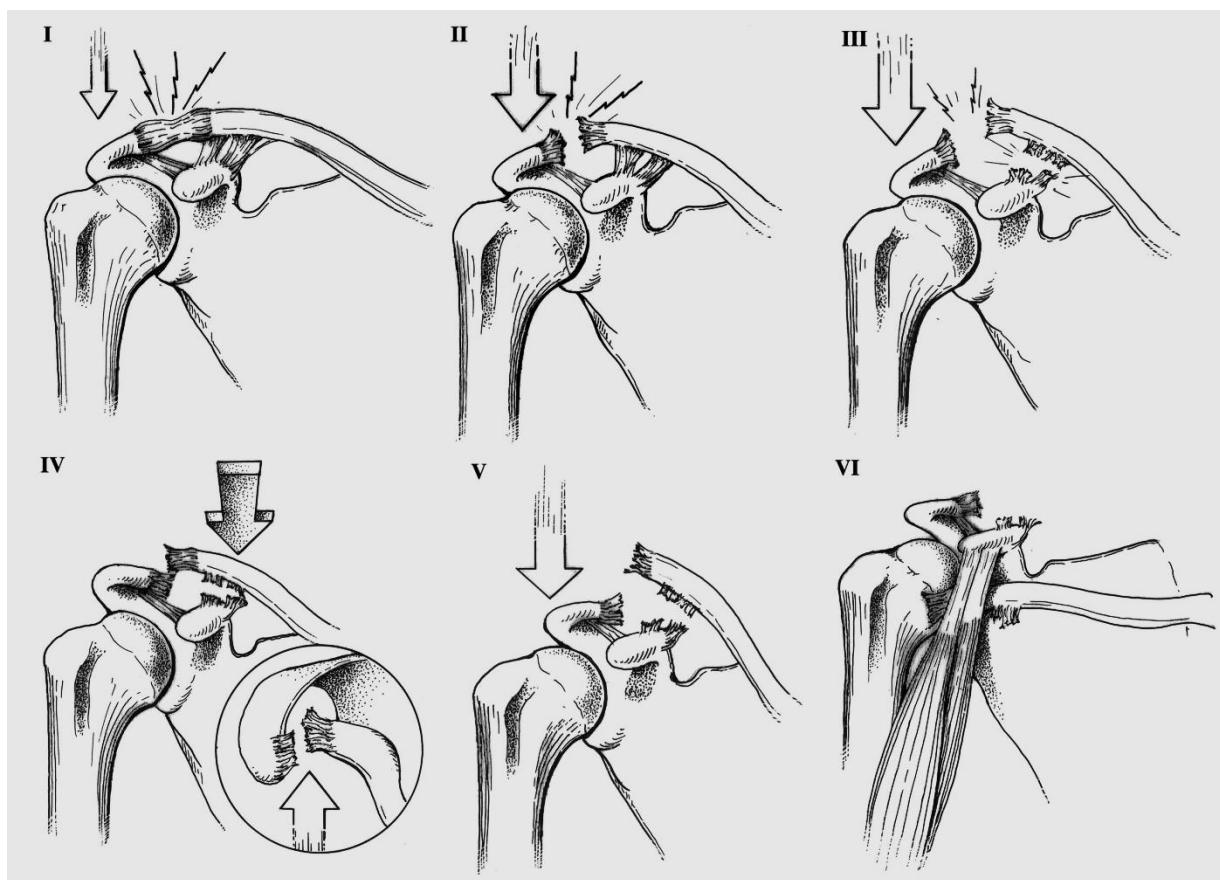


Figura 2.16 – Classificação da luxação da articulação acromioclavicular (PONCE et al., 2004).

2.2.2. Tratamentos da luxação acromioclavicular

O entendimento sobre a biomecânica e a anatomia da articulação acromioclavicular é essencial para a avaliação crítica dos estudos existentes e para a escolha adequada do tratamento a ser utilizado pelo cirurgião ortopedista (SELLARDS, 2004).

Os principais objetivos do tratamento da luxação acromioclavicular, cirúrgico ou não, são alcançar a movimentação completa do ombro sem a presença de dor e com nenhuma limitação das atividades do paciente, além de atingir a resistência mais próxima da original. O tratamento para cada um dos tipos de luxação acromioclavicular é específico e, principalmente para o tipo III, ainda existem controvérsias entre a opção pelo tratamento cirúrgico ou convencional. Além disso, devido à elevada frequência das lesões, inúmeras técnicas cirúrgicas foram desenvolvidas para o seu tratamento e também ocorrem controvérsias sobre qual método é o mais eficaz em cada caso (MAZZOCCA et al., 2007).

- *Tipos I e II:* Para as lesões do tipo I e II é recomendado o tratamento não cirúrgico, ou convencional, que inclui o uso de uma tipóia simples para o conforto do paciente, além de medicamentos anti-inflamatórios e aplicação de gelo para o alívio da dor. A tipóia é usada até o desaparecimento da dor, que ocorre, geralmente, em 1 semana para lesões do tipo I e em 2 a 3 semanas para as lesões do tipo II. Assim que a dor cessa é iniciado um programa de fisioterapia com amplitude passiva e ativa de exercícios de movimento. Após todos os movimentos serem restaurados, começam a ser feitos exercícios de fortalecimento. O retorno à prática de esportes é adiado até que os movimentos sejam reestabelecidos, sem a presença de dor, o que pode levar 2 semanas para as lesões do tipo I e de 6 a 8 semanas para as lesões do tipo II (JOHANSEN et al., 2011).
- *Tipo III:* O tratamento não operatório do tipo III de lesão é similar aquele indicado nos tipos I e II, embora o uso da tipóia possa ser estendido de 3 a 4 semanas. A reabilitação após a lesão é iniciada com a realização de uma faixa de movimentos e seguida pelo fortalecimento progressivo. O retorno à prática esportiva é adiado até que o paciente seja capaz de realizar todos os movimentos sem dor e pode requerer até 3 meses. O tratamento cirúrgico pode ser considerado, geralmente, para os pacientes que são operários de trabalhos pesados, atletas de elite com lesão na extremidade dominante e aqueles que se opõem à deformidade estética causada pela luxação do tipo III. Estudos clínicos mostraram que o retorno às atividades de trabalho ou à prática de esportes não é mais rápido com o uso da intervenção cirúrgica do que com a opção pelo tratamento conservador e que o acompanhamento, em longo prazo, das funções do ombro são essenciais em ambos os métodos. Em geral, as lesões do tipo III devem ser tratadas, inicialmente pelo tratamento conservador, com a intervenção cirúrgica reservada para aqueles com dor crônica ou instabilidade (JOHANSEN et al., 2011).

- *Tipo IV, V e VI:* Baseando-se na literatura não existem evidências recomendando um tipo de tratamento específico para as lesões de níveis mais elevados. O tratamento cirúrgico é o mais utilizado, entretanto, mesmo sendo incomum existem relatos de realização de tratamentos não operatórios. Embora a lesão de grau V possa ser corrigida em uma lesão de grau III, com o fechamento deltatrapezoidal isolado, é recomendado para a maioria dos pacientes a reconstrução dos ligamentos coracoclavicular e acromioclavicular (JOHANSEN et al., 2011).

2.2.2.1. Metodologia dos tratamentos cirúrgicos

O princípio básico dos tratamentos da luxação da articulação acromioclavicular é restaurar a congruência articular e a estabilidade mecânica, com a maior precisão possível, para proporcionar as condições fisiológicas para o desenvolvimento de uma cicatrização tecidual rígida. Efetivamente, a capacidade de realizar uma reconstrução funcional da anatomia da articulação através da cirurgia pode reduzir a incidência de osteoartrite secundária tardia e evitar o desconforto persistente. Com o intuito de atingir esse objetivo vários procedimentos cirúrgicos foram propostos, com nenhuma indicação específica para a seu uso (LÄDERMANN et al., 2013). Assim, devido à elevada frequência da luxação acromioclavicular, desenvolveram-se mais de 75 procedimentos cirúrgicos para o seu tratamento, ainda havendo controvérsias sobre qual método é o mais eficaz em cada caso. Os procedimentos cirúrgicos para a correção da instabilidade da articulação acromioclavicular requerem que haja atenção à reconstrução dos ligamentos acromioclaviculares, para que a estabilidade horizontal e vertical da articulação seja reestabelecida (JOHANSEN et al., 2011).

Atualmente, os principais tratamentos baseiam-se na reparação do ligamento acromioclavicular através de pinos, parafusos, fios de sutura, placas e ganchos, na transferência do ligamento coracoacromial, na reparação do ligamento coracoclavicular e na reconstrução anatômica dos ligamentos, além da transferência dinâmica dos músculos (PONCE et al., 2004; MAZZOCCA et al., 2007).

a) Reparação do ligamento acromioclavicular

Algumas técnicas envolvem a reparação do ligamento acromioclavicular utilizando fios Kirschner ou pinos colocados através da articulação. Entretanto, esses tratamentos caíram em desuso devido às altas taxas de complicações, que incluem a perda da redução

da clavícula à sua posição anatômica e a migração do pino. As técnicas atuais enfatizam o uso de placas de fixação que podem ser utilizadas com ou sem a reconstrução dos ligamentos coracoclaviculares, como mostra a Fig. 2.17. As placas devem ser removidas em um período de 8 a 16 semanas após a cirurgia, podendo ocorrer a flexão e o deslocamento das placas, além da possibilidade de infecções cirúrgicas (JOHANSEN et al., 2011).

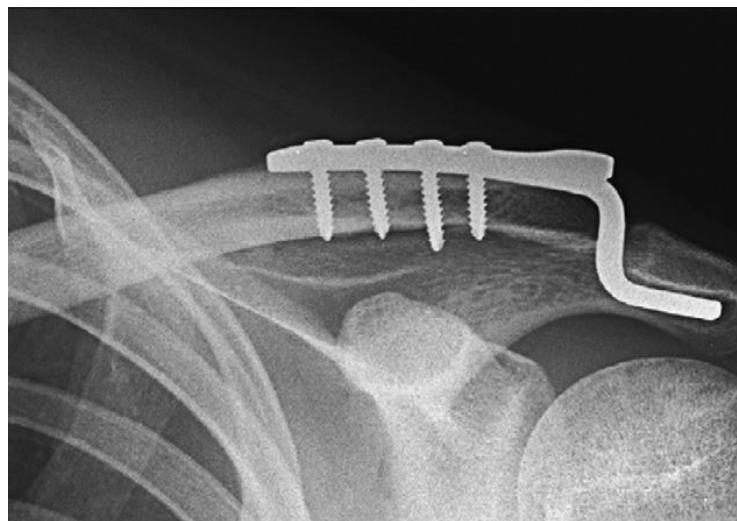


Figura 2.17 – Radiografia mostrando uma placa de fixação temporária para a luxação acromioclavicular (JOHANSEN et al., 2011).

b) Transferência do ligamento coracoacromial: Técnica de Weaver-Dunn

A técnica de transferência do ligamento coracoacromial, mostrada na Fig. 2.18, é uma das mais utilizadas e, apesar das várias modificações que já sofreu, é geralmente conhecida como Técnica de Weaver-Dunn (FLATOW, 1993). Neste caso, o ligamento coracoacromial é bruscamente separado da região mais ântero-lateral do acrômio, onde está fixado, mantendo o comprimento máximo possível. A extremidade distal do ligamento é isolada por um fio de sutura. É feito o ressecamento de cerca de 1 cm da clavícula distal e as extremidades das suturas são passadas através dos furos na face superior da clavícula distal. O membro superior é elevado e a clavícula é reduzida a sua posição anatômica e as suturas são amarradas. A estabilidade da articulação acromioclavicular é reforçada pelos fios de sutura que são passados sob o processo coracóide e, em seguida, através de dois furos na face anterior da clavícula, sendo amarrados (THOMAS et al., 2011).

Os procedimentos para aumentar a resistência através da reconstrução do ligamento coracoclavicular, utilizando fios de sutura, âncoras de sutura, parafusos ou enxertos, são comumente realizados e ocorrem devido às desvantagens biomecânicas da técnica de

Weaver-Dunn, como as limitações biomecânicas do ligamento coracoacromial para a reconstrução da estabilidade da articulação (PONCE et al., 2004; JOHANSEN et al., 2011). Algumas dessas desvantagens são as baixas resistências da fixação inicial, devido ao ligamento coracoacromial transferido para a clavícula distal suportar apenas 25% da carga máxima do ligamento coracoclavicular intacto e o baixo valor de rigidez, que corresponde a apenas 10% dos ligamentos coracoclaviculares intactos (HARRIS et al., 2000; WELLMANN et al., 2008).

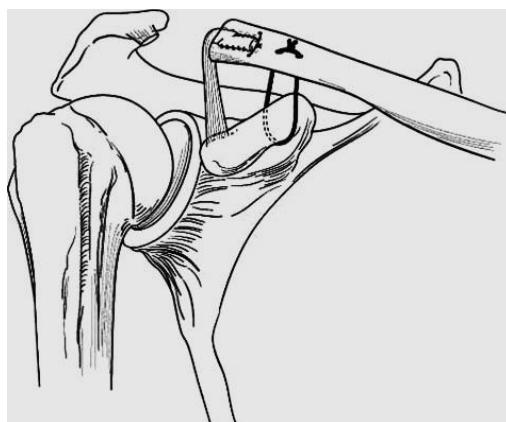


Figura 2.18 – Procedimento de transferência do ligamento coracoacromial pela técnica de Weaver- Dunn (THOMAS et al., 2011).

O procedimento cirúrgico é realizado com o paciente na posição de “cadeira de praia” e após a aplicação de anestesia geral. Primeiramente, realiza-se uma incisão cutânea de 5 a 6 cm de comprimento, mostrada na Fig. 2.19 (A), centrada na linha de Langer, com aproximadamente 1,5 a 2 cm medial à articulação acromioclavicular. Começando no aspecto posterior da clavícula distal, a incisão se estende anteriormente ao processo coracóide. Retalhos de pele subcutânea são elevados para permitir a colocação de um afastador de auto-retenção. A fáscia deltóide é cuidadosamente identificada, como mostra a Fig.2.19 (B), e o deltóide pode ser elevado como uma aba ou levantada em sua totalidade. O comprimento da incisão de elevação do deltóide é feita ao longo da porção média da clavícula com eletrocauterização e estende-se lateralmente para além do homólogo do menisco para a extremidade do acrômio. Os ligamentos acromioclavicular são divididos de medial para lateral e são preservados para reparação após o processo de reconstrução.

Uma vez que o deltóide foi separado da clavícula, o plano superficial ao ligamento coracoacromial deve ser identificado e o excesso de tecidos mole removido, para definir as fronteiras do ligamento. Deve ser realizada a dissecção lateral do deltóide, permitindo a visualização completa do ligamento coracoacromial. O ligamento coracoacromial é fixado com as suturas não absorvíveis, Fig 2.19 (C). Para determinar o local para a ressecção da

clavícula, o ligamento é direcionado superiormente pela rota mais direta até a clavícula. O corte feito na clavícula apresenta certa angulação, para que a curva da inserção do ligamento seja menos abrupta. Com uma cureta pequena o canal medular é aberto, possibilitando a passagem do ligamento. Antes da transferência do ligamento coracoacromial, são feitos furos anterior e posterior de uma forma cruzada, isto é, entrando pela lateral da clavícula anteriormente e saindo pela clavícula medial posteriormente e vice-versa, com uma broca de 2 mm saindo cerca de 15 a 20 mm medial ao corte da clavícula, como pode ser visto na Fig. 2.19 (D). Os furos são utilizados para a passagem das suturas que seguram o ligamento, com o auxílio de um passador de fios curvo, Fig. 2.19 (E).

Antes de realizar a redução da clavícula e amarrar os fios de sutura sobre o córtex superior, o reparo pode ser aumentado. Pode ser feita uma fixação adicional com o uso de tecidos autógenos, como um enxerto semitendinoso, ou através de amarrilhos de diferentes tipos de suturas sintéticas. Passam-se duas suturas grossas e não absorvíveis sob o processo coracóide, em uma direção medial para lateral facilitada por um passador de fios curvos. A clavícula é perfurada com furos bicorticais, localizados no ponto de transição entre o terço anterior e os dois terços posteriores da clavícula, na direção ântero-posterior, para passagem das suturas coracoclaviculares, como está ilustrado na Fig. 2.19 (F). A articulação acromioclavicular deverá ser reduzida empurrando-se o cotovelo para cima, para levar o acrômio até a clavícula. Mantendo a articulação na posição reduzida, amarram-se as suturas coracoclaviculares e os fios que fixam o ligamento coracoacromial à clavícula, Fig. 2.19 (G). A cápsula articular deve ser identificada e reparada, em seguida fecham-se as aponeuroses do deltóide e do trapézio. O tecido subcutâneo e a pele devem ser fechados da maneira normal. Após o fechamento é feito um suporte em torno do ombro, mostrado na Fig. 2.19 (H), que ajuda a elevar o úmero proximal e o acrômio, evitando cargas adicionais sobre os ligamentos reconstruídos. O paciente é imobilizado por seis semanas e após esse período inicia a realização de exercícios. Os exercícios de fortalecimento são normalmente adiados até 12 semanas após a cirurgia e o retorno à prática de esportes de contato é evitado por cerca de 5 a 6 meses (PONCE et al., 2004).

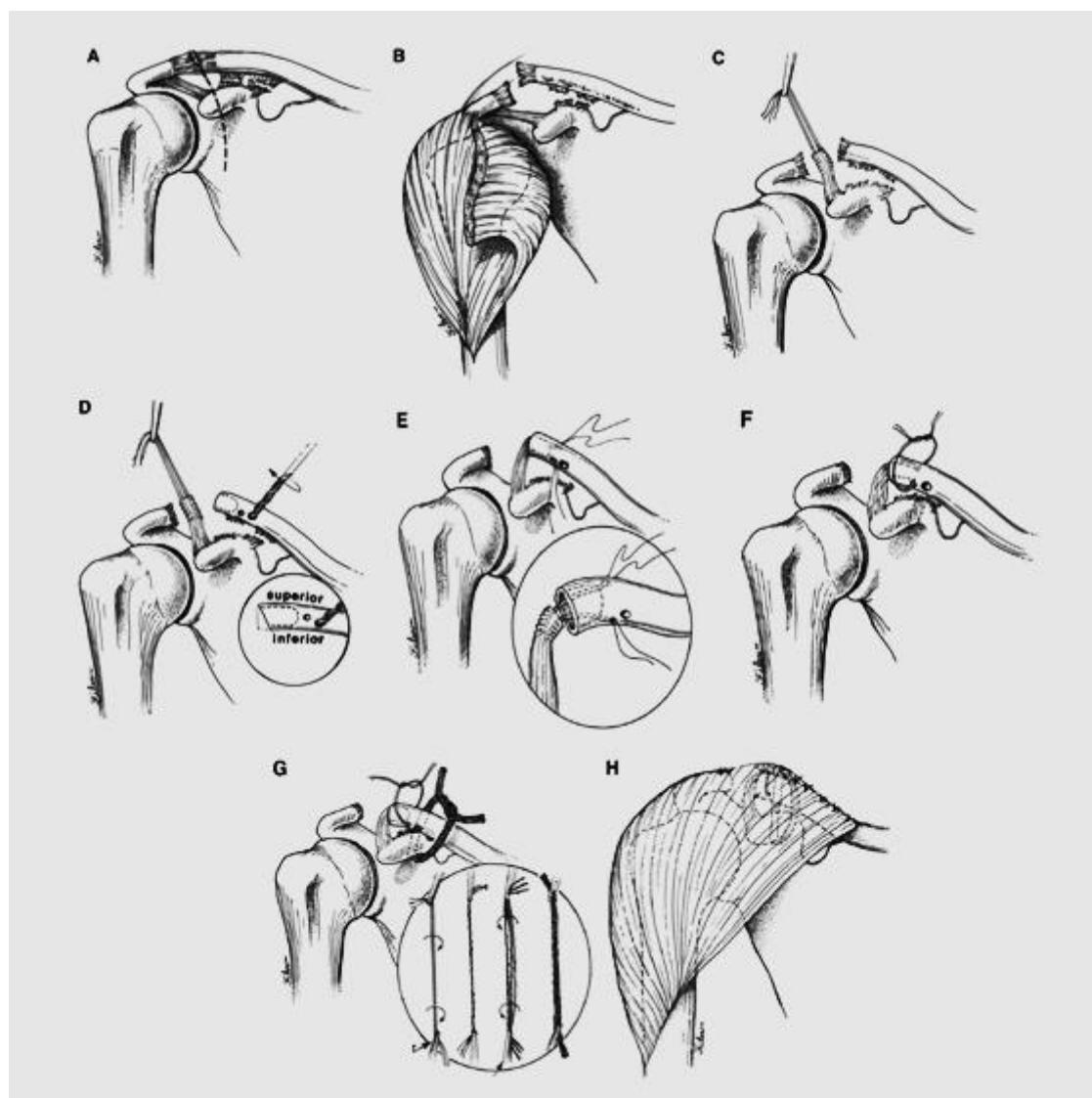


Figura 2.19 - Reconstrução do ligamento coracoclavicular pela técnica de Weaver-Dunn modificada. (A) Incisão, (B) Deltóide retirado para a exposição, (C) Remoção do ligamento coracoacromial, (D) Preparação da clavícula, (E) Passagem do ligamento coracoacromial através da clavícula, (F) Assegurar a transferência de ligamento, (G) Transferência do ligamento reforçada pelos fios de sutura e (H) Reparo final (PONCE et al., 2004).

c) Reparação do ligamento coracoclavicular

A fixação do intervalo coracoclavicular é realizada através das técnicas de fixação por parafusos, laços de sutura, âncoras de sutura e “endobutton ou flip button”, que transferem as forças combinadas, que agem normalmente na articulação acromioclavicular e nos ligamentos coracoclaviculares, para pontos de fixação na clavícula e no processo coracóide. A desvantagem dessa técnica é que a fixação é muito rígida e as forças concentradas aplicadas sobre os pontos de fixação podem levar a falha dos dispositivos, à

osteólise da clavícula ou do processo coracóide ou até mesmo à fratura da clavícula ou do processo coracóide. Inicialmente esse procedimento envolvia a fixação por parafusos, mostrada na Fig. 2.20, com ou sem a reparação do ligamento coracoclavicular, e apresentou bons resultados biomecânicos, com a maior carga de ruptura e reconstrução mais rígida, entretanto a elevada rigidez pode provocar a soltura do parafuso e a fratura da clavícula e do coracóide (JOHANSEN et al., 2011).

A fixação do intervalo coracoclavicular feita através de fios de sutura, usualmente conhecida como amarrilhos coracoclaviculares, consiste em realizar um furo de 4,5 mm através do córtex superior da clavícula, aproximadamente 2 cm medial a clavícula distal. São passados fios de sutura sob o processo coracóide. Dois deles são passados através do furo feito na clavícula e enlaçados anteriormente à clavícula e os outros dois posteriormente a ela, como mostra a Fig. 2.21. A clavícula é mantida reduzida e cada par de suturas é amarrado (THOMAS et al., 2011). A estabilização da articulação acromioclavicular através de fios de sutura não absorvíveis exclui algumas complicações que surgem com o uso de implantes e evita a fonte de morbidade que ocorre com os enxertos, além de apresentar baixos custos (LÄDERMANN et al., 2013).



Figura 2.20 – Radiografia mostrando a fixação coracoclavicular usando um parafuso (JOHANSEN et al., 2011).

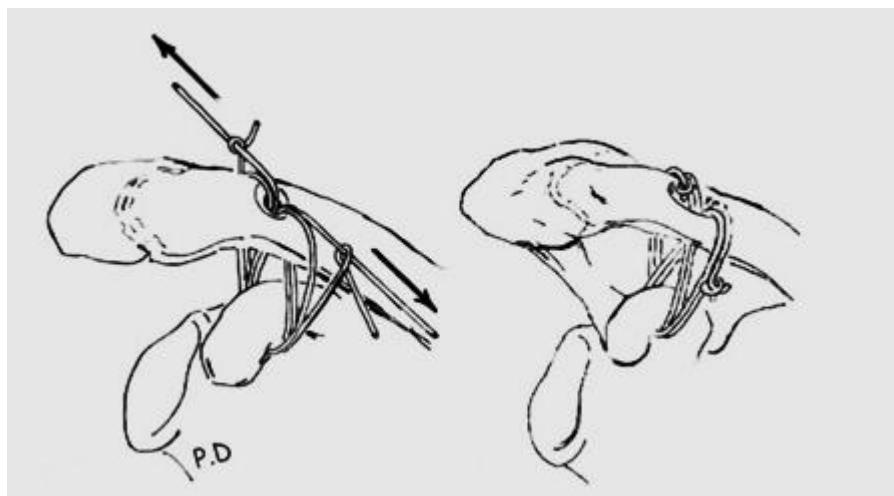


Figura 2.21 – Procedimento de fixação do intervalo do ligamento coracoclavicular através dos amarrilhos de fios de sutura (THOMAS et al., 2011).

d) Reconstrução anatômica do ligamento coracoclavicular

A técnica de reconstrução anatômica dos ligamentos acromioclavicular e coracoclavicular consiste na substituição dos ligamentos lesionados por enxertos de tecidos conjuntivos ou enxerto de tendão, como pode ser visto na Fig. 2.22, e tem sido cada vez mais utilizada pelos ortopedistas. Diversos estudos clínicos e biomecânicos mostraram a superioridade desse tratamento na reprodução da resistência e da rigidez da articulação acromioclavicular nativa comparada com outras técnicas de reconstrução. Embora esses procedimentos possuam vantagens, sua utilidade clínica ainda não foi comprovada por estudos comparativos em paciente, que produziriam resultados superiores aos de outras técnicas de fixação (JOHANSEN et al., 2011).

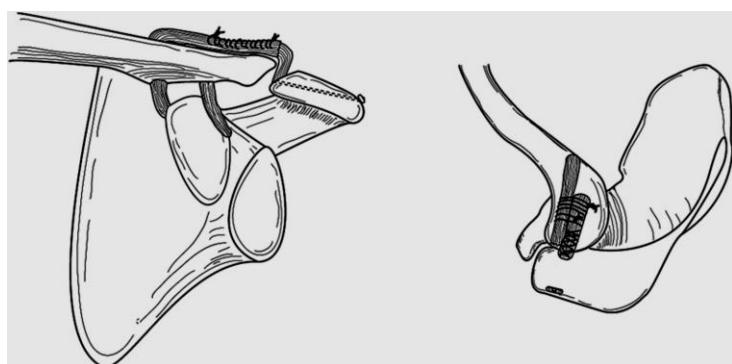


Figura 2.22 – Reconstrução acromioclavicular feita a partir de enxerto de tendão (JOHANSEN et al., 2011).

2.2.2.2. Complicações das técnicas cirúrgicas

Os tratamentos cirúrgicos convencionais das lesões acromioclaviculares possuem certos riscos, como a possibilidade de persistência da dor, retorno incompleto das funções, osteólise da clavícula distal, início tardio da artrose da articulação acromioclavicular e instabilidade recorrente da articulação. Por ser a principal articulação suspensora da extremidade superior e ser submetida a forças elevadas e cargas repetitivas, as técnicas de reconstrução que geram a elevada rigidez da articulação estão sujeitas a complicações secundárias (JOHANSEN et al., 2011).

Técnicas que utilizam enxertos ou materiais sintéticos passando por baixo do processo coracóide representam um risco para o plexo braquial e podem provocar lesão da artéria axilar. A fixação por “flip button” incluem os riscos de fratura da clavícula e do coracóide, perda de redução da clavícula e erosão do dispositivo através da clavícula (JOHANSEN et al., 2011).

O uso de parafusos de fixação coracoclavicular pode acarretar o arrancamento do parafuso ou a fratura do processo coracóide ou da clavícula. A perda da redução feita na articulação também é uma complicações comum. O peso do braço e da escápula gera uma força estática na reconstrução coracoclavicular. Os reforços na reparação e na reconstrução dos ligamentos auxiliam na diminuição da incidência da falha completa, porém a perda de redução permanece frequente. O excesso de ressecção da clavícula distal também causa graves problemas, pois a clavícula está encurtada, há a ausência de ligamentos acromioclaviculares e locais de fixação, além da instabilidade rotatória da escápula (MAZZOCCA et al., 2007).

Os pinos de fixação podem migrar para o pulmão, para a artéria subclávia ou para o canal espinhal. As placas de fixação podem sofrer erosão através do acrônio. A técnica de amarrilhos coracoclaviculares com fios de sutura não absorvíveis pode ser complicada pela erosão na clavícula ou no processo coracóide. Outras complicações potenciais associadas aos tratamentos cirúrgicos são as infecções, reações do organismo aos corpos estranhos, calcificação, osteólise e dores persistentes. As dores podem ser causadas pela instabilidade horizontal da clavícula, lesão subacromial ou lesão neurológica (MAZZOCCA et al., 2007; JOHANSEN et al., 2011).

CAPÍTULO III

REVISÃO DA LITERATURA

Apresenta-se neste capítulo uma revisão da literatura sobre os trabalhos em que foram realizados ensaios mecânicos das técnicas cirúrgicas para o tratamento da luxação acromioclavicular. Serão abordados, também, aspectos do comportamento mecânico dos ligamentos e dos fios de sutura utilizados nos procedimentos cirúrgicos para a estabilização da articulação acromioclavicular.

3.1. Ensaios Mecânicos das Técnicas Cirúrgicas

No trabalho de Harris et al. (2000) foram testados 19 estruturas de osso-ligamento-osso do ligamento coracoclavicular de cadáveres humanos, submetidos à tração uniaxial até a ruptura. Sete espécimes foram mantidos intactos, seis tiveram o ligamento trapezóide seccionado e seis tiveram o ligamento conóide seccionado. Realizou-se a reconstrução do ligamento coracoclavicular usando-se a técnica de transferência do ligamento coracoacromial, amarrilhos com sutura de poliéster, âncoras de sutura e parafusos Bosworth. Nos ensaios aplicou-se a carga de tração uniaxial na clavícula, ao longo do eixo do ligamento conóide, a uma taxa de 25 mm/min, em uma máquina MTS 858. A escápula foi fixada em uma caixa de aço com o topo aberto utilizando a liga de chumbo-cádmio fundida, permitindo que a parte superior da coluna, glenóide e coracóide se projetassem. A caixa da escápula foi presa em um sensor de carga estacionário e a clavícula a uma garra especial de pontos de carga múltiplos em ambos os lados do complexo do ligamento coracoclavicular. Determinou-se a carga de ruptura, a rigidez, o alongamento e a energia absorvida na ruptura, além dos modos de falha. Os modos de falha foram caracterizados pela ruptura média, avulsão, que inclui um fragmento de osso, ou inserção, sem a presença

de fragmento de osso, do coracóide ou da clavícula. Os espécimes reconstruídos apresentaram basicamente dois mecanismos de falha, o dano nos dispositivos utilizados ou no componente ósseo da cintura escapular. A transferência do ligamento coracoacromial falhou devido a ruptura da sutura no ponto de saída do canal medular escapular, em 2 dos 7 casos testados, e, no restante dos testes, devido ao arrancamento da sutura do ligamento coracoacromial. Nos testes com amarrilho coracoclavicular observou-se a fratura na base do coracóide, em todos os casos. Os amarrilhos coracoclaviculares e as âncoras de sutura apresentaram força de resistência máxima similar à obtida para o ligamento íntegro, de 423 ± 169 N e 366 ± 96 N respectivamente, mas com deformações significativamente maiores, de $26,12 \pm 6,8$ mm e $14,52 \pm 2,6$ mm, e valores de rigidez menores, de 23 ± 7 N/mm e 28 ± 4 mm. A fixação por parafuso resultou em uma rigidez comparável ao ligamento intacto, 103 ± 63 N/mm e para o unicortical e 176 ± 26 N/mm para o bicortical, e maior força de resistência, de 229 ± 99 N para o unicortical e 927 ± 64 N para o bicortical. Os valores de alongamento na ruptura foram de $3,37 \pm 1,1$ mm para o parafuso unicortical e $6,63 \pm 0,9$ mm para o bicortical. A transferência do ligamento coracoacromial foi a técnica menos resistente, com 145 ± 107 N, e menos rígida, com 8 ± 4 N/mm, e alongamento de $11,65 \pm 3,6$ mm, sendo indicado que se realizasse um reforço nesses casos. Assim, os autores concluíram que as reconstruções analisadas não foram capazes de restaurar as funções mecânicas normais do complexo do ligamento coracoclavicular.

A proposta do estudo de Motamedi et al. (2000) foi avaliar e comparar os valores de resistência, rigidez e o modo de falha do ligamento coracoclavicular em 4 diferentes técnicas de modificações para o reforço do procedimento de Weaver-Dunn, necessárias para proteger a transferência do ligamento coracoacromial durante a fase de cicatrização, quando ele ainda está fraco. Os ensaios dos ligamentos coracoclaviculares foram realizados em 9 espécimes do ombro de cadáveres humanos. As modificações da técnica cirúrgica foram testadas em 19 espécimes, das quais se removeram o ligamento trapezóide e o conóide, e não foi realizada a transferência do ligamento coracoacromial em nenhuma delas. Os procedimentos de aumento testados foram: 1) nove fios de monofilamento trançado de polidioxanona nº1 passados sob a base do processo coracóide e em torno da clavícula; 2) um parafuso unicortical esponjoso de 6,5 mm inserido através de um furo de broca de 3,2 mm, no centro da clavícula e na base do coracóide; 3) dois fios de polietileno trançado passados sob a base do coracóide e em torno da clavícula; 4) dois fios de polietileno trançado passados sob a base do coracóide e através de um furo de 2,5 mm no centro da clavícula. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados com a escápula e a clavícula presas à máquina de testes hidráulica MTS, posicionadas anatomicamente e tensionadas para permitir a redução anatômica da articulação acromioclavicular. O corpo escapular foi

colocado em um bloco de metal usando cimento de metacrilato de metila, sendo parafusado à máquina. Fixou-se a clavícula a uma barra de metal ligada à célula de carga através uma junta universal ou dobradiça. Esta configuração permitiu que os ligamentos coracoclaviculares e as técnicas de modificação fossem orientados paralelamente e alinhadas com a máquina de tração. Os espécimes foram pré-carregadas com uma força de 20 N, mantendo a junta universal livre para se mover e distribuir uniformemente a carga. A junta universal foi travada em uma posição determinada, para evitar a rotação da clavícula, e foram feitos ensaios de tração até a ruptura com uma taxa de deformação 100% por segundo. A rigidez foi calculada a partir da inclinação da porção linear da curva de carga x deslocamento, obtida por regressão linear. Os modos de falha foram visualmente analisados em cada amostra por observação direta e análise de vídeo. Nos resultados para a carga média de ruptura não foram observadas diferenças significativas entre o ligamento intacto, $724,9 \pm 230,9$ N, e os procedimentos utilizando a sutura trançada de polidioxanona (PDS), $676,7 \pm 115,4$ N, ou a sutura trançada de polietileno passada através da clavícula, $986,1 \pm 391,1$ N, ou em torno da clavícula, $762,7 \pm 218,2$ N. A carga média de ruptura para a técnica com o parafuso trabecular de 6,5 mm através da clavícula e num único córtex do coracóide foi de $390,1 \pm 253,6$ N, sendo significativamente mais baixa do que para os ligamentos coracoclaviculares íntegros. Não houve diferença na média da rigidez entre os ligamentos íntegros, $115,9 \pm 36,2$ N/mm, e a reconstrução feita com as suturas trançadas de polietileno através da clavícula, $99,8 \pm 22,2$ N/mm, ou em torno dela, $90 \pm 25,5$ N/mm. A reconstrução feita com as suturas de polidioxanona apresentou menor rigidez, $27,4 \pm 3,3$ N/mm, do que o ligamento intacto, enquanto o parafuso foi mais rígido, $250,4 \pm 88,2$ N/mm. Os valores de resistência e rigidez para a técnica com a sutura trançada de polietileno, passada através da clavícula e ao redor dela, não mostraram diferenças significativas.

O comportamento biomecânico da reconstrução cirúrgica da articulação acromioclavicular foi estudado por Jari et al. (2004). Os procedimentos cirúrgicos avaliados foram a fixação coracoclavicular através de suturas, a fixação coracoclavicular por parafuso de Rockwood e a fixação coracoclavicular através de suturas associada com a transferência do ligamento coracoacromial. Doze ombros de cadáveres humanos foram usados para os testes e realizaram-se os ensaios mecânicos em um sistema com sensor robótico e universal de força - momento, em que foram aplicados carregamentos externos de 70 N nas direções anterior, posterior e superior. A clavícula e a escápula foram fixadas em uma base de resina epóxi. Garras especiais foram feitas para prender a escápula à extremidade atuante do manipulador robótico e a clavícula à base da máquina de ensaios. Determinaram-se os resultados cinemáticos da articulação acromioclavicular, que consistem nas translações primárias e acopladas das três direções, e as forças *in situ* nos ligamentos

coracoclaviculares, da estrutura intacta e ou da técnica cirúrgica. Para descrever os movimentos da clavícula com respeito à escápula definiu-se um sistema de coordenadas associado à escápula. O eixo x foi considerado perpendicular ao plano da escápula e direcionado anteriormente, o eixo y estaria paralelo ao plano escapular e direcionado superiormente e obteve-se o eixo z pelo produto vetorial dos outros eixos, posicionando-o na direção proximal. Os testes na articulação acromioclavicular intacta registraram as translações ântero-posterior, supero-inferior e proximal-distal, além do resultado de forças e momentos em cada posição. Em seguida, seccionaram-se a cápsula acromioclavicular e os ligamentos coracoclaviculares da estrutura intacta e foram aplicadas as mesmas condições cinemáticas determinadas previamente. Assim, foram obtidas as forças *in situ* da cápsula e dos ligamentos e após a secção a força remanescente produzida pelo contato ósseo foi assumida como a força de contato da articulação. Após as reparações cirúrgicas, foi determinada a cinemática da articulação em resposta a carga de 70 N aplicada nas três direções. Com a reparação cirúrgica dos ligamentos coracoclaviculares, a partir da técnica dos amarrilhos, houve aumento significativo de 110% na translação anterior e 330% na posterior, em relação à estrutura intacta. O uso do parafuso de Rockwood apresentou redução significativa de 60% na translação posterior e após a reconstrução com a transferência do ligamento coracoacromial a translação aumentou significativamente em todas as direções, 110% na anterior, 360% na posterior e 100% na superior. Os valores das translações acopladas apresentaram mudanças significativas após a reparação por amarrilho. Em resposta ao carregamento anterior, a translação proximal-distal teve aumento de 230% e a supero-inferior de 100%. Os deslocamentos devido à carga posterior aumentaram 170% na direção proximal-distal e 350% na supero-inferior, enquanto que para a carga superior o deslocamento ântero-posterior sofreu aumento de 750%. A reparação com o parafuso de Rockwood reduziu significativamente, em 90%, o movimento proximal-distal em resposta à carga anterior. Para a reconstrução com a transferência do ligamento, em resposta à carga anterior, houve um aumento de 210% no movimento proximal-distal. Devido à carga posterior ocorreu redução de 140% no deslocamento proximal-distal e aumento de 180% na translação supero-inferior. A carga superior provocou o aumento de 500% na translação proximal-distal e de 930% na ântero-posterior. O parafuso de Rockwood, quando comparado ao ligamento intacto, apresentou uma força 30% maior, em resposta a carga anterior, 170% maior, em resposta a carga posterior, e 10% menor, em resposta a carga superior. As forças de contato da articulação, em resposta à carga anterior, para os amarrilhos foram de 33 ± 23 N, correspondendo a um valor 80% maior do que a articulação acromioclavicular intacta, que foi de 18 ± 19 N. Também para a carga anterior, a técnica de transferência do ligamento foi 30% maior do que a estrutura intacta. Em resposta

à carga superior, a força de contato da articulação foi 200% maior para a reparação com o parafuso de Rockwood, 9 ± 13 N, do que a obtida pela articulação intacta, 3 ± 4 N. Com os resultados obtidos observou-se que o uso do parafuso Rockwood reduziu a movimentação da articulação acromioclavicular, enquanto as outras técnicas produziram um aumento das translações nas direções primárias e acopladas.

Segundo Thomas et al. (2011), diversas técnicas cirúrgicas são descritas na literatura, porém a mais indicada ainda não foi determinada. O objetivo da fixação é realizar uma reconstrução dos ligamentos coracoclaviculares rígida e resistente, para gerar uma estabilidade ótima. O procedimento cirúrgico mais tradicional é a técnica de Weaver-Dunn, entretanto, devido à elevada taxa de instabilidade recorrente com o uso desta técnica ocorreram mudanças para a realização de reparações mais anatômicas. O trabalho desses autores teve como objetivo comparar o comportamento biomecânico da reconstrução dos ligamentos coracoclaviculares feita através da técnica de Weaver-Dunn com outros 4 procedimentos alternativos: a reconstrução anatômica com aloenxerto, a reconstrução anatômica com suturas, a reconstrução anatômica com GraftRope e a reconstrução não anatômica com aloenxerto. A luxação acromioclavicular do tipo III foi simulada em 30 amostras de ombro de cadáveres humanos, que foram reparados através das técnicas cirúrgicas. Os ensaios mecânicos foram realizados em uma máquina de ensaios hidráulica, MTS Bionix 858. O corpo da escápula foi envasado em um bloco de plástico, utilizando cimento de metacrilato de metilo, e fixado à máquina. A clavícula foi presa a uma barra de metal ligada à célula de carga da máquina por meio de uma dobradiça. Este alinhamento gerou uma força de tração paralela aos ligamentos coracoclaviculares. Aplicou-se uma pré-carga cíclica de 20 N por 10 segundos (0,1 Hz), para 5 repetições e, em seguida, para pré condicionar os ligamentos, foi aplicada por 30 segundos a carga de 20 N. As amostras foram pré-carregadas para evitar qualquer relaxamento no sistema e para alongar a estrutura a uma carga uniforme, antes que as medições começassem. Após essa etapa, realizou-se o ensaio de tração dos espécimes, com a aplicação da carga a uma velocidade de 25 mm/min, até que ocorresse a falha. Quatro das articulações intactas do grupo controle falharam devido à ruptura dos ligamentos coracoclaviculares e uma delas devido à fratura da clavícula. A técnica de Weaver-Dunn falhou primeiramente na sutura do amarrilho coracoclavicular e depois no ligamento coracoacromial. O grupo de reconstrução por sutura anatômica falhou no nó. No grupo com reconstrução não anatômica com aloenxerto, 2 espécimes tiveram fratura no processo coracóide, 2 apresentaram fratura na clavícula e em um deles ocorreu a ruptura da sutura. No grupo com reconstrução anatômica por enxerto, ocorreram em 2 amostras o rompimento do enxerto, em 2 espécimes os parafusos de biotenodesis foram retirados da clavícula em uma delas houve a fratura do processo

coracóide. As amostras de controle apresentaram a carga média de ruptura de $1330,6 \pm 447$ N. Comparando com as demais técnicas observou-se que o maior valor de carga de ruptura, de 948 ± 148 N, foi encontrado para o procedimento com aloenxerto anatômico. Essa técnica possui carga de ruptura significativamente maior do que a de Weaver-Dunn, que apresentou $523,2 \pm 98,6$ N, a sutura anatômica, com $578,2 \pm 195,3$ N, o aloenxerto não anatômico, com $591,2 \pm 65,6$ N, e o GraftRope, com $646 \pm 167,4$ N.

Lädermann et al. (2013) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a estabilidade da articulação acromioclavicular após o reparo por técnicas cirúrgicas comparadas à estrutura intacta. Os testes foram realizados em 9 pares de ombro intactos de cadáveres humanos divididos em 3 grupos de estudo de forma aleatória de acordo com a distância coracoclavicular. As técnicas aplicadas foram os amarrilhos coracoclaviculares e acromioclavicular, para estabilizar os complexos coracoclavicular e acromioclavicular, o Twin Tail TightRope, para reparar o complexo coracoclavicular, e o sistema de placa de fixação, usada para estabilizar a articulação acromioclavicular. Os testes foram realizados em uma máquina MTS Bionix 858 e a porção inferior da escápula e a extremidade medial da clavícula foram embebidas em polimetilmetacrilato e fixadas à máquina. Foi utilizada uma célula de carga com carga máxima de 4 kN. Nas amostras intactas foram feitos ensaios de tração não destrutivos quasi-estáticos, aplicando na direção superior cargas mínimas e máximas, de 10 N e 70 N respectivamente, e na direção ântero-posterior cargas máximas de ± 35 N, a uma velocidade de 10 mm/min. As amostras reparadas foram inicialmente testadas pelo mesmo ensaio feito nas amostras intactas. Após essa etapa, realizaram-se os testes de tração cíclicos destrutivos aplicando o carregamento sinusoidal até a falha. A falha foi considerada como o aumento da distância coracoclavicular de 5 mm. Realizaram-se os ensaios cíclicos a uma taxa de 2 Hz na direção superior, com o aumento contínuo da carga de pico, a partir de 70 N, com um incremento de força fixa de 0,02 N/ciclo, mantendo uma carga vale constante de 20 N. O grupo que utilizou a Twin Tail TightRope apresentou os maiores valores de rigidez supero-inferior de $73,77 \pm 14,04$ N/mm e ântero-posterior de $29,58 \pm 1,52$ N/mm, seguido pela técnica com amarrilhos, $59,73 \pm 10,33$ N/mm e $24,31 \pm 4,14$ N/mm, e para a placa a rigidez supero-inferior encontrada foi de $24,08 \pm 5,29$ N/mm. Após a reconstrução, os valores reduziram de forma não significativa quando comparados à situação intacta, sendo de 3,47 mm para a reparação por Twin Tail TightRope e 3,26 mm para os amarrilhos. O deslocamento coracoclavicular superior médio foi significativamente maior para a reconstrução por placa, 1,59 mm, comparado com o Twin Tail TightRope, 0,82 mm, mas não quando comparado aos amarrilhos, 0,96 mm, após um ciclo de carga. Entretanto, o deslocamento médio após 500 ciclos aumentou mais de 50% para a placa, 3,36 mm, e menos de 50% para as outras técnicas, passando para 1,16 mm com o Twin Tail

TightRope e 1,40 mm para os amarrilhos. Os ciclos para ocorrer a falha foram significativamente maiores para os amarrilhos, 7298 ± 1244 ciclos, e o Twin Tail TightRope, 4434 ± 727 ciclos, do que para a placa, com 1683 ± 509 ciclos. O principal modo de falha para a reconstrução por placa foi devido à fratura da clavícula iniciada na parte medial do parafuso, enquanto que o Twin Tail TightRope, apresentou, na maioria dos casos, a ruptura completa do button do coracóide. Na reconstrução com amarrilhos, em 5 dos 6 casos ocorreu o relaxamento da sutura e em apenas 1 caso houve ruptura completa do processo coracóide.

3.2. Ligamentos

O ligamento é um composto biológico adequado para as funções fisiológicas que executa, constituído de uma matriz de substâncias básicas reforçadas por colágeno e elastina. A matriz de substância básica é composta por proteoglicanos, glicolipídios, fibroblastos e grande quantidade de água. A água representa cerca de dois terços do peso dos ligamentos normais, 70 a 80% do peso restante é constituído pelo colágeno da proteína fibrilar, que é o principal componente responsável por resistir à tensão de tração do material, e a outra parcela é composta de substâncias de base e uma pequena quantidade de elastina (WEISS e GARDINER, 2001).

A maior parte da carga transportada por ligamentos é ao longo da direção das fibras de colágeno e à medida que essas cargas são transferidas para os ossos, os locais de inserção determinam a orientação das forças de ligamento-osso, influenciando a cinemática da articulação. Além das cargas uniaxiais, também são aplicadas a essas estruturas tensões de cisalhamento e tensões de contato devido à compressão. A ocorrência de lesões e distúrbios dos ligamentos é comum quando essas cargas aplicadas excedem o limite de resistência do material. A cinemática das articulações é determinada por uma combinação da geometria óssea, das forças dos ligamentos e das forças dos tendões e músculos. Os ligamentos, que conectam osso a outro osso, contribuem para a manutenção adequada da cinemática da articulação, orientando movimentos normais e fornecendo uma restrição mecânica passiva para evitar os movimentos anormais. A geometria anatômica dos ligamentos e a posição de seus locais de inserção têm papéis importantes no movimento articular e na estabilidade (WEISS e GARDINER, 2001).

Os ligamentos são estruturas viscoelásticas com propriedades mecânicas únicas. Eles são adaptáveis e flexíveis, permitindo movimentos naturais dos ossos aos quais estão ligados, mas são fortes e inextensíveis para oferecer resistência satisfatória às forças aplicadas. A análise de seu comportamento mecânico fornece informações importantes para

a compreensão dos mecanismos de lesão e seu tratamento. Essa estrutura sustenta, principalmente, cargas de tensão durante o carregamento normal e excessivo e quando estas cargas levam à lesão, o grau da lesão é afetado pela taxa de impacto e pela quantidade de carga (NORDIN e FRANKEL, 2003).

3.2.1. Propriedades mecânicas dos ligamentos

A obtenção das propriedades dos ligamentos é feita a partir de ensaios mecânicos e dependem das estruturas que serão testadas. As propriedades estruturais são encontradas em testes da estrutura completa de osso-ligamento-osso, ao passo que as propriedades do material são derivadas a partir de testes do tecido do ligamento isolado ou a partir de um complexo osso-ligamento-osso. As propriedades do material devem ser determinadas a partir de um ensaio que constitui uma região no centro do tecido ligamentoso que está sob um estado de tensão uniaxial homogênea (WEISS e GARDINER, 2001).

As propriedades estruturais, como a carga máxima, alongamento máximo, rigidez e energia absorvida até a falha, são determinadas na curva carga x alongamento. A carga e o alongamento máximo são determinados no ponto de falha e a rigidez é a inclinação da região linear da curva. A energia absorvida é equivalente à área abaixo da curva até a falha. A falha pode ocorrer no ligamento ou nos locais de inserção. As propriedades estruturais dependem das propriedades do material do tecido e dos locais de inserção, além da geometria da estrutura do osso-ligamento-osso. As propriedades do material, tais como a resistência à tração, a deformação máxima e o módulo de elasticidade podem ser obtidos a partir da curva de tensão x deformação. Essas propriedades descrevem o comportamento do material independentemente da geometria do ligamento e não incluem informações sobre a força dos locais de inserção. (WEISS e GARDINER, 2001).

De acordo com Nordin e Frankel (2003), a análise das propriedades mecânicas dos ligamentos pode ser feita através de ensaios mecânicos, onde os espécimes são sujeitas a deformações usando uma taxa constante de alongamento. No ensaio, o tecido é alongado até se romper e a carga de ruptura é medida. A região primária da curva é chamada de região de “dedo do pé” e o alongamento refletido nesta região é resultado de uma mudança no padrão ondulado das fibras de colágeno relaxadas. O tecido é facilmente alongado e as fibras de colágeno se tornam retas e perdem as ondulações à medida que o carregamento progride, como pode ser visto na Fig. 3.1.



Figura 3.1 – Microfotografias eletrônicas por varredura de fibras de colágeno. (A) Fibras sem carga com configuração ondulada, (B) Fibras retas sob a aplicação de carga (NORDIN e FRANKEL, 2003).

Na região secundária ou linear as fibras tornam-se retas e à medida que a carga continua, a rigidez do tecido aumenta rapidamente. Assim, maior força é exigida para produzir quantidades equivalentes de alongamento. A deformação do tecido apresenta uma relação aproximadamente linear com a carga. O alongamento é frequentemente expresso como a deformação, que é a deformação do tecido calculada como uma porcentagem do comprimento original do espécime. A proporção de proteínas elásticas existentes nos ligamentos é extremamente importante para a pequena deformação elástica que eles podem resistir sob deformação de tensão, armazenamento e perda de energia. Ao carregar e descarregar o ligamento entre dois limites de alongamento, as fibras elásticas permitem que o material retorne à sua forma e tamanho originais, após ser deformado. Enquanto isso, parte da energia gasta é armazenada e o restante é a perda de energia durante o ciclo, chamada de histerese (NORDIN e FRANKEL, 2003).

Quando os ligamentos são submetidos à taxa de deformação aumentada, a região linear da curva de tensão x deformação torna-se mais íngreme, indicando maior rigidez do tecido em altas taxas de deformação. Com a taxa de deformação alta, o material armazena mais energia, requer uma maior carga para romper e sustenta um alongamento maior. Em ensaios cíclicos de ligamentos, a curva tensão x deformação é deslocada para a direita ao longo do eixo de deformação em cada ciclo de carga, revelando a presença de um componente não elástico, além disso, a quantidade de deformação permanente é progressivamente maior em todos os ciclos de carga. Podem acontecer microfissuras se as cargas frequentes são impostas em uma estrutura já danificada onde a rigidez diminui (NORDIN e FRANKEL, 2003).

3.2.2. Falha e mecanismo de lesão dos ligamentos

As falhas no ligamento podem ocorrer através dos mecanismos de falha da substância do tecido, por avulsão óssea ou falha no local de inserção do ligamento no osso. Esses mecanismos tem demonstrado variar em função da idade e do nível de atividade que o indivíduo realiza. A falha da substância do tecido é o mecanismo de falha mais comum em adultos, caracterizado pela ruptura catastrófica das fibras de colágeno. A falha por avulsão óssea ocorre no osso esponjoso e fragmentos de ossos podem ser encontrados nas extremidades dos ligamentos que falham por esse mecanismo. A falha do local de inserção pode ser distinguida das avulsões ósseas pela não existência de fragmentos ósseos na extremidade do ligamento que falhou (WEISS e GARDINER, 2001).

Quando um ligamento *in vivo* é submetido a uma carga que excede o alcance fisiológico, microfalhas podem ocorrer antes do ponto de colapso ser atingido. Quando esse ponto é excedido, o material começa a sofrer falhas e simultaneamente a articulação desloca-se de forma anormal, o que pode resultar em lesões nas estruturas circunvizinhas, como as cápsulas das articulações, ligamentos adjacentes e vasos sanguíneos que suprem essas estruturas (NORDIN e FRANKEL, 2003).

Nordin e Frankel (2003) mostram que as lesões nos ligamentos podem ser classificadas clinicamente em três tipos de acordo com o grau de severidade. As lesões do primeiro tipo produzem sintomas clínicos desprezíveis, apenas um pouco de dor, sem que nenhuma instabilidade na articulação possa ser observada clinicamente, embora seja possível que microfalhas das fibras de colágeno tenham ocorrido. As lesões do segundo tipo causam dor severa e observa-se clinicamente alguma instabilidade na articulação. A falha progressiva das fibras de colágeno acontece, o que resulta na ruptura parcial do ligamento. A força e a rigidez do material podem diminuir aproximadamente 50% ou mais, devido à redução da quantidade de tecido não danificado. Além disso, a instabilidade da articulação causada pela ruptura parcial do ligamento pode ser mascarada pela atividade do músculo, sendo necessário realizar o teste clínico com o paciente anestesiado. O terceiro tipo de lesão produz dor severa durante o curso do trauma com menos dor depois da lesão. A articulação se torna completamente instável e a maioria das fibras de colágeno se rompe, entretanto, algumas podem estar intactas dando ao material a aparência de continuidade, embora não seja capaz de suportar cargas.

3.2.3. Modelos constitutivos dos ligamentos

Fung, em 1967, propôs um modelo fenomenológico usando uma relação exponencial de tensão x deformação com base em resultados experimentais uniaxiais feitos em tendões de coelhos. Esta formulação incluiu a não linearidade e a deformação finita associada aos ensaios de tração uniaxial. O modelo de Hildebrandt estendeu o modelo de Fung para a forma isotrópica bi e tridimensional (WEISS e GARDINER, 2001).

Viidik (1968) propôs uma abordagem simplificada que forneceu a descrição compacta da resposta uniaxial dos ligamentos. A resposta elástica dos ligamentos foi representada por vários componentes individuais linearmente elásticos, cada um dos quais representando uma fibrila do colágeno com diferente comprimento inicial, em sua forma original, sem carga aplicada e ondulada. À medida que o ligamento foi carregado, fibrilas adicionais foram recrutadas, originando o comportamento não linear característico da região inicial da curva. Em cargas mais elevadas, todas as fibrilas foram carregadas e a curva de tensão x deformação do ligamento tornava-se linear.

O comportamento uniaxial do ligamento também foi representado diretamente pela geometria das fibrilas de colágeno. Lanir (1979) propôs um modelo estrutural para tecidos biológicos que descreve as fibrilas de colágeno e as considera induzidas e mantidas por fibras elásticas associadas em numerosos pontos ao longo do seu comprimento. O alongamento inicial foi resistido primeiramente pelas fibras elásticas e com o aumento do alongamento, as fibrilas de colágeno mais rígidas começaram a se endireitar e a suportar mais cargas.

Lanir (1983) desenvolveu um modelo baseado na energia de deformação, no qual considerou-se que a energia de deformação ocorre a partir do alongamento nas fibras de colágeno e a matriz contribui com uma pressão hidrostática. O modelo foi descrito como uma composição incompressível de fibras de colágeno onduladas embebidas numa matriz de fluido. O modelo assume que as fibras de colágeno cedem sob uma carga compressiva e o desdobramento das fibras durante a deformação comprime a matriz, resultando numa pressão hidrostática interna.

O modelo desenvolvido por Weiss em 1996 representava o ligamento como um material incompressível, hiperelástico e transversalmente isotrópico, ou seja, sua simetria inclui todas as rotações em torno de um eixo específico. Sua formulação foi baseada na energia de deformação, que permitiu uma implementação relativamente simples do modelo em elementos finitos, além da fácil determinação dos coeficientes a partir de testes do material. No modelo considerou-se que a isotropia transversal simétrica ocorre em ligamentos como resultado de uma única família de fibras de colágeno.

No trabalho desenvolvido por Quapp e Weiss (1998) foram determinadas as propriedades longitudinais e transversais do ligamento medial colateral do joelho humano e avaliada a capacidade de três diferentes modelos constitutivos: modelo com um coeficiente, modelo com dois coeficientes e modelo de Lanir, para descrição do comportamento mecânico dos ligamentos. Os ensaios de tração foram realizados em dez ligamentos de cadáveres ao longo do ligamento e na direção transversal das fibras de colágeno. Foi aplicada uma pré-carga de 2 N e as amostras foram pré-condicionadas pela aplicação de pequenas cargas a uma velocidade de 10 mm/min por 10 ciclos. Após essa etapa, as amostras foram carregadas até a ruptura a uma taxa de 1%/s para as amostras longitudinais e 1,7%/s para as transversais.

Diversos modelos foram desenvolvidos para representar tecidos biológicos moles, como os ligamentos. Com esses modelos é possível compreender que vários componentes do tecido contribuem de forma diferente no comportamento do material, tanto para os tecidos intactos quanto para os tecidos afetados por lesão, imobilização, cicatrização, exercícios ou outras condições que alteram o seu estado homeostático. Modelos de materiais também podem ser utilizados para prever as respostas de testes experimentais independentes, além de fornecerem uma estrutura para representar as propriedades do tecido em modelos analíticos ou de elementos finitos. O desenvolvimento de modelos constitutivos precisos para representar os ligamentos é complexo, pois esse material apresenta características como não linearidades, anisotropia, viscoelasticidade, heterogeneidade e grandes deformações (WEISS e GARDINER, 2001).

Os modelos constitutivos do ligamento podem ser classificados de forma geral em microestrutural ou fenomenológico, dependendo da sua base de formulação. Modelos microestruturais são baseadas na representação explícita dos diferentes componentes da microestrutura do tecido e são úteis para descrever a relação entre a microestrutura e as propriedades mecânicas do material. As respostas dos componentes individuais do tecido são combinadas para determinar uma descrição geral do seu comportamento, que em muitos casos baseia-se numa configuração estrutural da resposta mecânica das fibrilas de colágeno. Modelos fenomenológicos descrevem o comportamento do material, mas não tem necessariamente uma relação explícita com os componentes ou a estrutura do tecido. Os coeficientes de materiais obtidos a partir de modelos fenomenológicos geralmente não têm uma interpretação física direta (WEISS e GARDINER, 2001).

Os modelos unidimensionais obtiveram sucesso na descrição do comportamento uniaxial dos tecidos biológicos. Entretanto, por serem limitados a uma única dimensão não existem testes independentes que podem ser realizados para testar o seu valor preditivo. Esses modelos não são capazes de descrever ou prever a contribuição da matriz de

substância fundamental para o comportamento do material, a carga de cisalhamento ou transversal e o comportamento anisotrópico e tridimensional dos ligamentos. Assim, modelos tridimensionais foram desenvolvidos e tem como vantagem a capacidade de prever o comportamento do material bidimensional e tridimensional (WEISS e GARDINER, 2001).

Os modelos poroelásticos fornecem uma descrição quantitativa das contribuições relativas das fases sólida e fluida em tecido mole para o comportamento do material. Modelos de materiais poroelásticos foram originalmente desenvolvidos para descrever a mecânica dos solos e tem sido utilizados no campo da biomecânica para a descrição da cartilagem e do disco invertebral. Embora as investigações experimentais indiquem que o comportamento do material dos ligamentos e tendões é uma função de hidratação dos tecidos, poucos modelos incorporam efeitos de fluido na sua formulação. O conhecimento do fluxo do fluido em ligamentos e tendões pode auxiliar a esclarecer a possibilidade de que o transporte do fluido contribua para a nutrição do tecido, como é o caso da cartilagem articular (WEISS e GARDINER, 2001).

Usando a teoria de homogeneização, é também possível a realização de análises microestruturais e contínuas de forma independente e, em seguida, combinar os resultados obtidos para prever os campos de tensão e de deformação em níveis microestruturais ao longo de uma grande região do material. Este método é relativamente barato computacionalmente, o que permite a análise de sistemas de grande escala, mas não é possível prever as heterogeneidades de tensão x deformação que ocorrem dentro da microestrutura de um material compósito. O conhecimento do ambiente mecânico microestrutural dos tecidos biológicos, que pode ser adquirido através da modelagem por homogeneização, pode fornecer informações importantes sobre o papel dos constituintes de tecidos individuais e sua interação. A análise dos ligamentos com a teoria de homogeneização requer uma formulação capaz de descrever deformações finitas. O modelo de Livesay estendeu a homogeneização para abranger grandes deformações. Novas relações foram desenvolvidas entre os níveis microestrutural e do contínuo, permitindo que o gradiente de deformação total seja dado como uma combinação multiplicativa dos gradientes de deformação nos dois níveis (WEISS e GARDINER, 2001).

3.2.4. Ensaios mecânicos nos ligamentos do ombro

Santos et al. (1999) desenvolveram ensaios de tração nos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares com suas respectivas origens e inserções ósseas, com a finalidade de comparar a resistência dessas estruturas, fornecendo subsídios para eventuais reparos ou reconstruções cirúrgicas dos ligamentos coracoclaviculares rompidos.

O trabalho comparou as propriedades mecânicas, carga máxima aplicada, alongamento máximo, carga aplicada no limite de proporcionalidade, alongamento no limite de proporcionalidade, energia absorvida na fase elástica e rigidez dos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares de cadáveres humanos submetidos a ensaios de tração e verificou os locais onde ocorreu a ruptura. Os ensaios de tração foram realizados em 26 espécimes sem lesões no ombro. Após a retirada, cada espécime foi embebido em gazes úmidas em solução salina fisiológica isotônica, embalado em saco plástico e armazenado à temperatura de -20°C. Os ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares foram ensaiados separadamente em uma máquina universal de ensaios equipada com uma célula de carga de 200 kgf e foi utilizado um relógio comparador com precisão de 0,01 mm para medir o alongamento. Aplicou-se uma pré-carga de 29,4 N, com tempo de acomodação de 1 min e velocidade de carga de 1,5 mm/min.

As limitações no conhecimento do comportamento mecânico dos ligamentos coracoclaviculares levaram a controvérsias sobre o tratamento mais adequado das luxações acromioclaviculares. O trabalho de Costic et al. (2003) teve como objetivo caracterizar a geometria, o comportamento viscoelástico e as propriedades estruturais desses ligamentos. Os ensaios de tração foram realizados em uma máquina universal de ensaios, mostrada na Fig. 3.2, e os ligamentos trapezóide e conóide foram testados separadamente para assegurar que a falha de um ligamento não afetasse a falha do outro, devido à sua inserção comum no processo coracóide. Assim, foi testado o complexo osso-ligamento-osso para cada um dos ligamentos.



Figura 3.2 – Aparato experimental utilizado nos ensaios de Costic et al. (2003).

A estrutura foi submersa em um banho de solução salina mantida a 37°C durante o protocolo e os testes foram realizados a uma velocidade de 50 mm/min. A pré-carga de 5N foi aplicada e o pré-condicionamento foi realizado por alongamento da estrutura de 0 a 1 mm por 10 ciclos. Foi realizado o ensaio estático de relaxação, produzindo um alongamento de 1 mm no complexo e mantendo – o durante 25 min. O valor de relaxação foi determinado através da normalização do valor de carga em 25 min pelo valor de carga de pico. Em seguida, a estrutura permaneceu em recuperação durante 1h para retornar ao seu comprimento útil. Na etapa seguinte, 10 ciclos de alongamento, entre 1 e 2 mm, foram realizados para o teste cíclico de tensão-relaxação. A quantidade de relaxação foi obtida através da normalização da carga de pico do último ciclo pela carga de pico do primeiro ciclo. A carga máxima para o trapezóide e o conóide em 1 mm de alongamento foi de 39 ± 16 e 34 ± 8 N, respectivamente. O valor de relaxação durante o teste foi de $36 \pm 8\%$ e $31 \pm 7\%$ para o trapezóide e conóide, respectivamente (COSTIC et al., 2003).

3.3. Fios de Sutura

O fio de sutura é um fio ou fibra de material sintético ou natural utilizado para aproximação de tecidos biológicos através do procedimento de sutura, com o objetivo de aproximar as bordas de uma ferida durante a cicatrização ou fixação de implantes e próteses (NBR: 13904:2003). Em cirurgias ortopédicas, os fios de sutura são utilizados com a finalidade de fechamento de feridas, reparação de fáscia, músculos, tendões, ligamentos, cápsulas articulares e cerclagem ou banda de tensão de certas fraturas. A qualidade da reparação de tecidos depende de variáveis múltiplas, que incluem as características do tecido, as propriedades do material da sutura e a técnica cirúrgica utilizada. A escolha do material do fio tem implicações importantes na reparação dos tecidos e resultados cirúrgicos adversos podem ser evitados através da seleção dos materiais adequados para a indicação desejada (NAJIBI et al., 2001).

3.3.1. Caracterização dos fios de sutura

Segundo Ratner et al. (2004), as suturas podem ser classificadas de acordo com três características principais: a origem, natural ou sintética, o perfil de degradação, absorvíveis ou não absorvíveis, e a construção da fibra, multifilamento ou monofilamento, que estão esquematizadas na Tab. 3.1.

Tabela 3.1 – Tipos de fio de sutura (NBR: 13904:2003).

Tipo	Origem	Exemplos
Absorvível	Animal	Categute (torcido)
	Sintético	Sintético (trançados, torcidos ou monofilamentares)
Não Absorvível	Animal	Seda (trançado ou torcido)
	Vegetal	Algodão puro ou misto torcido Linho torcido
	Sintético	Poliéster (trançado ou monofilamentar) Polipropileno (monofilamentar) Poliamida (torcida ou trançada ou monofilamentar)
	Mineral	Aço inoxidável (monofilamentar ou multifilamentar)

As suturas absorvíveis perdem uma porção significativa da sua resistência mecânica ao longo de 2 meses. No caso dessas suturas é importante distinguir a perda de resistência mecânica, a absorção e a eliminação do material do corpo. A sutura pode perder sua resistência à tração em um curto período, de semanas, por exemplo, mas requer meses ou anos para a absorção completa e a eliminação. A absorção é um parâmetro importante na escolha da sutura, pois a resistência mecânica é necessária durante o período crítico de cicatrização da ferida. O fio absorvível de origem animal, o fio categute, vem sendo utilizado durante séculos por apresentar propriedades bem conhecidas e pelo seu valor acessível, enquanto tem como desvantagens a inconsistência da resistência, inconsistência da absorção tecidual, o desgaste e a reação do tecido (RATNER et al., 2004).

O fio absorvível sintético é obtido a partir de polímeros sintéticos e flexíveis e quando introduzido num organismo vivo é absorvido por este. Ele pode ser construído de forma mono ou multifilamentar, trançado ou torcido, submetido a vários tratamentos de colorações diversas através de corantes solúveis e impregnado ou revestido com substâncias que melhoram o seu desempenho (NBR: 13904:2003).

As suturas não absorvíveis consistem em fios flexíveis de materiais que possuem resistência adequada aos tecidos vivos. Elas podem ser construídas na forma de monofilamentos ou multifilamentos e podem ser esterilizadas ou não. Caso seja um fio multifilamento, os filamentos individuais podem ser combinados por torção, giros, tranças ou uma combinação desses processos. As suturas não absorvíveis são divididas em três classes, de acordo com a norma NBR: 13904:2003.

- Classe I – Sutura composta por seda ou fibras de monofilamentos sintéticos com construção torcida ou trançada em que o revestimento, se for utilizado, não afeta significativamente o diâmetro. Como exemplo tem-se seda trançada, poliéster, polipropileno, poliamida, monofilamento de poliamida ou propileno.

- Classe II - Sutura constituída por fios de algodão, algodão misto ou linho (com ou sem revestimento) com fibras sintéticas, onde o revestimento afeta significativamente o diâmetro, porém não contribui significativamente na resistência à tração.
- Classe III – Sutura constituída por monofilamento ou multifilamento de fios metálicos, como o aço inoxidável.

A construção dos fios de sutura pode ser dividida em quatro tipos de configurações físicas que são mostradas na Tab. 3.2. As suturas de monofilamento são feitas de um único fio de material, amarram facilmente e apresentam menor resistência à medida que passam através do tecido quando comparadas a um material de sutura multifilamento, devido à sua estrutura simplificada. No entanto, o seu tipo de construção exige extremo cuidado ao segurar e amarrar essas suturas, pois o esmagamento ou dobramento pode formar um ponto fraco no fio, resultando na ruptura da sutura. As suturas multifilamento consistem em vários filamentos ou cordões torcidos ou trançados em conjunto, o que proporciona maior resistência à tração, maleabilidade e flexibilidade. A fabricação das suturas é feita a fim de maximizar a resistência resultante (RATNER et al., 2004).

Tabela 3.2 – Construção dos fios de sutura (NBR: 13904:2003).

Configuração Física	Definição	Exemplos
Monofilamentar	Formado com um só filamento.	Poliamida Polipropileno Aço inoxidável Poliéster
Multifilamentar torcido	Formado retorcendo os filamentos uns ao redor dos outros.	Categute Algodão Linho Seda
Multifilamentar trançado	Formado entrecruzando-se três ou mais filamentos, de modo a trançá-los.	Ácido poliglicólico Seda Poliamida Poliéster Poliglactina
Encapados paralelos	Formado com fibras paralelas envoltas por uma capa de material atóxico, como os fios elétricos.	Aço inoxidável

As características do fio de sutura ideal são a segurança do nó, fácil manuseio, baixa reação tecidual, adequada resistência à tração, não possuir ação carcinogênica, não provocar ou manter infecções, ser resistente ao meio no qual atua e possuir baixo custo. O desenvolvimento tecnológico nas últimas décadas tem possibilitado aos cirurgiões utilizarem fios de sutura com características que se aproximam das ideais (SARDENBERG et al., 2003).

De acordo com Ratner et al. (2004) a escolha da sutura apropriada para cada procedimento cirúrgico depende do tipo de tecido, das condições do paciente, da preferência do cirurgião e do custo do material. A disponibilidade de vários tipos de materiais de sutura diferentes produzidos por diversas empresas tornam o processo de seleção complicado se não houver um conhecimento prévio das propriedades básicas de cada um deles. A Tabela 3.3 mostra a comparação qualitativa de diferentes tipos de sutura para algumas das propriedades citadas.

Tabela 3.3 – Propriedades de alguns fios de suturas (RATNER et al., 2004).

Tipo de sutura	Tipo de fibra	Resistência à tração do nó	Segurança do nó	Manuseio	Reatividade do tecido	Perda de resistência in vivo
Materiais Naturais						
Categute, plano	MT	Fraco	Fraco	Justo	Alto	7-10 dias
Categute, crômico					Moderado	-
Seda	MUT	Justo	Justo Bom	Justo Muito bom	Alto Alto	21-28 dias 1 ano
Materiais Sintéticos Não Absorvíveis						
Poliéster	MUT	Bom	Fraco-Bom	Bom	Moderado	Indefinido
Poliéster	M		Fraco	Justo	Baixo	Indefinido
Poliamida	MUT	Justo	Justo	Bom	Baixo	15-25%/ano
Poliamida	M	Justo	Fraco	Fraco	Baixo	15-25%/ano
Polipropileno	M	Justo	Fraco	Fraco	Baixo	Indefinido
PTFE	M	Fraco	Muito bom	Muito bom	Baixo	Indefinido
Aço Inoxidável	MT,M	Alto	Bom	Fraco	Baixo	Indefinido
Materiais Sintéticos Absorvíveis						
Trançados	MUT	Bom	Justo-Bom	Bom	Baixo	10 dias a 4 semanas, 1 ano
Monofilamentos	M	Fraco	-			
		Bom	Fraco-Justo	Justo-bom	Baixo	10 dias a 6 semanas

MT – Monofilamento torcido; M – Monofilamento; MUT – Multifilamento trançado

A Farmacopéia Americana, conhecida como USP, consiste em um conjunto de normas que especificam procedimentos de teste e especificações de produtos, que para as suturas especificam o comprimento, diâmetro, resistência à tração do nó e força de fixação

da agulha. As especificações da USP e suas exceções são necessárias para a aprovação regulamentar da Administração de Alimentos e Medicamentos (FDA) dos Estados Unidos. Na Europa existe um padrão de normas similar conhecido como Farmacopéia Européia (EP) (RATNER et al., 2004).

No Brasil, a norma da ABNT NBR 13904:2003 determina os requisitos exigidos para a liberação final do processo de fabricação de fios para sutura cirúrgica absorvível, não absorvível natural e não absorvível sintético, definindo requisitos físicos como o diâmetro e a resistência à tração sobre o nó. Os fios cirúrgicos são classificados conforme a Farmacopéia Brasileira e a Farmacopéia Americana pelo número cirúrgico e por um sistema métrico. A Tabela 3.4 indica os valores médios do diâmetro e da resistência à tração para as suturas não absorvíveis.

Tabela 3.4 – Valores médios de resistência à tração e diâmetro das suturas não absorvíveis.

NÚMERO		DIÂMETRO (mm)		RESISTÊNCIA À TRAÇÃO (média mínima)					
Cirúrgico	Métrico	Mínimo	Máximo	Classe I		Classe II		Classe III	
				Kgf	N	Kgf	N	kgf	N
12-0	0,01	0,001	0,009	0,001	0,01	-	-	0,002	0,02
11-0	0,1	0,010	0,019	0,006	0,06	0,005	0,05	0,020	0,20*
10-0	0,2	0,020	0,029	0,019	0,19	0,014	0,14	0,060	0,59
9-0	0,3	0,030	0,039	0,043	0,42	0,029	0,28	0,070	0,69
8-0	0,4	0,040	0,049	0,06	0,59	0,040	0,39	0,110	1,08
7-0	0,5	0,050	0,069	0,11	1,08	0,060	0,59	0,160	1,57
6-0	0,7	0,070	0,099	0,20	1,96	0,110	1,08	0,270	2,65
5-0	1	0,100	0,149	0,40	3,92	0,230	2,26	0,540	5,30
4-0	1,5	0,150	0,199	0,60	5,89	0,460	4,51	0,820	8,04
3-0	2	0,200	0,249	0,96	9,41	0,660	6,47	1,360	13,34
2-0	3	0,300	0,339	1,44	14,13	1,020	10,01	1,800	17,66
0	3,5	0,350	0,399	2,16	21,19	1,450	14,22	3,400	33,35
1	4	0,400	0,499	2,72	26,68	1,810	17,76	4,760	46,70
2	5	0,500	0,599	3,52	34,53	2,540	24,92	5,900	57,88
3 e 4	6	0,600	0,699	4,88	47,87	3,680	36,10	9,110	89,37
5	7	0,700	0,799	6,16	60,43	-	-	11,400	111,83*
6	8	0,800	0,899	7,28	71,42	-	-	13,600	133,42
7	9	0,900	0,999	9,04	88,68	-	-	15,900	155,98
8	10	1,000	1,099	-	-	-	-	18,200	178,54
9	11	1,100	1,199	-	-	-	-	20,500	201,10
10	12	1,200	1,299	-	-	-	-	22,800	223,67

Exceções – Valores de resistência à tração de tração direta.

3.3.2. Ensaios mecânicos nos fios de sutura

Najibi et al. (2001) compararam as propriedades biomecânicas de 11 suturas comumente utilizadas em cirurgias ortopédicas. Foram testadas três suturas trançadas não absorvíveis: FiberWire® nº 2 e 5, Ethibond® nº 0, 1, 2 e 5 e TiCron® nº 2 e 5, além da sutura

trançada absorvível Vicryl® nº 2-0, 0 e 1. Em uma máquina servo hidráulica Instron 8501M foram ensaiadas 4 amostras de cada tipo de sutura, em um ambiente não aquoso, pré-tensionadas com 10 N e carregadas até a ruptura em uma velocidade de 1 mm/s. Os resultados obtidos mostraram que houve diferença estatisticamente significativa entre os valores médios da carga máxima de ruptura, da deformação e da rigidez entre os 11 tipos de sutura testadas. A carga de ruptura mais elevada foi encontrada para a sutura FiberWire® nº5, 620 ± 29 N, seguida pela FiberWire® nº2, 282 ± 30 N. O menor valor de carga de ruptura foi obtido para o fio Ethibond® nº 0, 76 ± 3 N. A maior deformação ocorreu na sutura FiberWire® nº5, $23 \pm 7\%$, seguida pela TiCron® nº 5, $22 \pm 4\%$. A menor deformação foi dada pelo fio Ethibond® nº 0, $13 \pm 1\%$. A rigidez mais elevada foi calculada para a sutura FiberWire® nº5, 62 ± 18 N/mm, seguida pela FiberWire® nº2, 35 ± 6 N/mm. O menor ocorreu para Vicryl® nº2-0, 10 ± 1 N/mm.

O estudo de Barber et al. (2003) teve como objetivo avaliar a carga de ruptura e os modos de falha de diferentes suturas e âncoras de sutura através de ensaios mecânicos de tração. Os testes foram realizados em uma máquina de ensaios servohidráulica Instron 1321, a uma velocidade de 12,5 mm/s. A fixação das amostras foi feita em duas barras metálicas e nas extremidades foram dados de 4 a 6 nós para evitar que a sutura rompesse na fixação ou no nó. As barras de metal foram presas pelas garras da máquina de ensaio, de modo que o comprimento do fio de sutura foi posicionado verticalmente na linha média entre as garras. Foram testadas as suturas Ethibond® nº 2 e 5, Panacryl® nº2 e FiberWire® nº 2, 5 e 2-0. Todas as amostras sofreram a ruptura no ponto médio entre a fixação das garras. O fio FiberWire® nº2-0 falhou com a menor carga média de 82 N, Ethibond® nº2 com 92 N, Panacryl® nº2 com 99 N, FiberWire® nº2 com 188 N, Ethibond® nº5 com 193 N e FiberWire® nº5 obteve o maior valor de carga de ruptura de 483 N. Os resultados mostraram que as suturas FiberWire®, de todos os números testados, apresentaram maior resistência à tração do que as suturas de poliéster trançado, Ethibond®, comumente utilizadas.

Um novo estudo realizado por Barber et al. (2006) continuou a avaliação de diferentes suturas e âncoras de suturas iniciado em 2003. As suturas Orthocord®, Ultrabraid White®, Ultrabraid CoBraid®, ForceFiber®, Hi-Fi®, Magnum Wire® e MaxBraid® tiveram sua carga à ruptura avaliada em ensaios de tração. A resistência à tração média das suturas foi de 198 N para a Orthocord® nº 2, 250 N para a Hi-Fi® nº2, 256 N para a MaxBraid® nº2, para Ultrabraid CoBraid® e White® nº2, foi de 265 N e 280 N, respectivamente, 289 N para a ForceFiber® nº2, 303,1 N para a Magnum Wire® nº2. Além desses valores, foram analisados os resultados obtidos no trabalho anterior para as suturas FiberWire® nº 2,5 e 2-0 e Ethibond® nº 2 e 5 (Barber et al., 2003), mostrando que as novas suturas de polimistura

apresentaram melhoras significativas nos valores de carga de ruptura quando comparadas à suturas de poliéster trançado.

O estudo realizado por Wüst et al. (2006) foi desenvolvido com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas das suturas não absorvíveis de polimistura trançada, FiberWire®, Herculine®, Orthocord® e Ultrabraid®, com a sutura convencional de poliéster trançado, Ethibond®, e as suturas absorvíveis de monofilamento de polidioxanona, PDS II® e Ethicon®, todas nº 2. O trabalho teve como hipótese inicial que as suturas de polimistura eram superiores às de poliéster trançado convencional e às de monofilamento degradável, em relação aos parâmetros de resistência à tração e alongamento máximo. Em uma máquina de ensaios servohidráulica foram testadas as propriedades de resistência à tração e o alongamento dos fios de sutura sem nó e com nó e analisado o tipo de nó que promoveu a fixação mais segura. As suturas ensaiadas foram umedecidas durante 10 minutos, antes do teste, em solução fisiológica salina. Para os testes dos fios sem nó, cada extremidade da sutura foi enrolada em torno de um gancho metálico e fixada. Os ensaios foram realizados com a velocidade de 60 mm/min e à temperatura ambiente. Nos testes de resistência à tração das suturas sem nó, observou-se que o fio FiberWire® apresentou o maior valor de carga máxima de ruptura, 263 N, dentre as suturas de polimistura. Ethibond® e PDS II® tiveram a resistência à tração máxima significativamente menor do que todas as suturas de polimistura.

O trabalho de Wright et al. (2006) estudou o comportamento das suturas não danificadas e danificadas testadas por ensaios de tração, além do desgate das suturas que são passadas através das âncoras. A força de tração foi aplicada em um dos ensaios a 90º e em outro ensaio a 180º, onde a sutura foi tracionada através do orifício da âncora de sutura. Foram testados 20 amostras, 10 danificadas e 10 intactas, de cada sutura nº 2 de diferentes tipos: polidioxanone (PDS®), Ethibond®, Tevdek®, Orthocord® e FiberWire®, todas testadas em ambiente seco e a temperatura ambiente. A partir dos ensaios de tração foram determinados o módulo de elasticidade e a resistência à tração máxima. As suturas danificadas tiveram cerca de 20% da sua largura cortada com uma lâmina através de um gabarito personalizado para simular danos ocorridos no local de contato com a âncora durante procedimentos cirúrgicos. O teste de tração até a ruptura foi realizado em uma máquina de ensaio MTS 858 Bionix, com velocidade de 60 mm/min. Para os fios não danificados, o FiberWire® obteve os maiores valores de carga de ruptura máxima ($255,3 \pm 10,37$ N), seguido por Orthocord® ($214,22 \pm 11,63$ N), PDS® ($141,22 \pm 7,62$), Tevdek® ($116,61 \pm 1,13$) e Ethibond® ($114,58 \pm 1,58$). Os maiores valores de resistência à tração também foram obtidos para a sutura FiberWire® ($803,3 \pm 185,7$ MPa), seguida por Orthocord® ($642,22 \pm 34,88$), PDS® ($533,32 \pm 23,28$), Ethibond® ($520,32 \pm 33,70$) e Tevdek®

(487,99 \pm 32,49). Quando danificadas todas as suturas apresentaram perdas significantes no valor de carga de ruptura. Quanto ao módulo de elasticidade, não foram notadas mudanças significativas ao ser feito o dano em nenhuma das suturas. O fio FiberWire® apresentou o maior módulo de elasticidade ou rigidez para as suturas intactas, 7205,96 \pm 3523,44, seguido pela Ethibond® (3674,06 \pm 1023,53), Tevdek® (3062,31 \pm 706,82), Orthocord® (1257,46 \pm 268,11) e PDS® (949,27 \pm 323,21).

As propriedades dos fios de sutura de alta resistência, FiberWire® nº2, Orthocord® nº2, HiFi® nº2 e Ultrabraid® nº2, foram analisadas no trabalho de Jhamb et al. (2007). Os diferentes tipos de sutura foram carregados até a ruptura sem a presença de nó em um dispositivo de teste Bionix 858 MTS, com uma célula de carga de 2 kN para registrar as curvas de carga x deslocamento. As amostras ensaiadas tinham o comprimento de 5 cm e a velocidade utilizada no teste foi de 10 mm/min. A sutura Ultrabraid® obteve nos testes de tração a resistência máxima de 264 N, seguida pela FiberWire® com 238N, HiFi com 215N e Orthocord® com 212N. A sutura FiberWire® foi significativamente mais rígida do que a HiFi®, Orthocord® e Ultrabraid®, nos primeiros 50N aplicados no teste. O fio FiberWire® obteve maior rigidez durante a aplicação de cargas menores do que 50 N, devido a presença do núcleo central e do menor ângulo de torção média, enquanto que para os carregamentos acima de 50 N a rigidez aumentou para todos dos tipos de sutura.

3.4. Modelagem por Elementos Finitos

O método dos elementos finitos (MEF) permite a obtenção de soluções aproximadas para diversos problemas em engenharia. Na área médica, com destaque para a ortopedia, o MEF tem ampla utilização para a avaliação do comportamento biomecânico de tecidos biológicos, especialmente dos ossos, músculos, tendões e ligamentos. O método permite também testar e otimizar o desempenho de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, implantes para fixação de tecidos moles ao osso, entre outros (GUIMARÃES, 2013).

O MEF pode ser definido como um método matemático, no qual um problema formulado em domínio contínuo é subdividido em elementos de dimensões finitas, denominados elementos finitos, interligados através de um número reduzido de pontos, denominados nós. O comportamento de cada elemento é arbitrado de forma aproximada, com a condição de que o conjunto ou a malha de elementos apresente um comportamento semelhante ao modelo contínuo original. O modelo de deslocamentos do método de elementos finitos determina o campo de deslocamentos de cada elemento em função dos deslocamentos nodais, e consequentemente, a interação de componentes de tensão entre

elementos adjacentes é substituída pela interação de forças nodais entre elementos. Dessa forma, o equilíbrio infinitesimal que se considera no modelo matemático de meio contínuo é substituído pelo equilíbrio de cada elemento finito isoladamente, trocando-se as equações diferenciais de equilíbrio por equações algébricas de equilíbrio do elemento. A partir das equações algébricas obtidas para cada elemento, tem-se o sistema de equações de equilíbrio da malha de elementos. Esse sistema global permite a determinação de soluções em termos de deslocamentos nodais (GUIMARÃES, 2013).

Historicamente, na ortopedia a maioria das simulações numéricas teve foco no estudo do quadril e do joelho e poucas delas foram voltadas para o ombro. As estruturas do joelho e do quadril ocupam o interesse da maioria das pesquisas clínicas e industriais, pois grande parte das substituições de articulações é realizada nesses locais. Do ponto de vista da modelagem, a complexidade da articulação do ombro pode ser um obstáculo nos modelos, que devem possuir os mecanismos de estabilização ativa e passiva, além de uma variedade extremamente ampla de movimentos articulares. Os movimentos da extremidade superior são, por necessidade, mais variáveis do que os movimentos de locomoção do membro inferior, assim uma análise bidimensional da marcha pode razoavelmente caracterizar a cinemática da perna, mas um tratamento simplificado como este para o ombro é inadequado (FAVRE et. al, 2009).

Segundo Favre et al. (2009), as atividades de pesquisa envolvendo modelos numéricos do ombro aumentaram nos últimos tempos, devido ao crescimento das taxas de ocorrência de lesões, ao elevado número de pessoas que sofrem com dores no ombro, de 20 a 30%, e que apresentam prejuízo funcional, aproximadamente 8,8%. Além disso, os principais desafios clínicos da ortopedia do ombro ainda persistem, sendo necessário o entendimento mais profundo das patologias e dos tratamentos, para que as estratégias terapêuticas possam ser desenvolvidas. As modelagens feitas para outras articulações do corpo, a melhoria dos softwares e o aumento do poder computacional facilitaram a elaboração e solução de modelos cada vez mais complexos. Entre os diversos problemas encontrados na prática clínica em cirurgias do ombro, várias questões são de particular interesse e correspondem a algumas das mais difíceis na ortopedia do ombro. As simulações numéricas oferecem um potencial único para melhorar os tratamentos utilizados e permitem a investigação de aspectos que seriam difíceis ou impossíveis de se quantificar, superando as limitações técnicas e éticas dos experimentos realizados *in vivo* ou *in vitro*.

A validação do modelo é essencial para garantir que as simplificações e considerações impostas não tragam prejuízos à veracidade do modelo. O processo de validação consiste em confrontar os resultados da simulação com a realidade, ou quando isso não é possível, com experimentos controlados que se aproximam da realidade. No

passado, a validação era frequentemente feita com a comparação dos resultados do modelo com experimentos realizados em cadáveres, entretanto, as tecnologias emergentes agora permitem uma comparação direta com as medições *in vivo*, trazendo os modelos para um nível mais elevado de precisão (FAVRE et. al, 2009).

O uso de métodos computacionais no estudo de articulações mecânicas auxilia na obtenção de informações dificilmente encontradas em análises experimentais. O método dos elementos finitos possibilita a predição de variações temporais e espaciais na tensão, deformação e áreas de contato/força, além de fornecer uma estrutura padronizada para a análise de parâmetros, tais como a avaliação de vários tratamentos clínicos (WEISS et al., 2005).

Os ligamentos podem ser representados de forma unidimensional, bidimensional e tridimensional. A maioria dos trabalhos que examinaram a mecânica dos ligamentos através de modelos computacionais utilizou a representação unidimensional para a geometria dos ligamentos, em que são simulados como elementos de linha simples ou múltiplos, permitindo a transferência de carga para os ossos em pontos simples ou múltiplos. Com essa representação são requeridos poucos parâmetros para controlar o comportamento da força x alongamento e, em geral, é possível especificar a tensão *in situ* com um único valor escalar. Essa abordagem tem se mostrado útil para a previsão da cinemática articular sob a aplicação de cargas externas, porém apresenta algumas desvantagens, como a não uniformidade, que impossibilita a obtenção da distribuição das tensões e deformações ao longo do ligamento, e a geração de resultados semelhantes para vários conjuntos de parâmetros e tensões iniciais. Os modelos bidimensionais são capazes de prever os valores de tensão no ligamento, o que não se consegue em uma representação unidimensional, e são computacionalmente mais simples do que o modelo tridimensional (WEISS e GARDINER, 2001; WEISS et al., 2005).

Para modelar com maior precisão as tensões ligamentares e as interações entre tecidos moles e ossos é necessário utilizar a representação tridimensional. A modelagem tridimensional dos ligamentos permite que sejam analisadas características específicas da estrutura, como as elevadas deformações não uniformes que resultam de uma combinação de esforços de tração, compressão, cisalhamento e flexão, além da contribuição do ligamento para as modificações na estabilidade da articulação em relação à orientação. A representação tridimensional do comportamento de tensão x deformação do ligamento tem como dificuldades a anisotropia, o comportamento não linear do material, as grandes deformações, a geometria e as condições de contorno complexas (WEISS et al., 2005).

O trabalho de Iwamoto et al. (2001) teve como objetivo desenvolver um modelo em elementos finitos do ombro humano para estudar a relação entre as lesões no ombro e

múltiplas fraturas na costela que ocorrem devido ao impacto lateral, em acidentes automotivos. O modelo elaborado possui o úmero, a escápula e a clavícula, além dos ligamentos e músculo em torno do ombro e apresenta abordagens para representar fraturas e luxações articulares. Os ossos foram considerados materiais isotrópicos, tendo as seguintes propriedades para o osso cortical e o esponjoso, módulo de elasticidade de 11000 MPa e 1100 MPa, densidade de 2000 kg/m³ e 1000 kg/m³, respectivamente, e coeficiente de Poisson de 0.3. Os ligamentos foram modelados como um material anisotrópico não linear elástico, utilizando elementos de membrana com 4 nós.

No trabalho de Correia (2011) o principal propósito foi avaliar o comportamento mecânico dos ligamentos associados ao complexo articular do ombro em função das condições cinemáticas aplicadas. No estudo foi simulado, através do método dos elementos finitos, o movimento de abdução no plano coronal de 0 a 90°, divididos em dois modelos, um para simular o movimento de 0 a 60° e outro para simular a abdução de 60 a 90°. As geometrias das estruturas ósseas do ombro foram obtidas a partir de modelos já existentes em formato .stl e as estruturas ligamentares foram modeladas a partir de seus locais de inserção e baseadas em sua anatomia. As estruturas ósseas foram discretizadas em elementos tetraédricos C3D4 e os ligamentos em elementos C3D4H, que possui uma formulação híbrida devido ao fato dessas estruturas apresentarem propriedades hiperelásticas. Nas condições de contorno do modelo numérico gerado para a simulação do movimento de abdução de 0 a 60° admitiu-se que a clavícula e a escápula estavam fixas, sem descrever qualquer tipo de movimento. Enquanto foi aplicada ao úmero uma rotação de 60° no plano coronal, considerando as estruturas ósseas como corpos rígidos. A ligação entre as estruturas ósseas e os ligamentos foi dada por meio de *ties* e foi considerado o contato sem atrito entre a cabeça do úmero e a cavidade glenóide. Para a simulação do movimento de abdução de 60 a 90°, as estruturas ósseas também foram dadas como corpos rígidos, e realizaram-se três combinações de condições diferentes. No primeiro caso, a clavícula foi mantida fixa por engastamento e a escápula foi articulada em um nó central da sua geometria, podendo rotacionar no plano que a contém. A rotação de 30° foi aplicada no úmero e transmitida integralmente à escápula através do ligamento glenoumral, considerado como corpo rígido. Os ligamentos foram conectados aos ossos através de *ties* e a ligação entre o ligamento glenoumral com a cabeça do úmero e a cavidade glenóide deu-se por intermédio de elementos conectores de deslocamento.

A porção inferior do ligamento glenoumral apresentou um valor de tensão de 1,8 MPa, cerca de três vezes maior do que a porção medial, 0,8 MPa, e cerca de seis vezes maior quando comparado com a porção superior, 0,4 MPa. O ligamento acromioclavicular apresentou diminuição na tensão principal máxima. Com a cinemática imposta neste caso, a

tensão instalada na porção inferior foi de 0,17 MPa e na porção superior foi de 0,03 MPa (CORREIA, 2011).

No estudo de Seo et al. (2012) foi desenvolvido um modelo tridimensional do ombro a partir de imagens de tomografia computadorizada de ombros humanos sem lesões. Os ligamentos foram construídos através de procedimentos computacionais baseados na anatomia dessas estruturas. O método dos elementos finitos foi utilizado para a solução do problema, pois oferece a capacidade de prever a variação espacial e temporal da tensão, deformação e forças de contato. O trabalho teve como objetivo determinar o movimento da clavícula distal em relação à escápula em diferentes ângulos de abdução do ombro, 0°, 60°, 120° e 180°, além de investigar o comprimento e a deformação do ligamento coracoclavicular nesses ângulos, representados pelas curvas de comprimento x abdução e tensão x abdução. A escápula e a clavícula foram modeladas como corpos rígidos devido ao fato da estrutura óssea ser mais rígida do que os tecidos moles. As propriedades mecânicas dos ligamentos coracoclaviculares foram representadas por um modelo hiperelástico, utilizado para grandes deformações incompressíveis, com constantes obtidas em trabalhos experimentais disponíveis na literatura. O movimento escápuloclavicular foi simulado em duas etapas, inicialmente, cada escápula reconstruída a 60°, 120° e 180° foi sobreposta na escápula a 0° utilizando as informações de posição das coordenadas. Em seguida, foi determinada com precisão a posição e orientação da clavícula no espaço de 60°, 120° e 180°. Nos resultados observou-se que a clavícula distal apresentou rotação interna em relação ao acrônio medial para a abdução de 0°, 60°, 120° e 180°, sendo de $3,2^\circ \pm 2,9^\circ$, $23,2^\circ \pm 10,8^\circ$, $20,6^\circ \pm 3,7^\circ$ e $37,1^\circ \pm 3,4^\circ$, respectivamente. Com o movimento horizontal, a clavícula transladou posteriormente $4,4 \pm 3,4$ mm, para 60° de abdução, e em seguida, transladou anteriormente, $0,4 \pm 1,6$ mm, em 120°, e $1,9 \pm 0,4$ mm, em abdução completa. O comprimento do ligamento conóide aumentou gradativamente de 60° a 180° de abdução do ombro, enquanto o comprimento do ligamento trapezóide permaneceu relativamente constante de 60° a 120°, comparado com a abdução de 0°. Os padrões de tensão de von Mises foram semelhantes nos ligamentos analisados, entretanto as intensidades obtidas foram diferentes. Com a abdução progressiva do ombro, o ligamento conóide foi gradualmente esticado, enquanto o trapezóide permaneceu relativamente constante, e em seguida, foi comprimido por dobramento. A região posterior do conóide exibiu elevada concentração de tensão com a progressão da abdução e a região anterior teve uma tensão elevada para a abdução a 180°. No ligamento trapezóide a elevada concentração de tensão foi observada nas superfícies anterior e posterior e na inserção do coracóide na abdução de 180°.

Izadpanah et al. (2013) fizeram um estudo para avaliar cinematicamente, em modelos tridimensionais, três diferentes técnicas cirúrgicas para reconstrução dos ligamentos coracoclaviculares utilizando enxertos de tendões. Foram comparadas as mudanças dinâmicas no comprimento do ligamento coracoclavicular genuíno com os enxertos de tendão utilizados nas técnicas de estabilização durante o movimento de abdução do ombro. No procedimento cirúrgico, o enxerto é regularmente fixado nos locais de inserção do ligamento coracoclavicular, entretanto sua fixação no processo coracóide é de difícil execução e potencial risco de fratura do coracóide. Realizou-se a ressonância magnética do ombro esquerdo de 13 voluntários, durante a abdução de 0°, 30°, 60°, 90° e 120°. Nos modelos elaborados foram identificados os pontos de inserção dos ligamentos na clavícula e no processo coracóide para as três técnicas investigadas. Foi observado que todos os métodos investigados resultaram em um enxerto virtual trapezoidal significativamente maior. No procedimento de passagem sob o processo coracóide, além disso, o enxerto conoidal virtual foi também significativamente maior. Os modelos da técnica transclavicular transcoracóide resultaram em um enxerto conoidal virtual e ligamento conóide de igual comprimento. A técnica de perfuração horizontal transcoracóide mostrou comprimento idêntico e distância semelhante do enxerto conoidal virtual e do ligamento conóide, mas houve a redução significativa do enxerto trapezoidal virtual durante abdução.

CAPÍTULO IV

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a metodologia empregada para avaliar a resistência à tração de fios de sutura que são usados para manter a estabilidade da articulação acromioclavicular, substituindo os ligamentos coracoclaviculares rompidos. Para tal abordagem foram realizados ensaios de tração em amostras de fios de sutura de diferentes fabricantes. Neste capítulo são apresentados também os modelos tridimensionais utilizados nas simulações pelo método dos elementos finitos para o ombro intacto e os procedimentos cirúrgicos. Assim, são detalhadas as geometrias consideradas, as condições de contorno e o estudo de malha de cada modelo.

4.1. Testes de Tração

As suturas não absorvíveis de polimistura (polietileno, poliéster e polidioxanona) trançada, como a FiberWire[®], HiFi[®], Herculine[®], Orthocord[®] e Ultrabraid[®], surgiram recentemente para uso em situações onde é necessária elevada resistência mecânica (WÜST et al., 2006). A maioria dessas suturas tem sua composição baseada no polietileno de peso molecular ultralevado (UHMWPE), fabricado através do processo de fiação de gel, que tem sua forma comercial conhecida como Dyneema Purity. Estes fios possuem elevado módulo de elasticidade, flexibilidade e alta resistência ao desgaste e à abrasão (JHAM et al., 2007).

Os ensaios de tração foram executados com base na norma ASTM D2256/D2256 M - 10^{ε1} “Standard Test Method for Tensile Properties of Yarns by Single Strand Method” (2010). Essa norma especifica os ensaios para determinação das propriedades de tração de fios monofilamento e multifilamento, considerando fios com ou sem nó, além de diferentes

condições de teste. A partir dos ensaios descritos na norma podem ser obtidos a força de ruptura e o alongamento dos fios. Além disso, a norma fornece a forma de cálculo para a determinação da tenacidade e da resistência à fratura. Segundo a norma, o número mínimo de amostras é de 3 para cada tipo de material e o comprimento útil do corpo de prova deve ser de 250 ± 3 mm ou 500 ± 5 mm. Os ensaios devem ser descartados nas seguintes situações: quando ocorrer o deslizamento do fio na garra; quando houver a ruptura do fio nas proximidades da garra, até aproximadamente 3 mm de distância; ou ao se observar que, por qualquer razão, a falha da amostra aconteceu em valores 20% abaixo da força média de ruptura.

Os valores de resistência à tração dos fios de sutura sem nó foram obtidos através de ensaios de tração realizados na máquina de ensaio modelo BME 10 kN do fabricante Oswaldo Filizola®. A capacidade da célula de carga usada nos testes foi de 50 Kgf, para todos os fios, exceto para o fio FiberWire® nº5, em que utilizou-se a célula de carga de 1000 Kgf, devido à seus níveis de força mais elevados. As amostras foram fixadas a uma garra específica para fios, também do fabricante Oswaldo Filizola®. Para a fixação, o fio foi envolvido em torno do cilindro de menor diâmetro da garra, em seguida foi passado em volta do cilindro de maior diâmetro e apertado manualmente. A Figura 4.1 (A) e Fig. 4.1 (B) ilustram respectivamente a máquina de ensaio e as garras utilizadas nos testes de tração. Foram testadas sete amostras de cada tipo de fio, com o comprimento inicial de 50 mm. As amostras já devidamente posicionadas na máquina foram ensaiadas a uma velocidade de 20 mm/min até a falha do material. A partir dos testes as curvas de força (N) versus deslocamento (mm) foram adquiridas e os dados levados em planilha Excel® para serem tratados e analisados. Todos os ensaios foram monitorados por uma filmadora digital posicionada a frente da máquina de ensaio.

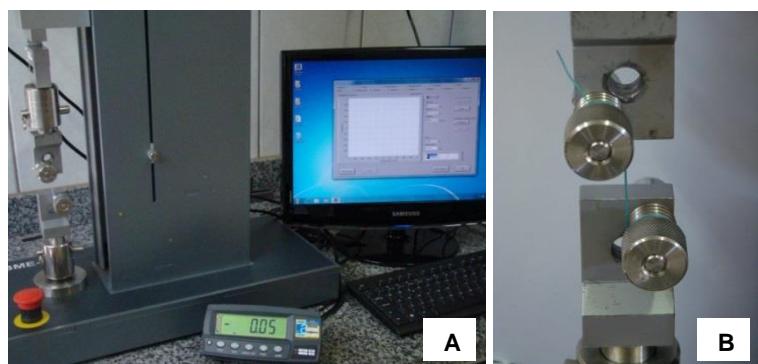


Figura 4.1 – Aparato experimental utilizado nos testes de tração. (A) Máquina de ensaio, (B) Garris para fios do fabricante Oswaldo Filizola.

Os ensaios foram realizados em cinco tipos de suturas, que são descritas a seguir e mostradas na Fig.4.2.

- *Ethibond® nº2*: Sutura sintética não absorvível, com construção multifilamentar trançada e fabricada pela empresa Ethicon®. É constituída de poliéster trançado com revestimento de polibutilato. O fio tem diâmetro aproximado de 0,55 mm e comprimento de 750 mm.
- *Ethibond® nº5*: Sutura não absorvível constituída de poliéster trançado com revestimento de polibutilato com construção multifilamentar trançada. Os fios tem diâmetro aproximado de 0,75 mm, comprimento de 750 mm e são fabricados pela empresa Ethicon®.
- *Hi-Fi® nº2*: Sutura não absorvível constituída de polimistura, sem a presença de um núcleo de polietileno de peso molecular ultraelevado. É produzido pela empresa CONMED®, apresenta diâmetro médio de 0,55 mm e comprimento de 1000 mm.
- *FiberWire® nº2*: A sutura FiberWire é constituída por um núcleo de vários pequenos fios de polietileno de peso molecular ultraelevado (UHMWPE), revestido de poliéster trançado e UHMWPE. É fabricado pela empresa Arthrex® e possui diâmetro médio de 0,55 mm e comprimento de 965 mm.
- *FiberWire® nº5*: Fio de sutura constituído por um núcleo de vários pequenos fios de polietileno de peso molecular ultraelevado (UHMWPE), revestido de poliéster trançado e UHMWPE. É fabricado pela empresa Arthrex® e possui diâmetro médio de 0,75 mm e comprimento de 965 mm.

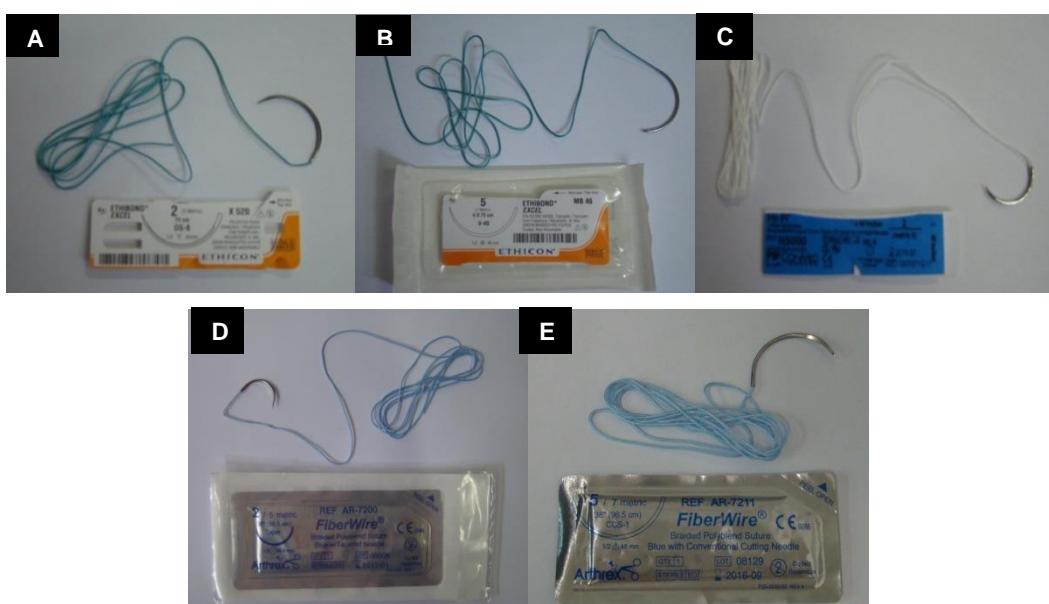


Figura 4.2 – Fios de sutura submetidos ao ensaio de tração. (A) Fio Ethibond® nº2, (B) Fio Ethibond® nº5, (C) Fio HiFi® nº2, (D) Fio FiberWire® nº2, (E) Fio FiberWire® nº5.

4.2. Modelos de Elementos Finitos Desenvolvidos

A primeira etapa para a realização da análise de um problema pelo método dos elementos finitos é a definição da geometria do modelo em estudo. Apresentam-se a seguir os detalhes dos modelos tridimensionais da articulação acromioclavicular intacta, do procedimento cirúrgico dos amarrilhos coracoclaviculares e da transferência do ligamento coracoacromial pela técnica de Weaver-Dunn. As montagens completas de cada caso definidas em extensão *Parasolid (.x_t)* foram analisadas no software de elementos finitos Abaqus/Standard®. O Abaqus® é um pacote de software comercial para análise por elementos finitos desenvolvido, em 1978, por Hibbitt, Karlsson e Sorensen nos Estados Unidos. Atualmente é um software comercializado pela empresa *Dassault Systèmes S.A.* O software apresenta como principal diferencial uma sofisticada capacidade para modelar contato entre os sólidos (GUIMARÃES, 2013).

4.2.1. Modelo da articulação acromioclavicular intacta

O modelo tridimensional para o estudo da articulação acromioclavicular sem luxação foi constituído pela clavícula, escápula e úmero, além dos ligamentos coracoclaviculares, acromioclavicular e coracoclavicular. Detalham-se a seguir a obtenção de cada uma das geometrias e suas dimensões.

- *Estruturas Ósseas*

O comprimento médio da clavícula é de 13,97 cm, da escápula é de 17,7 cm e do úmero é de 29,93 cm, de acordo com as medidas realizadas no trabalho de Hogfors et. al (1987) e mostradas na Fig.4.3. A geometria das estruturas ósseas que compõem a articulação acromioclavicular, clavícula, escápula e úmero, foram obtidas no site www.3dcadbrower.com, em extensões compatíveis ao software SolidWorks®. A Figura 4.4 indica as dimensões da cada estrutura e sua geometria final. A Figura 4.5 ilustra as dimensões do processo coracóide determinadas por Salzmann et. al (2008) e seus valores são mostrados na Tab. 4.1.

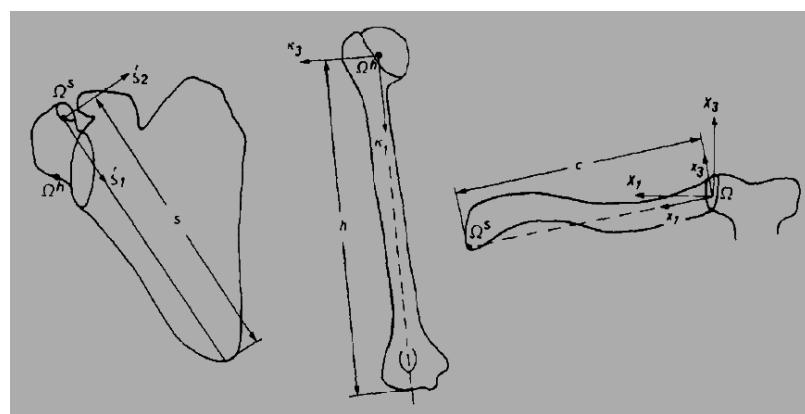


Figura 4.3 – Dimensões medidas na escápula, no úmero e na clavícula, respectivamente (HOGFORS et.al, 1987).

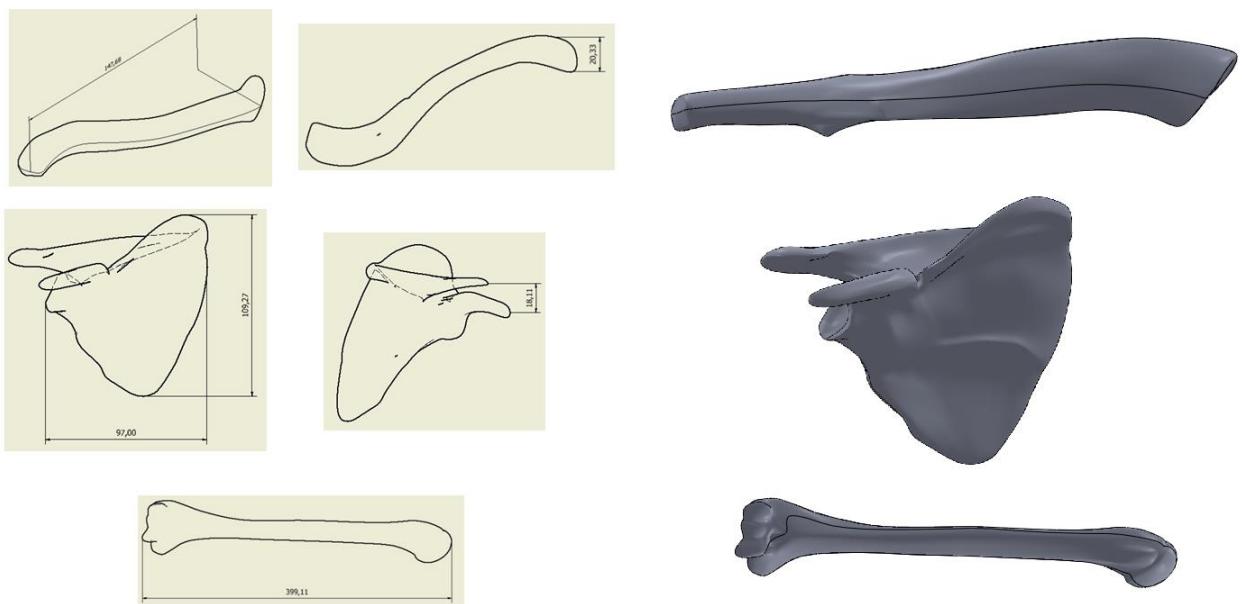


Figura 4.4 – Dimensões das geometrias tridimensionais das estruturas ósseas: escápula, úmero e clavícula.

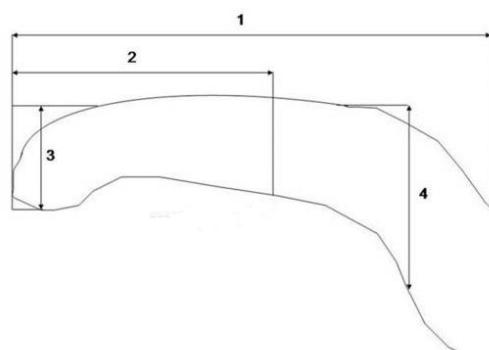


Figura 4.5 – Dimensões do processo coracóide a partir de uma vista lateral (SALZMANN et. al, 2008).

- *Ligamentos Coracoclaviculares*

As geometrias simplificadas dos ligamentos coracoclaviculares, acromioclavicular e coracoacromial foram desenhados no software SolidWorks®, a partir das dimensões dos locais de inserção, chamados de “footprints”, de cada estrutura ligamentar ao osso. As dimensões dos “footprints” dos ligamentos trapezóide e conóide no processo coracóide foram detalhados no trabalho de Salzmann et. al (2008), como mostra a Fig.4.6. Os valores medidos estão na Tab. 4.1.

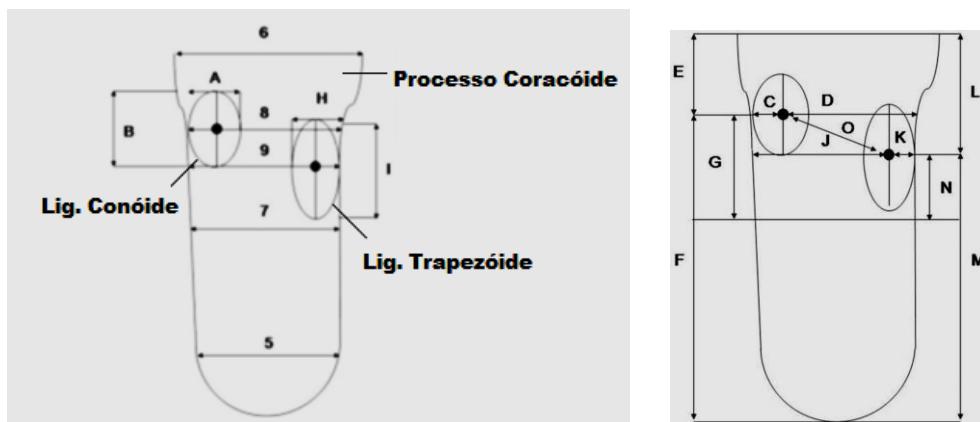


Figura 4.6 – Dimensões dos locais de inserção dos ligamentos trapezóide e conóide mostradas na vista superior do processo coracóide (SALZMANN et. al, 2008).

Tabela 4.1 – Dimensões do processo coracóide e dos locais de inserção dos ligamentos coracoclaviculares no processo coracóide, mostradas nas Figs. 4.5 e 4.6 (SALZMANN et. al, 2008).

Dimensões	Valor médio (mm)	Dimensões	Valor médio(mm)
A	4,4 ± 1,4	1	43,1 ± 2,2
B	9,6 ± 2,5	2	20,3 ± 2,6
C	1,7 ± 0,7	3	8,2 ± 1
D	10,3 ± 2	4	14,9 ± 2,4
E	6,3 ± 3	5	13,6 ± 2,1
F	36,8 ± 3,7	6	14,1 ± 2,9
G	16,4 ± 2,4	7	13,9 ± 1,6
H	5,7 ± 1,6	8	12,1 ± 3,3
I	15,2 ± 2,5	9	13,2 ± 2,7
J	8,7 ± 3		
K	4,4 ± 2,8		
L	12,1 ± 2,8		
M	31,1 ± 3,3		
N	10,9 ± 2,4		
O	10,1 ± 4,2		

O trabalho de Takase (2010) determinou as medidas dos locais de inserção dos ligamentos coracoclaviculares na clavícula, ilustrados na Fig.4.7, além das dimensões destes ligamentos, Fig.4.8. A Tabela 4.2 mostra os valores de cada medida.

Nas geometrias tridimensionais os locais de inserção foram desenhados na face inferior da clavícula e na parte superior no processo coracóide, baseados nas dimensões apresentadas anteriormente, como mostra a Fig.4.9 e a Fig.4.10, respectivamente. No software SolidWorks® foram usadas as ferramentas “Ressalto/Base por loft” e “Ressalto/Base por limite”, tendo como limites os locais de inserção, para gerar a geometria sólida de cada ligamento. As Figuras 4.11 e 4.12 mostram as dimensões em milímetros dos ligamentos coracoclaviculares e as geometrias finalizadas. O modelo final da articulação com os ligamentos intactos é ilustrado na Fig.4.13.

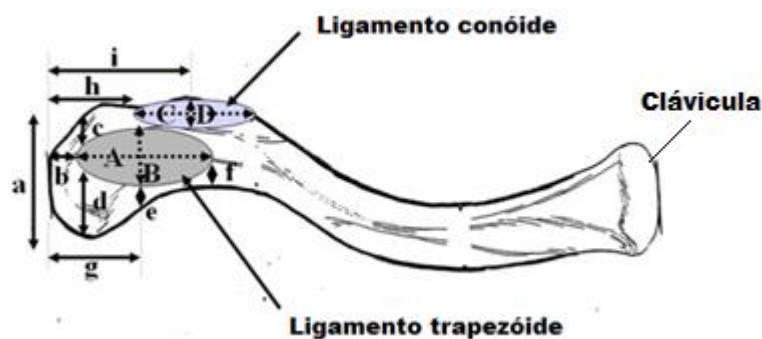


Figura 4.7 – Dimensões dos locais de inserção dos ligamentos trapezóide e conóide mostradas na vista inferior da clavícula (TAKASE, 2010).

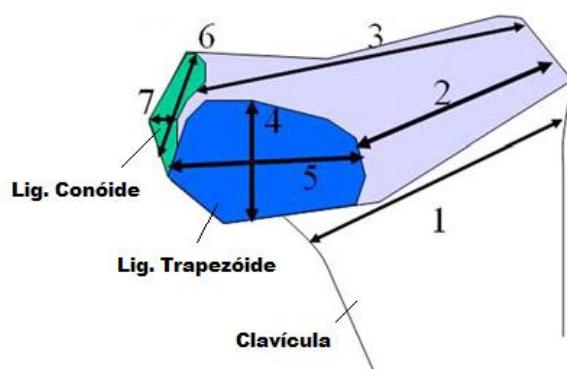


Figura 4.8 – Dimensões dos ligamentos coracoclaviculares (TAKASE, 2010).

Tabela 4.2 – Dimensões dos ligamentos coracoclaviculares e seus locais de inserção na clavícula (TAKASE, 2010).

Dimensões	Valor (mm)	Média (mm)	Dimensões	Valor (mm)	Média (mm)
a	19 - 33	24,4	1	29 - 39	33,5
b	5 - 13	8,2	2	18 - 30	22,6
c	4 - 15	9,7	3	37 - 48	42,1
d	0 - 10	5,3	4	5 - 16	12,6
e	0 - 6	2,3	5	16 - 26	19,6
f	0 - 13	5,7	6	10 - 18	13,1
g	12 - 21	17,4	7	3 - 6	4,8
h	15 - 36	27			
i	25 - 43	38			
A	13 - 26	18,5			
B	12 - 20	15,4			
C	10 - 30	17,4			
D	3 - 11	5,4			

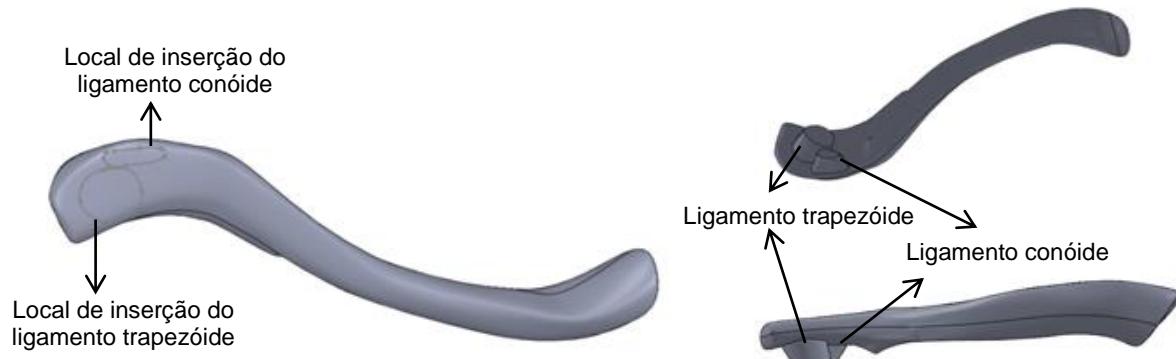


Figura 4.9 – Locais de inserção dos ligamentos coracoclaviculares na clavícula.

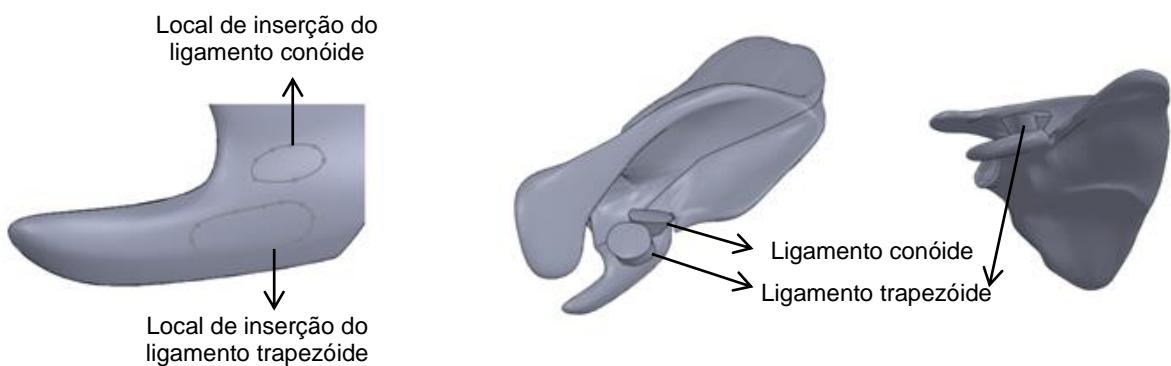


Figura 4.10 – Locais de inserção dos ligamentos coracoclaviculares no processo coracóide.

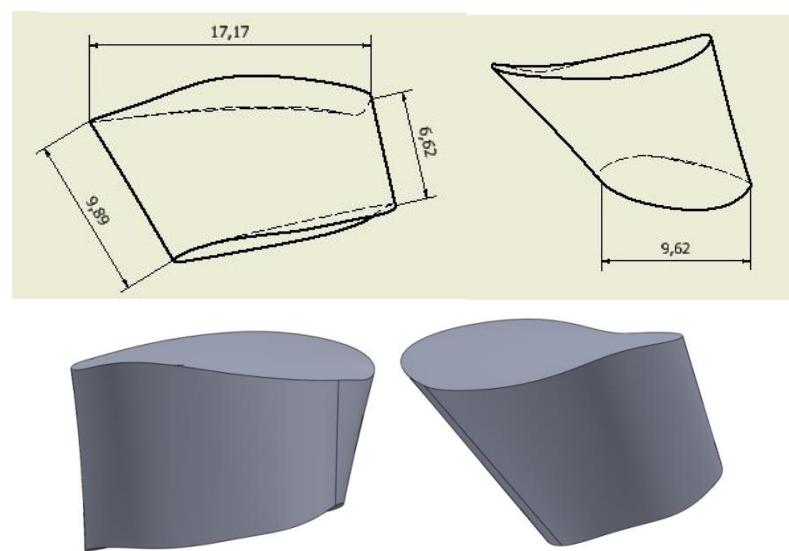


Figura 4.11 – Dimensões e geometria final do ligamento trapezóide.

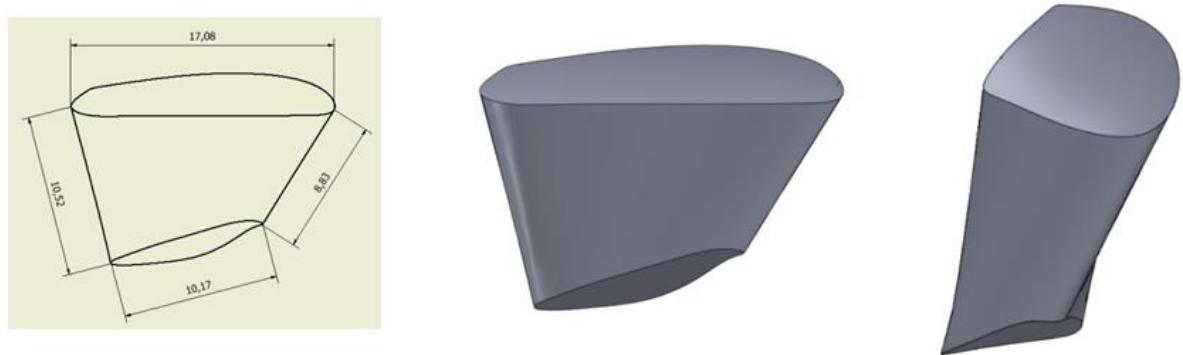


Figura 4.12 – Dimensões e geometria final do ligamento conóide.

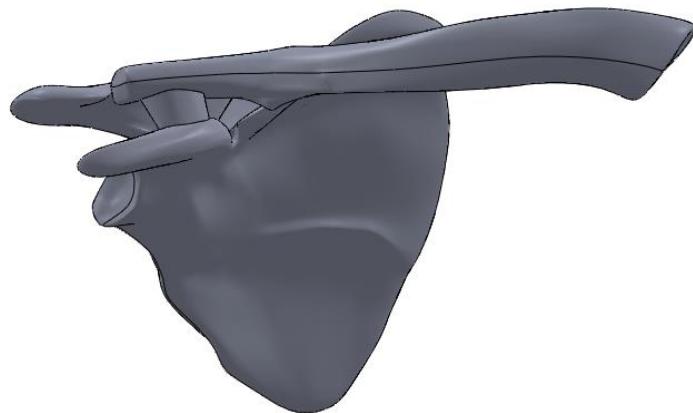


Figura 4.13 – Modelo tridimensional da articulação acromioclavicular com os ligamentos coracoclaviculares intactos.

- *Ligamento Acromioclávicular e Ligamento Coracoacromial*

As dimensões dos ligamentos acromioclávicular e coracoacromial foram baseadas nas medidas obtidas nos trabalhos de Holt e Allibone (1995) e Stine e Vangsness Jr (2009), ilustradas na Fig.4.14 e Fig. 4.15, respectivamente. A Tabela 4.3 mostra os valores detalhados de cada dimensão. Nas Figuras 4.16 e 4.17 estão as dimensões das geometrias tridimensionais dos ligamentos coracoacromial e acromioclávicular, respectivamente, desenhados para a simulação. As diferenças entre as dimensões das geometrias desenhadas e as medidas realizadas em estruturas anatômicas na literatura, ocorreram devido a necessidade de adaptações que permitissem o uso das ferramentas do software SolidWorks®. O modelo completo para a simulação da articulação acromioclávicular sem a presença de luxação, está ilustrado na Fig.4.18.

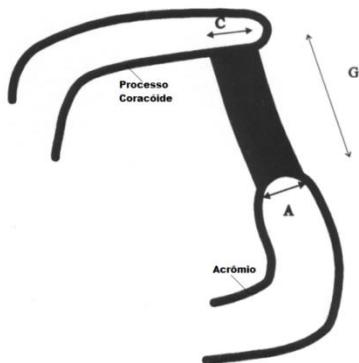


Figura 4.14 – Dimensões do ligamento coracoacromial (HOLT e ALLIBONE, 1995).

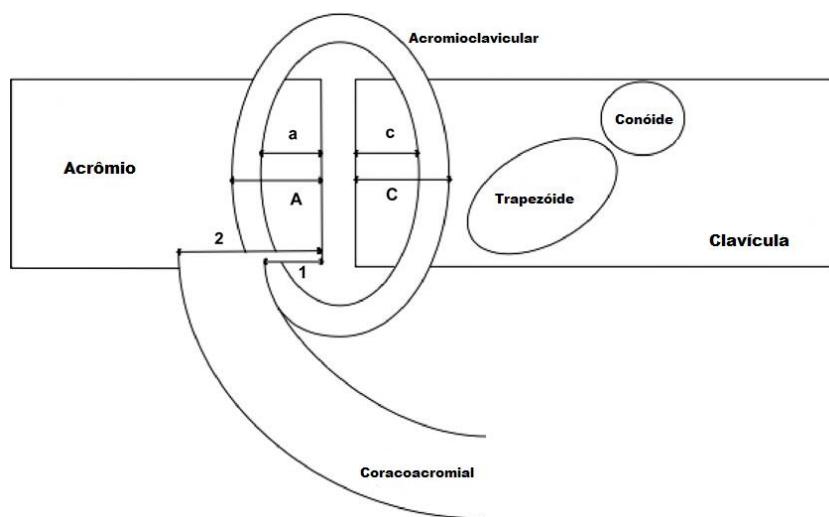


Figura 4.15 – Dimensões dos ligamentos coracoacromial e acromioclávicular (STINE e VANGNESS JR, 2009)

Tabela 4.3 – Dimensões dos ligamentos acromioclavicular e coracoacromial (HOLT e ALLIBONE, 1995; STINE e VANGNESS JR, 2009).

Ligamento Acromioclavicular					Ligamento Coracoacromial	
Dimensões	Anterior	Posterior	Superior	Inferior	Dimensões	Valor
a	3,3 (2,2 - 6,1)	2,3 (1,1 - 3,5)	3 (0,6 - 5,5)	2,4 (1 - 5,3)	A	19(14 -25)
c	3,8 (2 - 5,1)	3,5 (1,6 - 6,2)	3,9 (2,1 - 6,3)	2,9 (1,8 - 5,2)	C	20 (16 - 25)
A	5,6 (3,9 - 9)	4,3 (4,1 - 6,2)	5,3 (3 - 8,5)	4 (3,3 - 6,5)	G	25 (16 - 32)
C	6,4 (4 - 8,3)	6,3 (4 - 8,1)	6,6 (4 - 9,3)	5,4 (3,9 - 8,8)	T	1,2 (1 - 1,5)
A - a	2,4 (1,2 - 4,6)	2,1 (1,1 - 4,4)	2,5 (1,1 - 4,5)	1,6 (1 - 3,1)	1	3,5 (1,7 - 5,7)
C - c	2,2 (1 - 5,2)	2,9 (1,1 - 4,5)	2,8 (1,2 - 4,2)	2,8 (1 - 5,1)	2	10,6 (7 - 16,1)

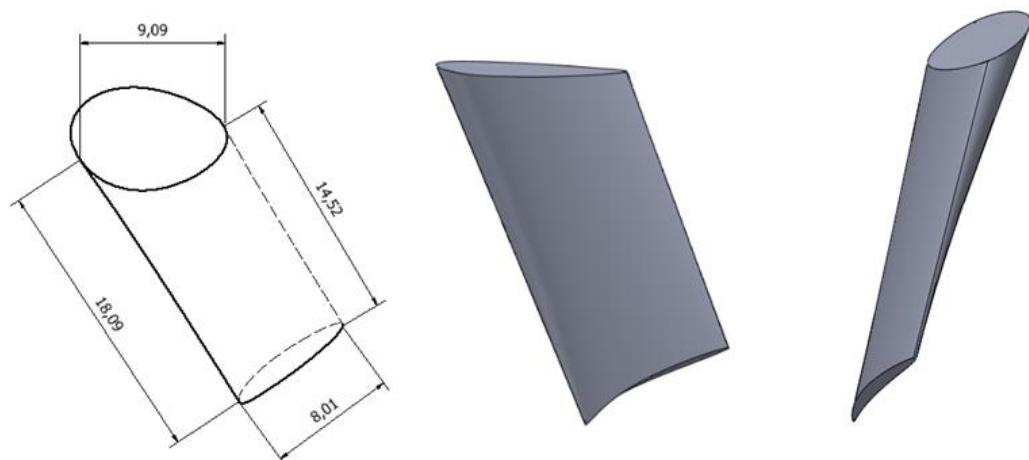


Figura 4.16 – Dimensões e geometria final do ligamento coracoacromial.



Figura 4.17 – Dimensões e geometria final do ligamento acromioclavicular.

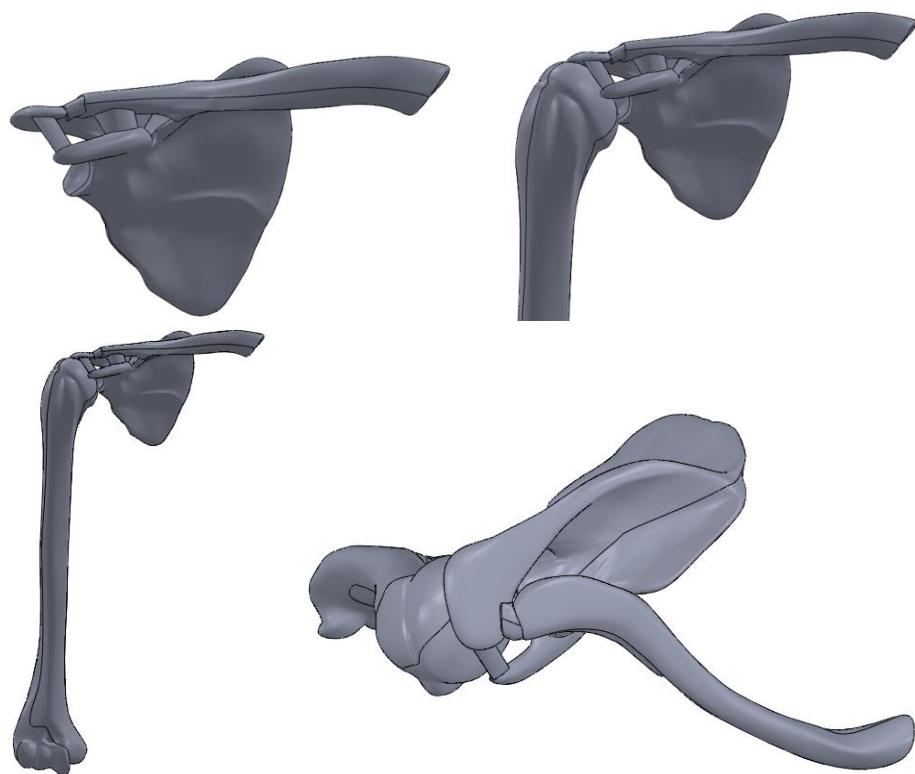


Figura 4.18 – Modelo tridimensional completo para simulação da articulação acromioclavicular intacta.

4.2.2. Modelo tridimensional da técnica de transferência de Weaver-Dunn

No modelo tridimensional representativo da técnica de transferência do ligamento coracoacromial pelo procedimento de Weaver-Dunn foram utilizadas as mesmas estruturas ósseas do modelo intacto, clavícula, úmero e escápula, como descrito anteriormente. A geometria da clavícula foi seccionada em uma distância de 2 cm de sua extremidade distal, onde foi fixado o ligamento coracoacromial transferido, assim como é realizado no procedimento cirúrgico, Fig.4.19. Além disso, foram feitos quatro furos na clavícula para a passagem dos fios de sutura que complementam o procedimento, substituindo os ligamentos coracoclaviculares rompidos, como pode ser visto na Fig.4.20. A distância entre os furos centrais e os furos das extremidades foi de 10 mm. Apesar dos furos realizados na técnica cirúrgica apresentarem o diâmetro de 2 mm, optou-se por desenhar-los com o diâmetro de 0,5 mm, o mesmo utilizado para os fios de sutura. Dessa forma, o objetivo foi representar a hipótese de que o paciente já passou pelo período pós-operatório e as estruturas ósseas e ligamentares estão cicatrizadas.

Entre todos os outros diâmetros, escolheu-se o menor diâmetro usado nesse tipo de cirurgia, uma vez que possui os menores valores de resistência, representando a condição mais crítica do modelo. A geometria dos fios de sutura foi dada de forma simplificada por cilindros e não se considerou o tipo de construção monofilamentar ou multifilamentar, como mostra a Fig.4.20. Obteve-se a região dos fios que contornam o processo coracóide pela conformação direta da geometria cilíndrica no osso, através das ferramentas do software Stampack®. As demais regiões da sutura que compõem o amarrilho foram desenhadas com as ferramentas do software SolidWorks®. O modelo tridimensional completo para a representação da técnica de Weaver-Dunn pode ser visto na Fig.4.21.

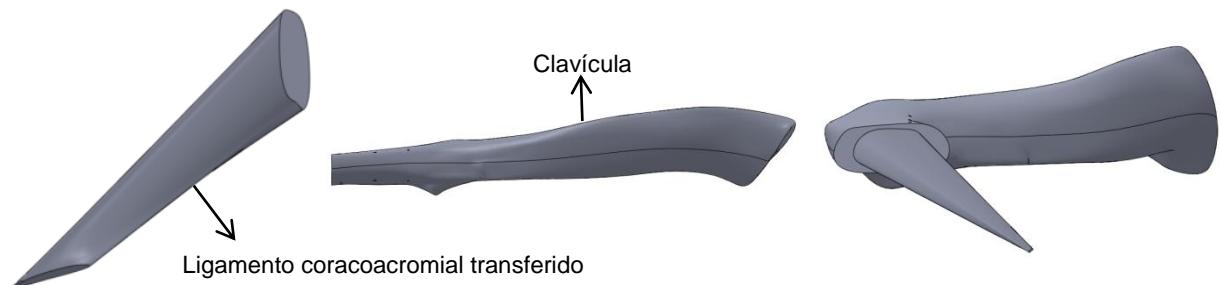


Figura 4.19 – Transferência do ligamento coracoacromial para a clavícula.

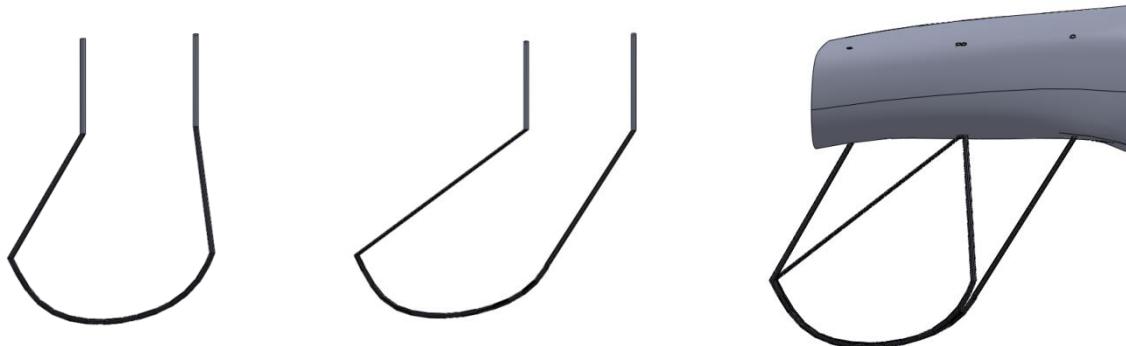


Figura 4.20 – Fios de sutura para o amarrilho coracoclavicular.

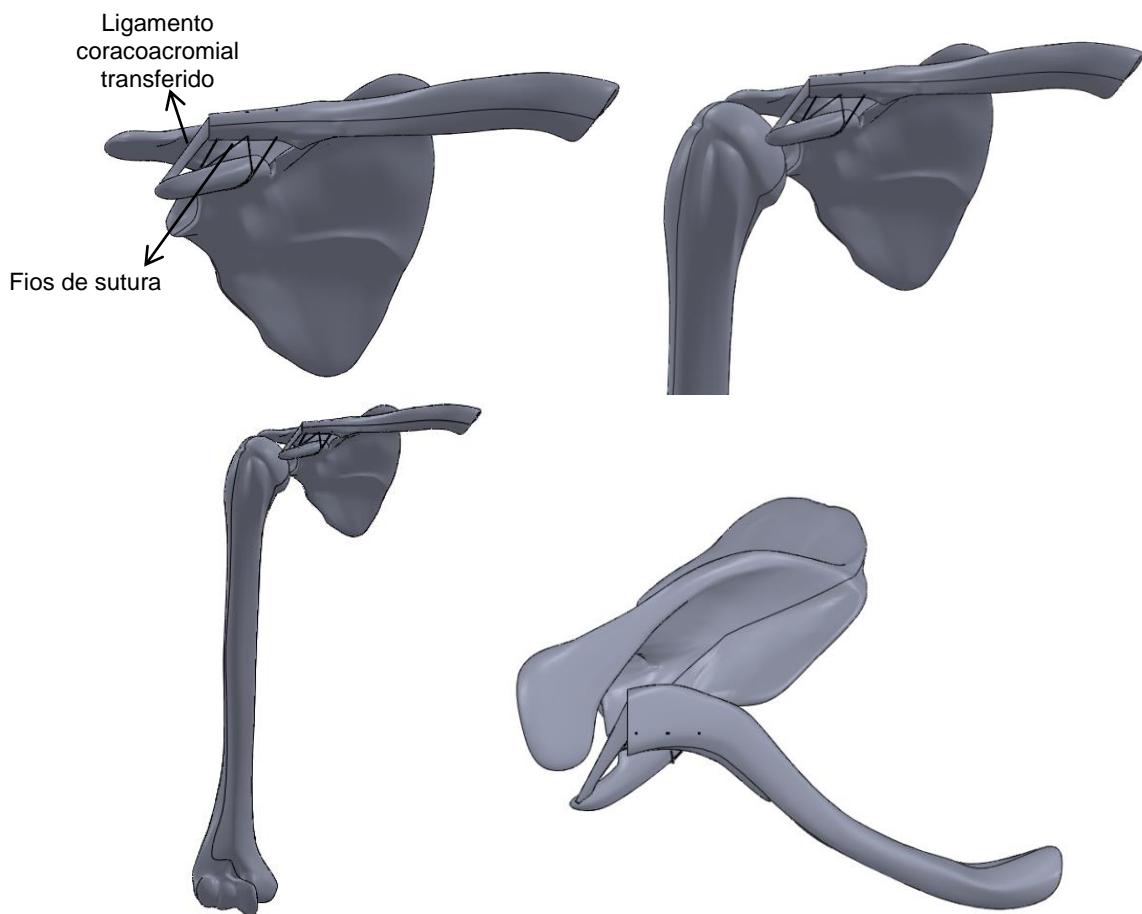


Figura 4.21 – Modelo tridimensional completo para a simulação da técnica cirúrgica de Weaver-Dunn.

4.2.3. Modelo tridimensional da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares

A representação da técnica cirúrgica dos amarrilhos coracoclaviculares foi obtida usando as mesmas estruturas ósseas mencionadas anteriormente. A clavícula foi a única estrutura a sofrer modificações em sua geometria, pois necessita dos quatros furos através dos quais são passados os fios do amarrilho coracoclavicular, como pode ser visto na Fig.4.22. Os furos e os fios desse modelo possuem as mesmas características e foram obtidos de maneira semelhante àquela descrita no modelo de Weaver-Dunn. O ligamento coracoacromial permaneceu intacto e foi utilizada a geometria detalhada no tópico referente ao modelo da anatomia intacta. O modelo tridimensional completo para a simulação do procedimento cirúrgico do amarrilho coracoclavicular é mostrado na Fig.4.23.



Figura 4.22 – Clavícula com os furos e o amarrilho coracoclavicular.

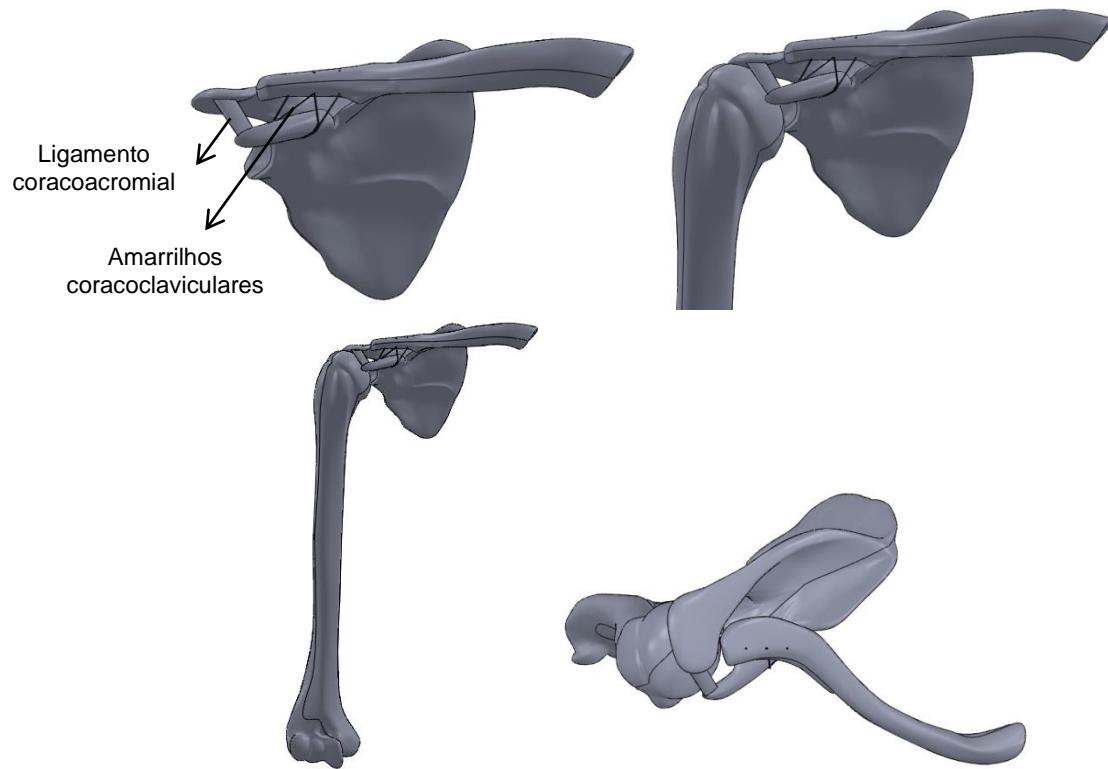


Figura 4.23 – Modelo tridimensional completo para simulação do procedimento cirúrgico do amarrilho coracoclavicular.

4.2.4. Propriedades mecânicas dos materiais

Atribuíram-se aos modelos analisados as propriedades mecânicas dos materiais de cada componente envolvido. Para a clavícula, a escápula e o úmero atribuíram-se as propriedades lineares e elásticas do osso cortical. Apesar das estruturas ósseas apresentarem características anisotrópicas, adotou-se a condição de isotropia mediante a dificuldade de estabelecer as direções principais da anisotropia dos materiais. Os ligamentos foram considerados como material hiperelástico, seguindo o modelo constitutivo de Ogden. Obtiveram-se as constantes hiperelásticas desse modelo no trabalho de Correia (2011). Os fios de sutura presentes nos modelos das técnicas cirúrgicas foram dados como

sendo um material elástico linear. O estudo realizado por Wright et.al (2006) determinou o módulo de elasticidade dos fios FiberWire® nº2 e Ethibond® nº2. Zihlif et al. (1978) calcularam o coeficiente de Poisson do polietileno e do polipropileno. Entretanto o valor para as suturas compostas por polimistura não foi encontrado na literatura, por isso, considerou-se esse valor aproximado para o fio simulado. A Tabela 4.4 mostra as propriedades de cada componente dos modelos e suas respectivas referências da literatura.

Tabela 4.4 - Propriedades mecânicas dos componentes dos modelos tridimensionais.

Materiais Elásticos Lineares			
Componentes	Módulo de Elasticidade - E [MPa]	Coeficiente de Poisson - ν	Referências
Clavícula	11000	0,3	Iwamoto et. al (2001)
Escápula	11000	0,3	
Úmero	11000	0,3	
Fio FiberWire® nº2	10729,4	0,4	Wright et. al (2006); Zihlif et. al (1978)
Material Hiperelástico			
Ligamentos	Constantes Hiperelásticas – Modelo de Ogden		Referência
	μ_l	0,795870249	Correia (2011)
	a_l	25	
	D_l	0,259962666	

4.2.5. Características do contato mecânico

Nos estudos da área de sistemas mecânicos o contato entre os corpos é um problema não linear que apresenta certas dificuldades de solução. A formulação de um modelo matemático que expresse de forma adequada a distribuição de tensões e o campo de deslocamentos é uma das principais dificuldades do contato mecânico entre corpos sólidos. Nas análises pelo método dos elementos finitos as condições de contato são classes especiais de restrições descontínuas que permitem que os carregamentos sejam transmitidos de uma parte a outra do modelo. A restrição é descontínua, pois é aplicada somente quando as duas superfícies estão em contato. A análise deve ser capaz de detectar quando duas superfícies estão em contato e aplicar as restrições de contato de maneira apropriada. Além disso, na análise deve ser detectado quando duas superfícies estão separadas e as restrições de contato devem ser removidas (GUIMARÃES, 2013).

O Abaqus/Standard® permite que os contatos entre os corpos sejam definidos com base nas superfícies ou nos elementos de contato. Para o uso da abordagem baseada em superfícies é necessária que as superfícies dos corpos que podem estar em contato sejam definidas, enquanto a abordagem por elementos de contato é utilizada apenas quando as

interações de contato não podem ser modeladas como superfícies em contato. O contato definido a partir das superfícies pode ser empregado para modelar dois corpos deformáveis, contato entre um corpo rígido e um corpo deformável, contato entre um conjunto de pontos e uma superfície deformável, entre outros (GUIMARÃES, 2013).

Determina-se o contato entre duas superfícies, inicialmente, pela definição das superfícies dos corpos que apresentam possibilidade de entrar em contato. Em uma etapa seguinte, são atribuídas ao contato propriedades que governam o comportamento das superfícies quando elas estão em interação e podem ser propriedades mecânicas, térmicas ou elétricas. No caso das propriedades mecânicas é estabelecido, por exemplo, o atrito entre os corpos. Por fim, durante a atribuição das superfícies em contato deve-se definir qual será a superfície considerada “*slave*” e qual será a superfície “*master*”. A superfície “*slave*” deve ser aquela que possui a malha mais refinada. Caso as densidades das malhas sejam similares, a superfície “*slave*” será aquela constituída pelo material menos rígido (GUIMARÃES, 2013).

No presente trabalho os contatos entre os corpos dos modelos foram determinados a partir da abordagem das superfícies em contato. Os contatos entre os ligamentos não lesionados e as estruturas ósseas foram determinados como “colados”, sem levar em consideração o contato mecânico e considerando a união completa desses componentes. Também foi considerado “colado” o contato entre o úmero e a escápula, para representar a ligação que o ligamento glenoumral promove entre essas estruturas ósseas.

Nos modelos dos procedimentos cirúrgicos os fios de sutura foram dados como “colados” à clavícula e à escápula, pois a modelagem analisa a etapa após o pós-operatório, em que a cicatrização das estruturas foi finalizada. A simulação dos efeitos dos nós dos fios, que são feitos na clavícula para fixação do conjunto do braço, antebraço e mão em sua posição original, é de grande complexidade e apresenta não linearidades. Diante disso, foram consideradas aproximações, uma vez que, as análises são comparativas e não pretendem representar de forma precisa os níveis de força em um processo de aplicação do nó. Para esta avaliação seria necessário desenvolver um aparato experimental instrumentado com células de carga e obter aproximações indiretas para os níveis de força dos nós. Dessa forma, considerou-se o contato dos fios “colados” à clavícula com o intuito de simular um nó dado em perfeitas condições, garantido a fixação completa das estruturas.

Para face superior do ligamento coracoacromial transferido para a clavícula, a propriedade mecânica do contato definiu-se também como “colada”, considerando que o ligamento teve uma fixação completa ao osso.

4.2.6. Forças e condições de contorno

O ombro é uma estrutura que apresenta movimentos complexos e de difícil representação em modelos numéricos, por isso adotaram-se simplificações para permitir uma comparação entre os diferentes modelos testados.

Nas simulações dos dois procedimentos cirúrgicos estudados a extremidade proximal da clavícula foi engastada em todas as direções, para representar a ligação existente com o osso esterno. Outra condição adotada foi a aplicação de uma força de 35 N em um ponto do processo coracóide. Essa carga representou o peso do conjunto composto por braço, antebraço e mão que durante a cirurgia é elevado até sua posição original e fixado pelos fios, que substituem os ligamentos coracoclaviculares. Assim, essa força seria uma forma de pré-carga de tração aos fios. O valor da carga usada foi baseado nos pesos propostos no trabalho de Hall (2000), como mostra a Fig.4.24, que considerou o peso de 20 N para o braço e 15 N para o antebraço e a mão. Além disso, os fios usados na substituição dos ligamentos coracoclaviculares foram engastados nas duas direções laterais, permitindo que houvesse a movimentação apenas no sentido da tração do fio, ou seja, na direção x do eixo local determinado em cada um dos fios. Um movimento no sentido da abdução do braço foi simulado, aplicando o deslocamento de 10 mm, na direção do eixo z local do úmero, em um ponto localizado em sua extremidade. As Figuras 4.25 (A) e 4.25 (B) mostram as condições de contorno consideradas na simulação da técnica cirúrgica de Weaver-Dunn e no procedimento dos amarrilhos coracoclaviculares, respectivamente.

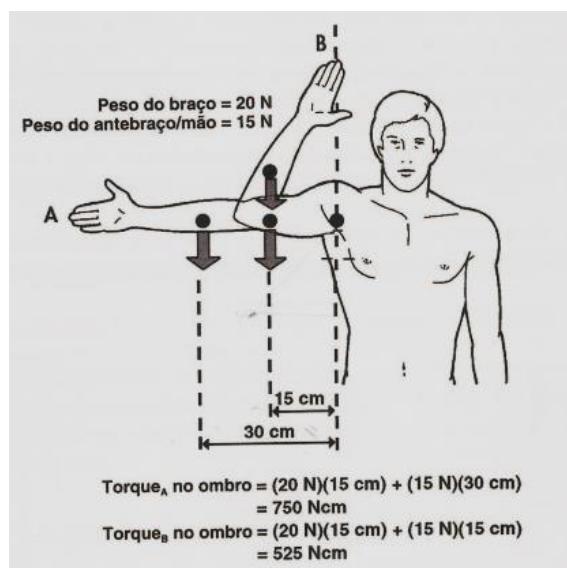


Figura 4.24 – Pesos do braço, antebraço e mão (HALL, 2000).

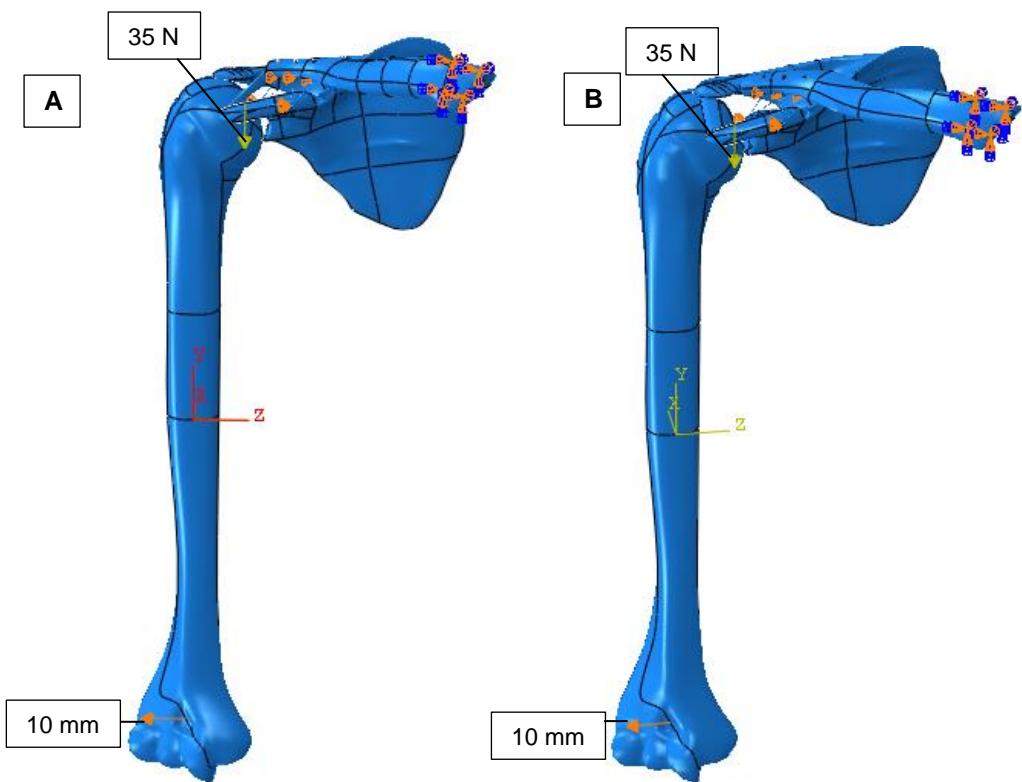


Figura 4.25 – Condições de contorno aplicadas aos modelos dos procedimentos cirúrgicos. (A) Técnica de Weaver-Dunn. (B) Técnica dos amarrilhos coracoclaviculares.

Para o modelo da articulação acromioclavicular intacta, manteve-se engastada em todas as direções a extremidade proximal da clavícula, aplicando-se a carga de 35 N no processo coracóide, representando o peso do conjunto braço, antebraço e mão, como foi explicado anteriormente. Além disso, aplicou-se o deslocamento de 10 mm na direção do eixo z local do úmero. As condições de contorno do modelo intacto são mostradas na Fig.4.26.

A avaliação dos efeitos de um impacto na articulação acromioclavicular, que ocorre, por exemplo, durante uma queda sobre o ombro e causa a luxação dos ligamentos, foi realizada também no modelo com os ligamentos intactos. Nesse caso, as condições de contorno foram mantidas de forma similar às anteriores, com a extremidade da clavícula engastada e a carga de 35 N aplicada no processo coracóide. Simulou-se o impacto sofrido na queda por uma carga de 250 N aplicada em um ponto no acrômio, como pode ser visto na Fig.4.27. O valor da carga baseou-se nas forças aplicadas em ensaios de protetores de ombro usados pelos jogadores de rugby, no trabalho de Harris e Spears (2010).

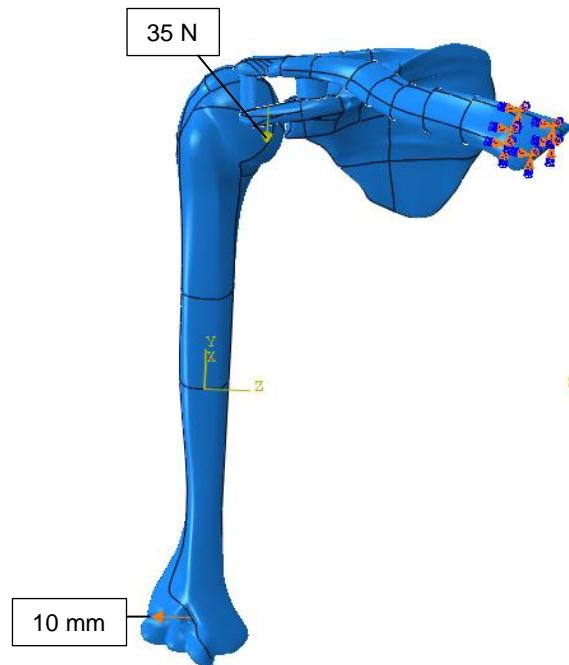


Figura 4.26 – Condições de contorno aplicadas ao modelo da articulação acromioclavicular intacta.

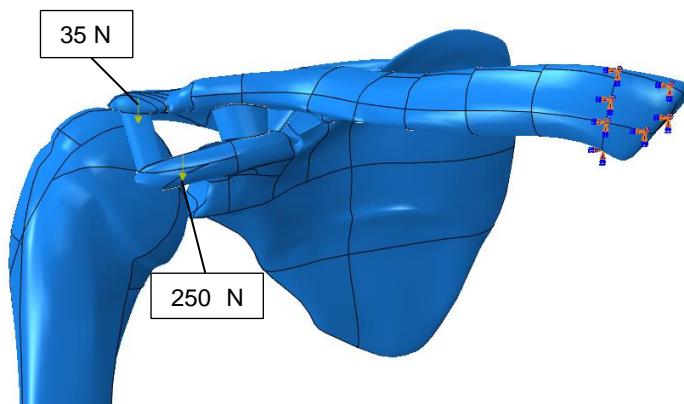


Figura 4.27 – Condições de contorno aplicadas para simular um impacto na articulação acromioclavicular intacta.

4.2.7. Estudo do efeito da malha de elementos finitos

Obteve-se a malha atribuída aos modelos através da opção de malha livre, devido à complexidade dos modelos. A malha livre não usa padrões pré-estabelecidos, o que permite uma maior flexibilidade, por isso, as regiões malhadas podem apresentar geometrias mais complexas. Enquanto a malha estruturada possibilita prever o padrão da malha com base na topologia da região, esta não permite a mesma flexibilidade. A técnica da malha livre, para uma região tridimensional, pode ser associada aos seguintes elementos: Hex (exclusivamente aos elementos hexaédricos), Hex-dominated (inicialmente,

elementos hexaédricos, mas permite alguns prismas triangulares nas regiões de transição) e Tet (exclusivamente elementos tetraédricos).

Gerou-se a malha das estruturas ósseas e dos fios de sutura com elementos tetraédricos quadráticos C3D10. Esse elemento é da ordem geométrica quadrática e pertence à família do estado plano de tensões. É definido por dez nós, tendo três graus de liberdade por nó com translações nas direções x,y e z, Fig.4.28.

Usou-se o elemento tetraédrico quadrático híbrido C3D10H, adequado para as estruturas associadas a materiais hiperelásticos, para a malha das estruturas ligamentares. O tamanho dos elementos foi um parâmetro controlado manualmente para todos os componentes dos modelos sendo, em seguida, gerada a malha pelo Abaqus®.

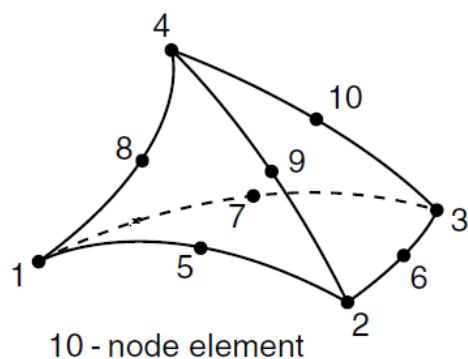


Figura 4.28 – Elemento C3D10 do programa Abaqus®.

Realizou-se um estudo da malha dos modelos em diferentes níveis de refinamento, controlando o tamanho dos elementos finitos com a finalidade de buscar resultados mais precisos, porém sem um tempo computacional elevado. Após a solução dos modelos, foram analisados os gradientes de tensão em determinados pontos do modelo da articulação intacta e dos modelos com as reparações cirúrgicas, para a escolha do refinamento mais adequado. A partir dos modelos selecionados avaliaram-se os níveis de tensão e deslocamento total resultante nos ligamentos intactos e nos fios de sutura. O estudo de malha e os resultados obtidos com as análises numéricas são mostrados e discutidos no Capítulo V.

CAPÍTULO V

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Apresentam-se a seguir os resultados e a discussão das análises experimentais e numéricas. Inicialmente analisam-se os resultados dos ensaios de tração dos fios de sutura. Em seguida, os resultados encontrados a partir das modelagens numéricas são avaliados e discutidos.

5.1. Ensaios de Tração nos Fios de Sutura

Avaliou-se o comportamento mecânico dos fios de sutura utilizados na reparação da articulação acromioclavicular através do ensaio de tração, obtendo-se das amostras curvas de força [N] x deslocamento [mm].

O fio Ethibond® nº 2 apresentou uma força média de ruptura de 97,98 N e deslocamento médio na ruptura de 35,24 mm, como pode ser visto na Fig. 5.1. A força de ruptura observada nos ensaios do fio FiberWire® nº 2 foi de 240,17 N e o deslocamento médio de 34,19 mm, mostrado na Fig. 5.2. Nos testes com a sutura HiFi® nº 2 obteve-se para a força média e o deslocamento na ruptura os valores de 221,96 N e 73,67 mm, respectivamente, dados na Fig. 5.3. Para o fio Ethibond® nº 5 a força média de ruptura foi de 207,38 N e o deslocamento médio na ruptura de 37,98 mm, como mostra a Fig. 5.4. A Figura 5.5 contém as curvas dos ensaios realizados nos fios FiberWire® nº 5, em que a força de ruptura média observada foi de 501,34 N e o deslocamento médio na ruptura foi de 48,89 mm. A Figura 5.6 possibilita fazer uma comparação entre os diferentes tipos de fios testados e ilustra as diferenças entre o comportamento apresentado por uma amostra específica de cada um deles. Os valores médios da força de ruptura e deslocamento obtidos são detalhados na Tab. 5.1.

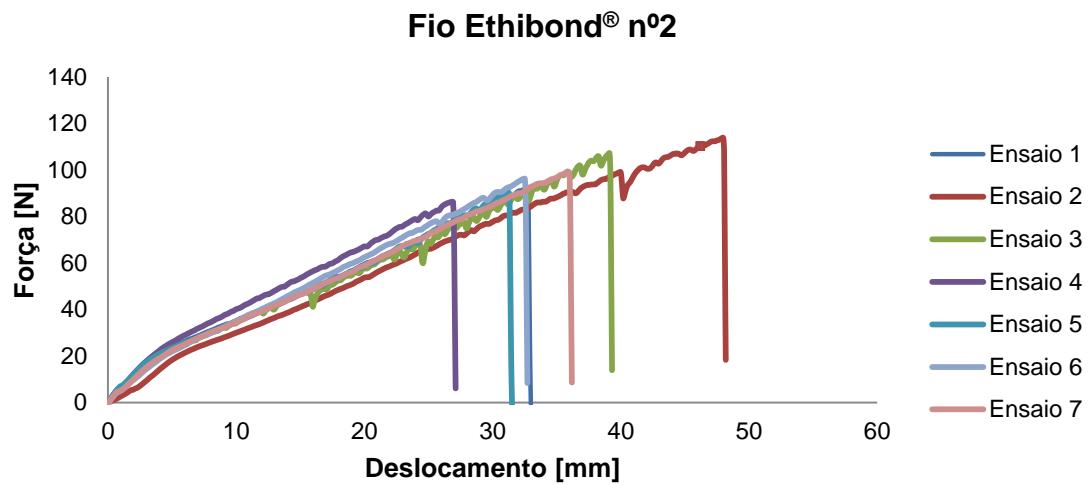


Figura 5.1 – Curva de força x deslocamento para o fio Ethibond® nº 2.

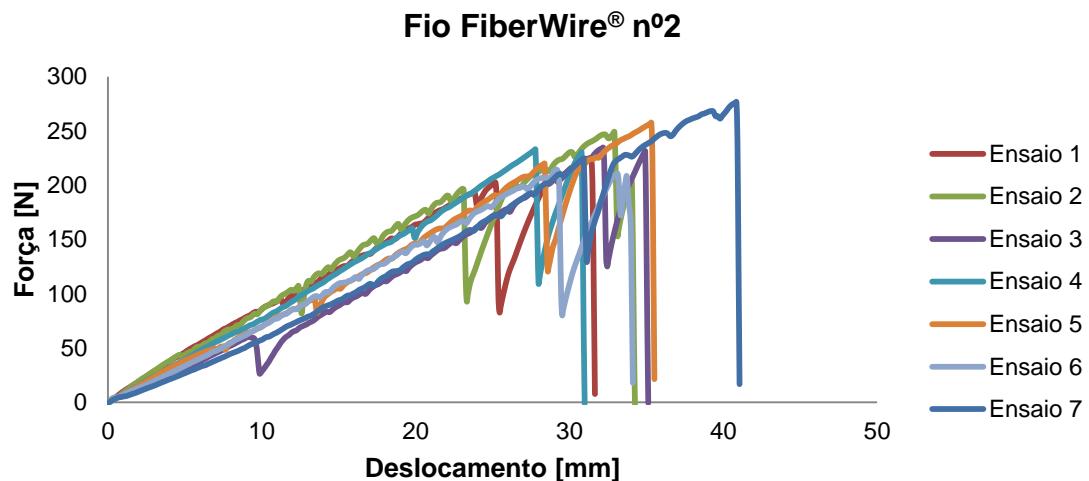


Figura 5.2 – Curva de força x deslocamento para o fio FiberWire® nº 2.

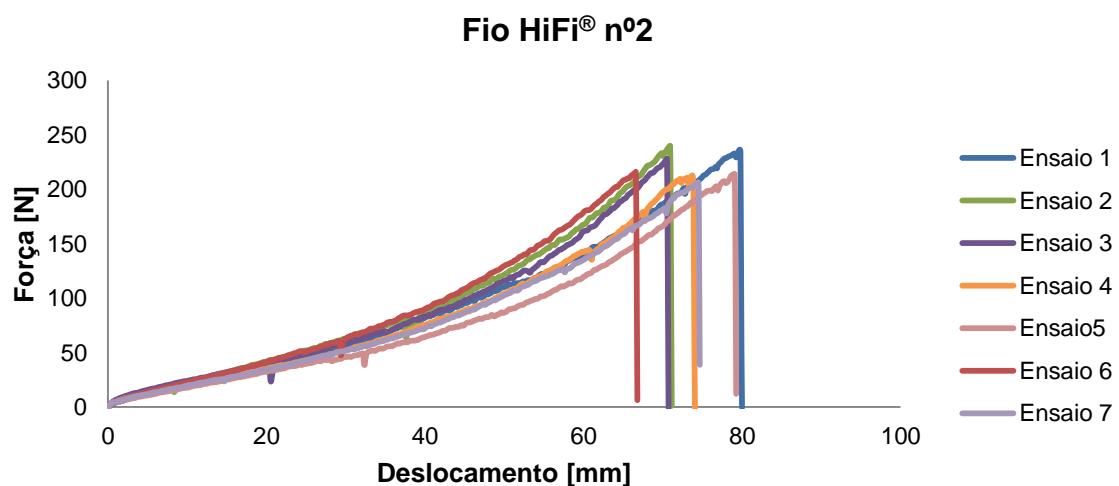


Figura 5.3 – Curva de força x deslocamento para o fio HiFi® nº 2.

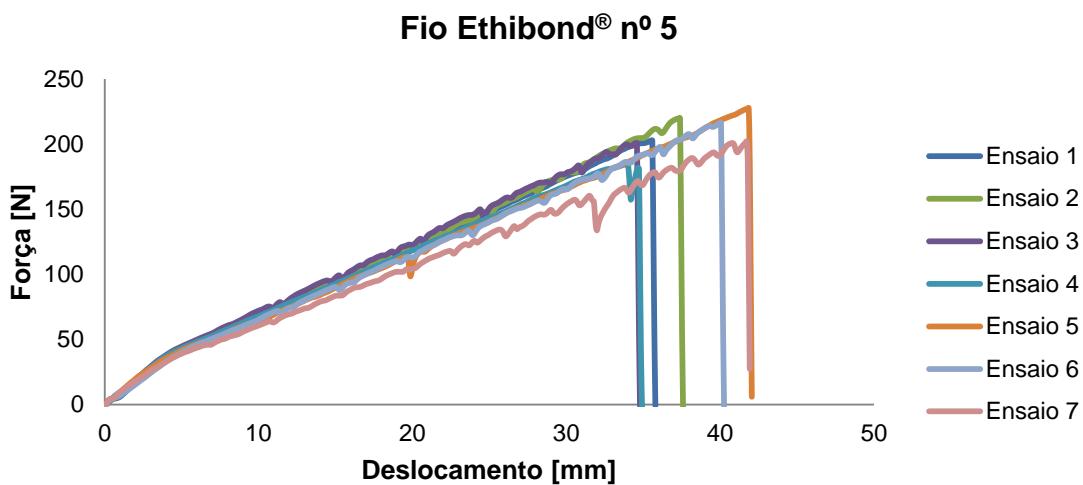


Figura 5.4 – Curva de força x deslocamento para o fio Ethibond® nº 5.

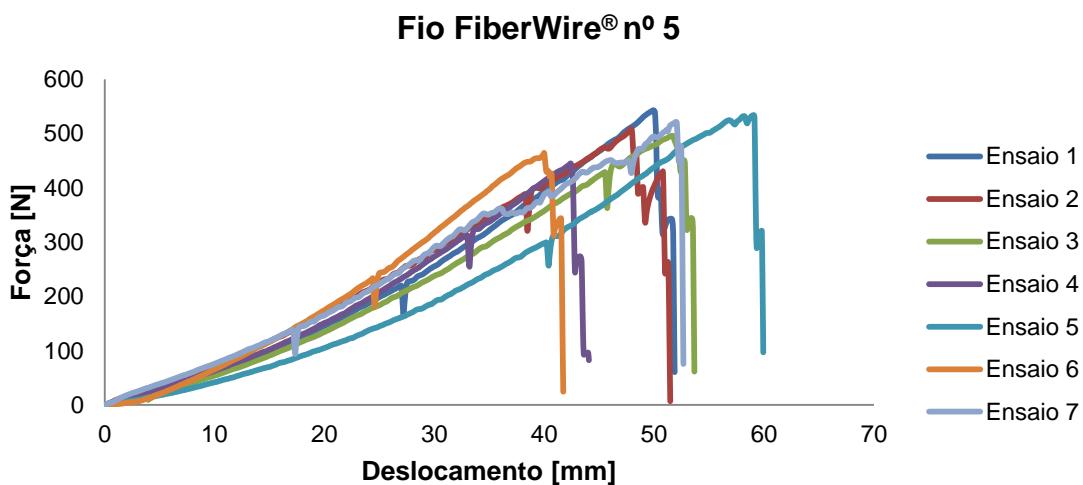


Figura 5.5 – Curva de força x deslocamento para o fio FiberWire® nº 5.

Tabela 5.1 – Valores médios da força de ruptura e deslocamento obtidos nos ensaios dos fios de sutura.

	Ethibond® 2	Ethibond® 5	HiFi® 2	FiberWire® 2	FiberWire® 5
Força média de ruptura [N]	97,98	207,38	221,96	240,17	501,36
Deslocamento médio na ruptura [mm]	35,27	37,98	73,67	34,19	48,89

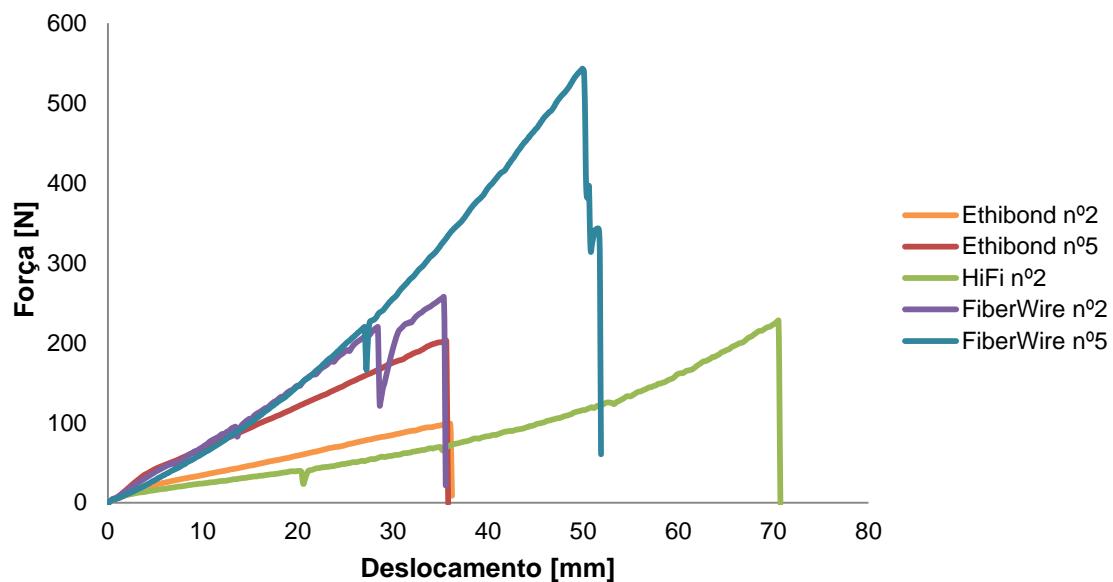


Figura 5.6 – Curvas de força x deslocamento dos diferentes fios de sutura testados.

Nas curvas de força x deslocamento obtidas nos ensaios dos fios foram observadas variações bruscas e inesperadas dos valores de força ao longo da curva. Esses valores menores de força ocorreram devido às instabilidades e adequações na fixação dos fios às garras.

De acordo com Wüst et al. (2006) as suturas de polimistura apresentam propriedades mecânicas vantajosas. Entretanto, os diferentes tipos de sutura de polimistura possuem diferenças significativas entre suas propriedades. Todas as suturas polimistura testadas foram de 2 a 2,5 vezes mais resistentes do que a sutura de poliéster, assim como observado nos resultados do presente estudo. No trabalho de Wright et al. (2006) os resultados também mostraram a maior resistência dos fios compostos por polimistura. Entretanto, os autores ainda não consideram possível afirmar que a maior resistência garante o sucesso clínico dos procedimentos que usam esses fios. Notou-se que apesar dos fios FiberWire® e HiFi® serem compostos por polimistura, as diferenças existentes em sua estrutura de fabricação, como o ângulo de torção média mostrado na Fig.5.7, podem ter levado aos valores distintos de resistência encontrados.

Os valores de resistência à tração obtidos nos ensaios dos diferentes fios estão em concordância com os resultados dos estudos realizados por Najibi et.al (2001), Wrigth et. al (2006), Wust et. al (2006) e Jhamb et. al (2007), como mostra a Tab. 5.2. Observa-se também na Tabela 5.2 que o trabalho de Barber et. al (2003) e Barber et. al (2006) apresentaram resultados distintos aos demais, já que o fio FiberWire® nº 2 obteve uma força de ruptura menor do que a sutura Ethibond® nº 5 e HiFi® nº2. As diferenças entre os

resultados do presente trabalho e os outros podem ter ocorrido devido às variações nos parâmetros adotados em cada ensaio. Os parâmetros considerados por cada autor estão dados na Tab. 5.3.



Figura 5.7 – Ângulo de torção média dos diferentes tipos de sutura (JHAMB et al., 2007).

Tabela 5.2 – Comparação dos valores de força de ruptura [N] para os fios ensaiados no presente trabalho e em estudos encontrados na literatura.

Fios de sutura	Ensaios realizados	Najibi et. al (2001)	Barber et. al (2003); Barber et. al (2006)	Wust et. al (2006)	Wright et.al (2006)	Jhamb et. al (2007)
Ethibond nº2	97,98	134 ± 9	91,7	110	114, 58 ± 1,58	-
Ethibond nº5	207,38	247 ± 10	193,1	-	-	-
HiFi nº2	213,39	-	249,7	-	-	215
FiberWire nº 2	240,17	282 ± 30	187,9	263	255,3 ± 10,37	238
FiberWire nº 5	501,36	620 ± 29	482,7	-	-	-

Tabela 5.3 – Parâmetros considerados nos ensaios dos fios de sutura.

Variáveis dos ensaios	Ensaios realizados	Najibi et. al (2001)	Barber et. al (2003); Barber et. al (2006)	Wust et. al (2006)	Wright et.al (2006)	Jhamb et. al (2007)
Comprimento inicial da amostra (cm)	5	5	5	10	5	5
Velocidade do ensaio (mm/min)	20	60	12,5	60	60	10
Nº de amostras testadas de cada sutura	7	4	-	-	10	-
Condições de ensaio	Amostras secas e temperatura ambiente	Amostras secas e temperatura ambiente	Amostras secas e temperatura ambiente	Amostras umidecidas por 10 min em solução fisiológica e temperatura ambiente	Amostras secas e temperatura ambiente	Amostras secas e temperatura ambiente

5.2. Modelagem por Elementos Finitos

Os modelos de elementos finitos elaborados para o estudo do problema proposto possuem simplificações e aproximações em relação às geometrias utilizadas, às propriedades mecânicas consideradas para os ossos, ligamentos e fios de suturas e também com relação às condições de contorno aplicadas. As limitações destas simplificações, entretanto, não interferem no processo comparativo que é a proposta deste estudo, ou seja, avaliar o comportamento mecânico e a estabilidade da articulação acromioclavicular contendo seus ligamentos intactos e após a luxação, quando foi reparada pelos procedimentos cirúrgicos. Dessa forma, avaliou-se a distribuição dos deslocamentos totais resultantes [mm] e os níveis da tensão de von Mises [MPa] para cada modelo e, em seguida, separadamente para cada estrutura que compõe os modelos. A comparação entre a estabilidade original da articulação e a estabilidade resultante após os procedimentos cirúrgicos, foi realizada a partir da medida da distância entre o processo coracóide e a clavícula nos três modelos.

5.2.1. Análises numéricas da articulação acromioclavicular intacta

As simulações numéricas da articulação acromioclavicular intacta apresentaram o comportamento do campo de tensões e deslocamento das estruturas ósseas e dos ligamentos envolvidos, ao submeter o modelo a um deslocamento de 10 mm no úmero, mantendo a extremidade da clavícula engastada e a força de 35 N, representando o peso do membro superior, aplicada no processo coracóide. Os valores da tensão de von Mises e do deslocamento resultante nos componentes do modelo foram avaliados. Um estudo da malha do modelo foi feito com a finalidade de avaliar a sensibilidade da malha visando melhorar a precisão, porém sem um tempo de processamento muito alto.

5.2.1.1. Estudo de convergência da malha

Realizou-se o estudo de convergência da malha no modelo numérico da articulação acromioclavicular intacta. Os valores de tensão foram obtidos em pontos determinados nas bordas do ligamento trapezóide: 4 pontos na borda superior, 4 pontos na borda inferior, 3 pontos na borda lateral direta e 3 pontos ao longo da borda lateral esquerda, como pode ser visto na Fig. 5.8. Escolheu-se o ligamento trapezóide para essa análise por ser considerado uma das estruturas mais importantes para a estabilidade da articulação e apresentar os maiores níveis de tensão, dentre os quatro ligamentos do modelo. O refinamento da malha

foi realizado manualmente. Algumas características das malhas estudadas, como o nível de refinamento, sendo o nível 1 referente a malha mais grosseira e o nível 4 relativo a malha mais refinada, o tamanho da malha em relação ao número de nós e elementos e o tempo de processamento, estão detalhados na Tab. 5.4. A Figura 5.9 mostra as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

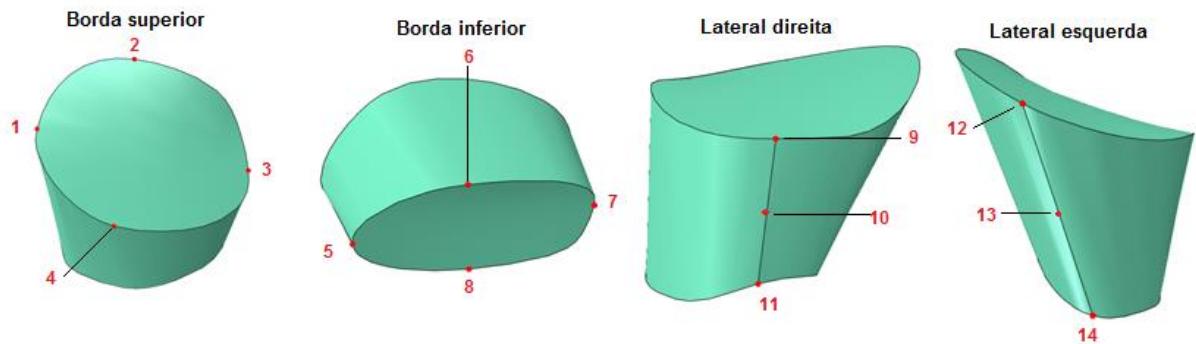


Figura 5.8 – Pontos analisados no ligamento trapezóide.

Tabela 5.4 – Características das malhas para o estudo da convergência.

Níveis de refinamento	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento (7 processadores)
1	25518	43521	3min 7s
2	48670	80429	6min 59s
3	76726	122475	16min 2s
4	111951	172988	41min 38s

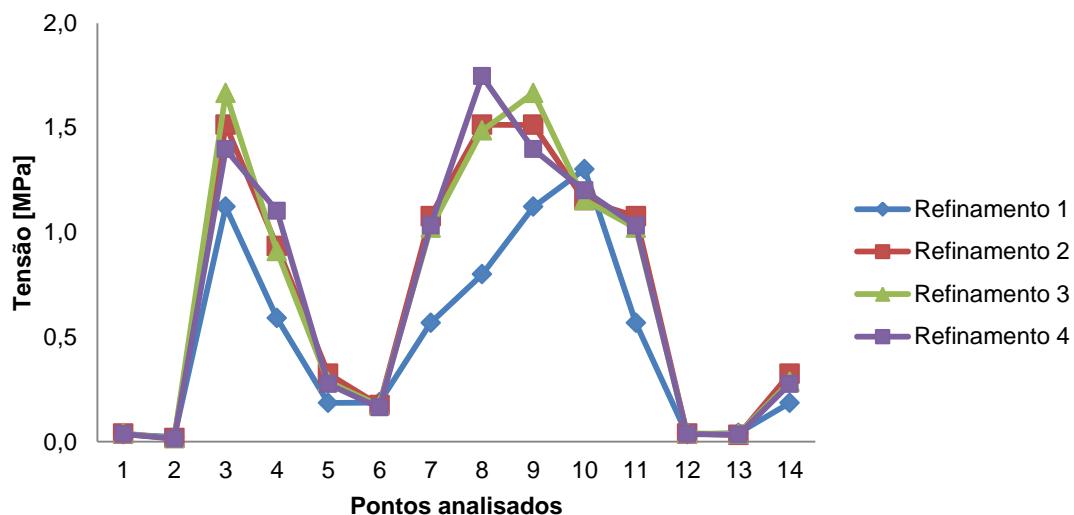


Figura 5.9 – Gráfico da convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha.

A partir das curvas mostradas na Fig. 5.9 e dos tempos de processamento dados na Tab. 5.4, percebe-se que o nível de refinamento 3 é a opção de malha mais adequada para as análises do modelo da articulação acromioclavicular intacta. O modelo com a malha final pode ser visto na Fig. 5.10.

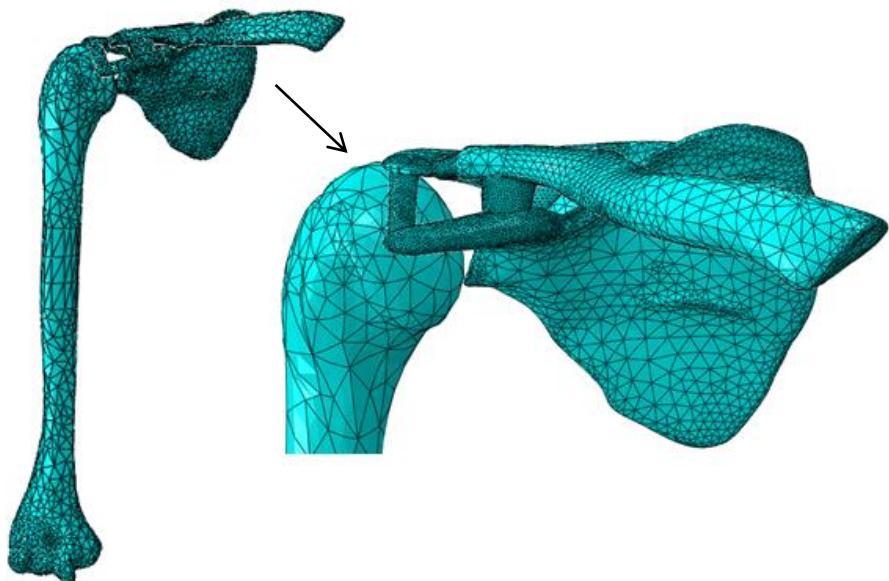


Figura 5.10 – Malha do modelo da articulação acromioclavicular intacta.

5.2.1.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento na articulação acromioclavicular intacta

Analizando os deslocamentos totais resultantes obtidos no modelo, observou-se o maior deslocamento, 19,694 mm, para o úmero, como pode ser visto na Fig. 5.11 (A). Esse comportamento era esperado, pois o deslocamento de 10 mm é aplicado diretamente nessa estrutura. A escápula e a clavícula apresentaram deslocamentos máximos de 6,74 mm e 0,76 mm, respectivamente, como mostra a Fig. 5.11 (B) e 5.11 (C). O deslocamento resultante na clavícula é menor do que o encontrado nas outras estruturas ósseas, já que a extremidade da clavícula foi engastada.

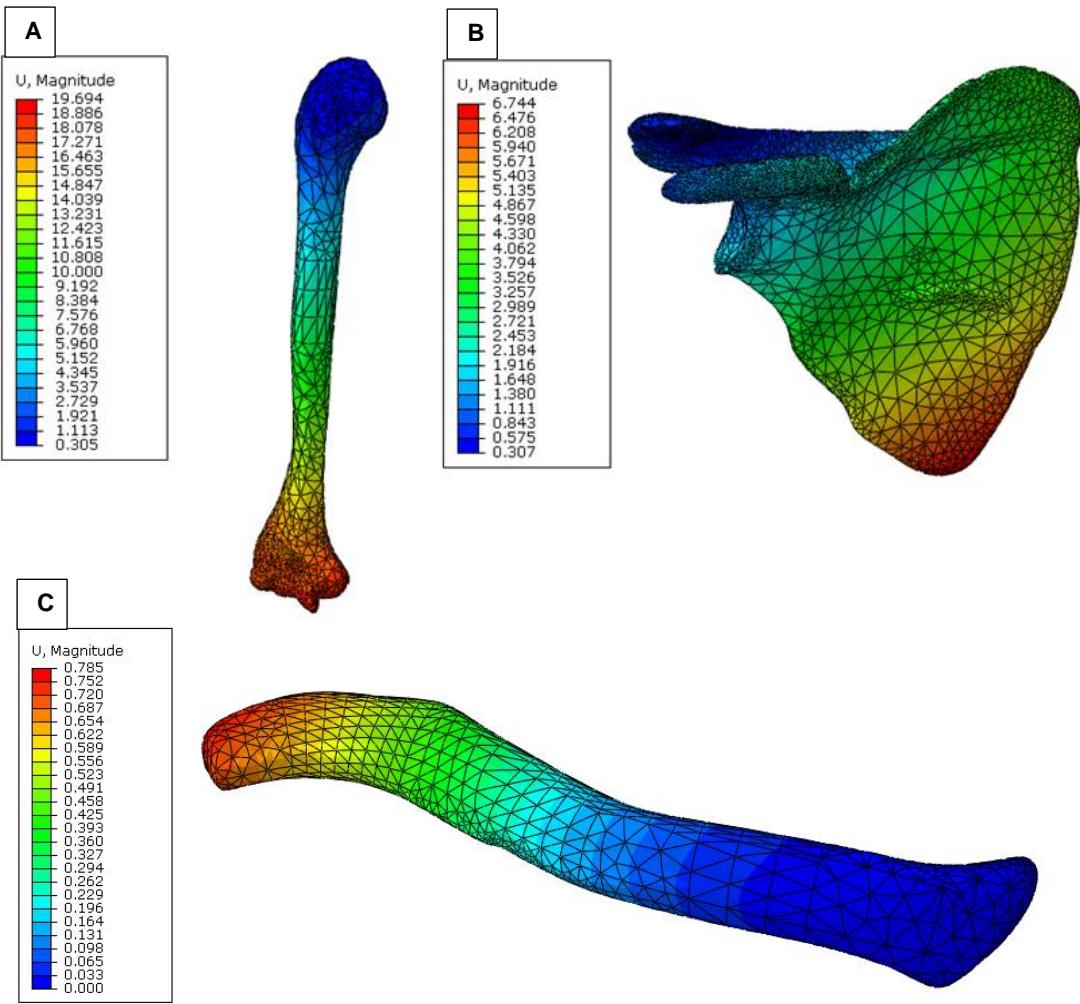


Figura 5.11 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] nas estruturas ósseas do modelo. (A) Úmero, (B) Escápula e (C) Clavícula.

A máxima tensão de von Mises para o úmero foi de 0,77 MPa, como ilustra a Fig. 5.12 (A). Observou-se que os valores mais elevados estavam no ponto de aplicação do deslocamento e nas regiões da cabeça do úmero, onde se localizam os contatos com a escápula. Esses valores máximos pontuais ocorreram devido à aproximações e condições de contorno adotadas na modelagem e não podem ser considerados como representativos para o comportamento geral do componente. A Figura 5.12 (C) mostra o gradiente de tensão na clavícula, que apresentou um valor máximo de 9,27 MPa. Na Figura 5.12 (B) nota-se que os maiores valores de tensão na escápula foram encontrados em pontos específicos, que consistem no local de aplicação da carga de 35 N e no ponto de contato com o úmero. Assim, tem-se que os maiores valores de tensão foram obtidos nas regiões próximas aos locais de inserção dos ligamentos. Modificando o valor máximo da escala, Fig. 5.12 (D), ocorreu uma maior distribuição de níveis de tensão em toda a escápula. É possível notar que os valores máximos de tensão alcançados nas estruturas ósseas são menores do

que o limite de escoamento do osso cortical, que segundo o trabalho de Iwamoto et al. (2001) é de 110 MPa, mostrando que não ocorreria a falha nessas condições.

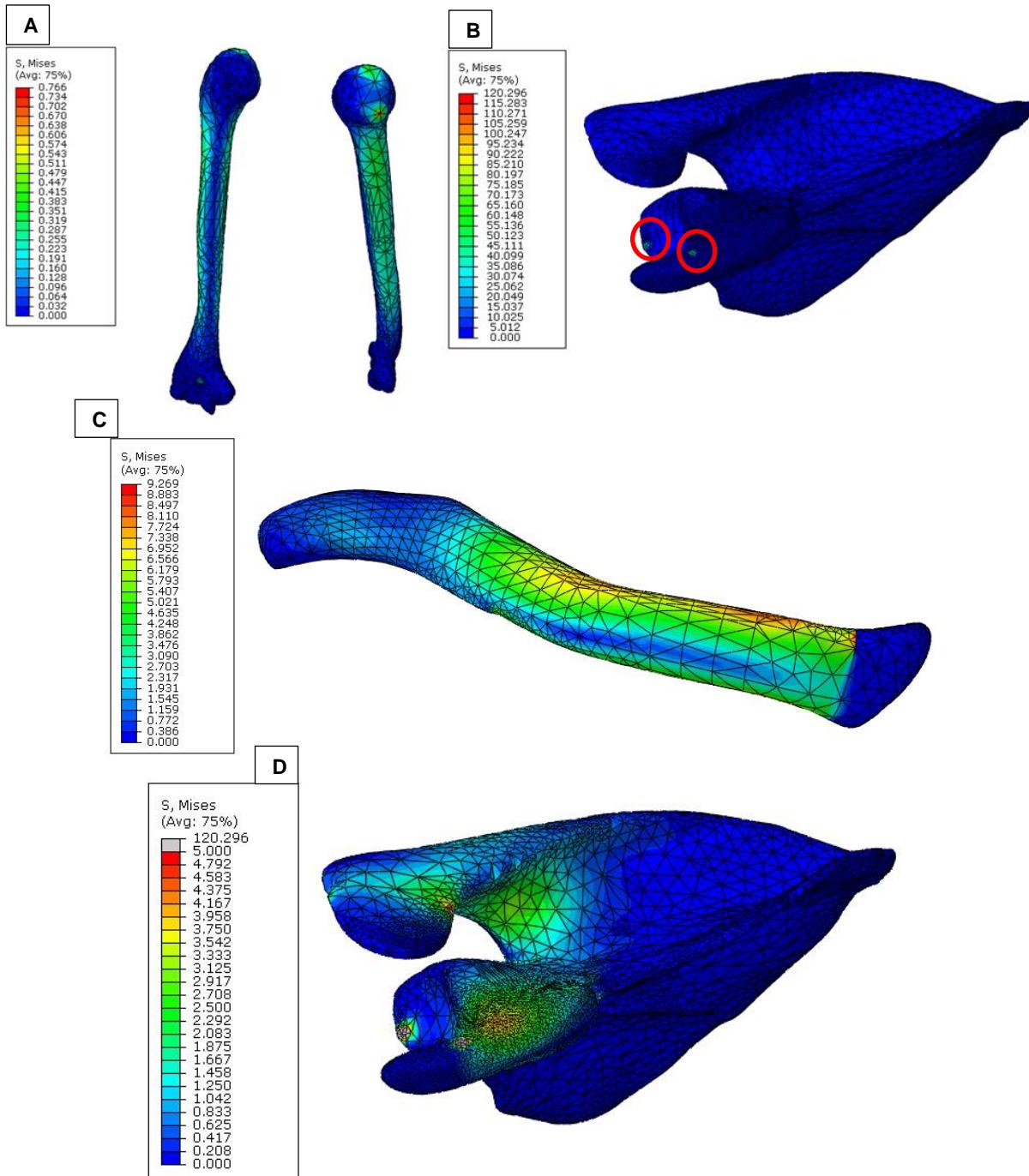


Figura 5.12 – Gradiente dos valores de tensão de von Mises [MPa] nas estruturas ósseas do modelo. (A) Úmero, (B) Escápula, (C) Clavícula e (D) Escápula com escala de valores modificada.

Para uma melhor análise dos deslocamentos resultantes e tensão de von Mises nas estruturas ligamentares foram obtidos os resultados em diferentes pontos das linhas de

contorno das regiões: borda superior, inferior, lateral direita e lateral esquerda de cada ligamento. A Figura 5.13 mostra as regiões das análises nos ligamentos, a partir das quais foram geradas as curvas de deslocamento [mm] x pontos analisados e tensão [MPa] x pontos analisados.

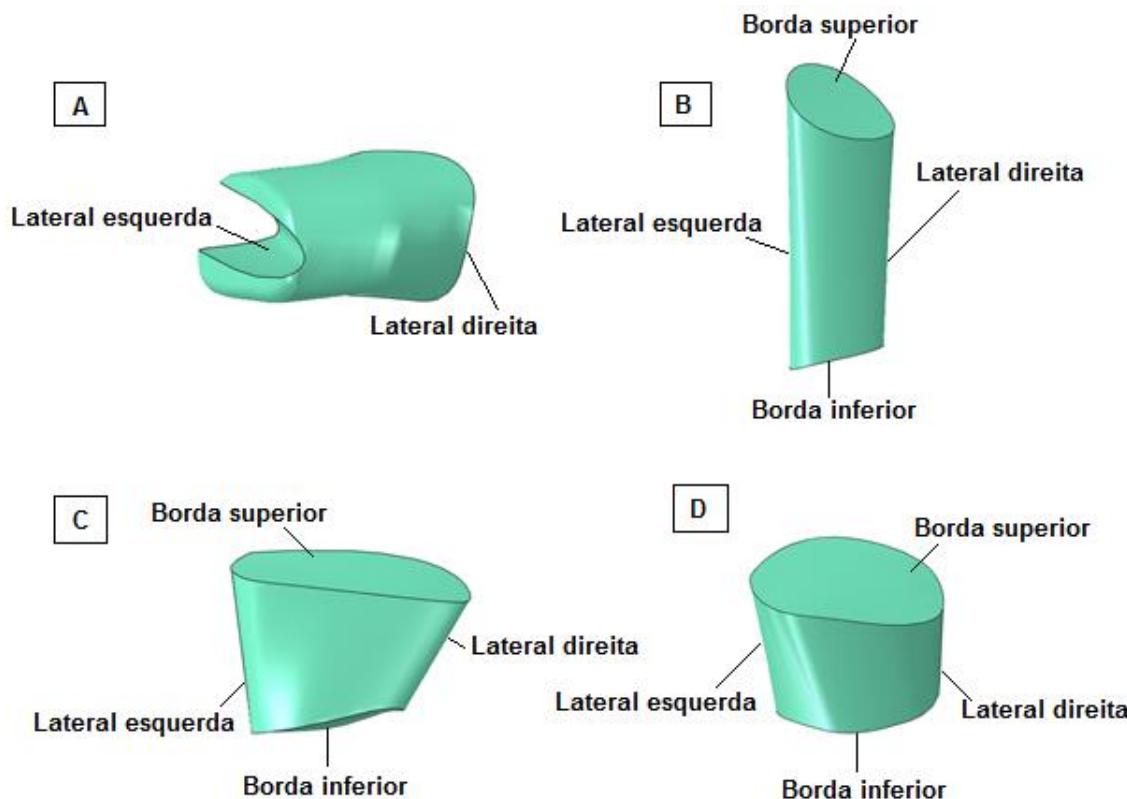


Figura 5.13 – Regiões analisadas nos ligamentos da articulação acromioclavicular. (A) Ligamento acromioclavicular, (B) Ligamento coracoacromial, (C) Ligamento conóide e (D) Ligamento trapezóide.

Dentre as estruturas ligamentares do modelo e para as condições aplicadas, o ligamento acromioclavicular, responsável pela restrição primária das translações anterior e posterior da clavícula, apresentou o menor deslocamento máximo, de 0,81 mm, como pode ser visto na Fig. 5.14. A Figura 5.15 mostra o gráfico com as curvas de deslocamento resultante das regiões analisadas, onde nota-se que a borda lateral direita, que está em contato com a clavícula, foi a região com os maiores deslocamentos. A máxima tensão de von Mises observada no ligamento foi de 46,38 MPa, como mostra a Fig. 5.16. Entretanto, encontrou-se esse elevado valor em uma região pontual do modelo e não representa um efeito real, sendo resultado de alguma imperfeição na geometria ou irregularidades na malha gerada. A Figura 5.17 detalha a distribuição dos níveis de tensão com a escala modificada. Assim, é possível observar que os valores de tensão no ligamento em geral são

menores, mas a região com maior concentração de tensão permanece sendo na lateral com menor área de ligamento disponível entre a clavícula e a escápula. A Figura 5.18 mostra as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados para as regiões do ligamento acromioclávicular, onde os resultados evidenciam maiores níveis de tensão para a borda lateral esquerda, em contato com a escápula. No trabalho realizado por Correia (2011) foram feitas análises em elementos finitos das tensões principais máximas em diferentes regiões dos ligamentos do ombro, durante da aplicação de uma rotação variando de 60° a 90° , considerando a escápula articulada e a clavícula engastada. Para o ligamento acromioclávicular foram encontrados valores de tensão principal máxima de 1,4 MPa para a borda lateral esquerda e 0,4 MPa para a borda lateral direita. Apesar das diferenças existentes entre o trabalho de Correia (2011) e a presente análise, percebe-se que a região com os maiores níveis de tensão foi a mesma observada em ambos os casos.

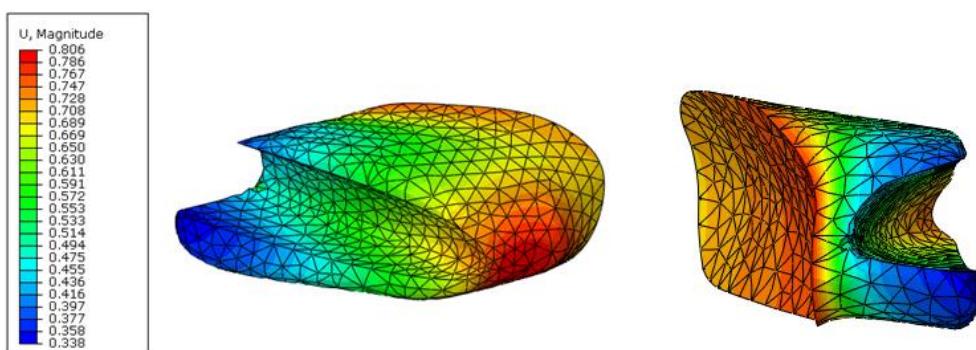


Figura 5.14 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] no ligamento acromioclávicular.

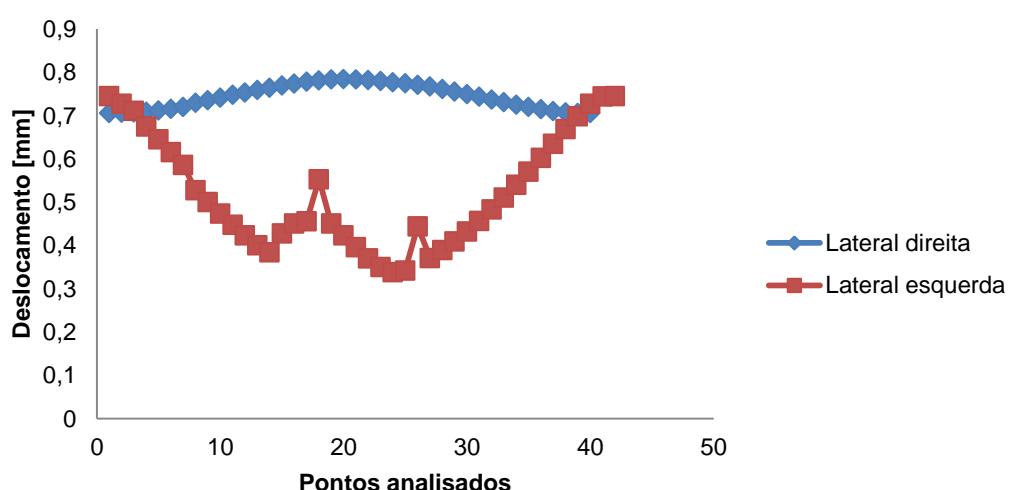


Figura 5.15 – Curvas do deslocamento resultante nas regiões do ligamento acromioclávicular.

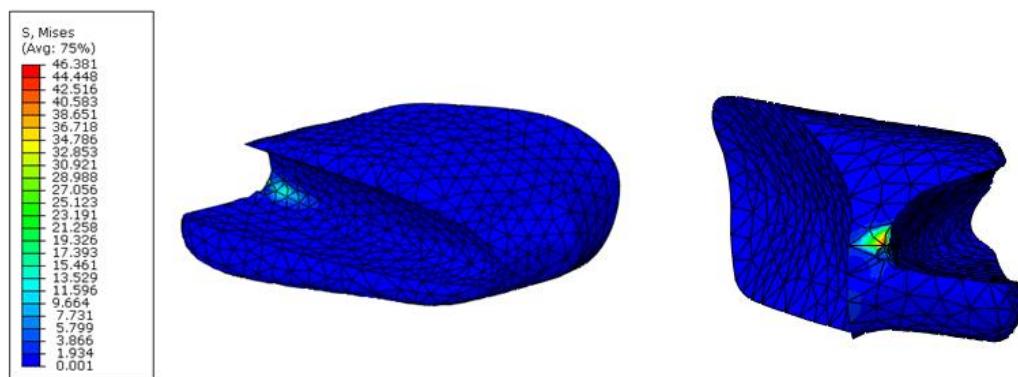


Figura 5.16 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises [MPa] no ligamento acromioclavicular.

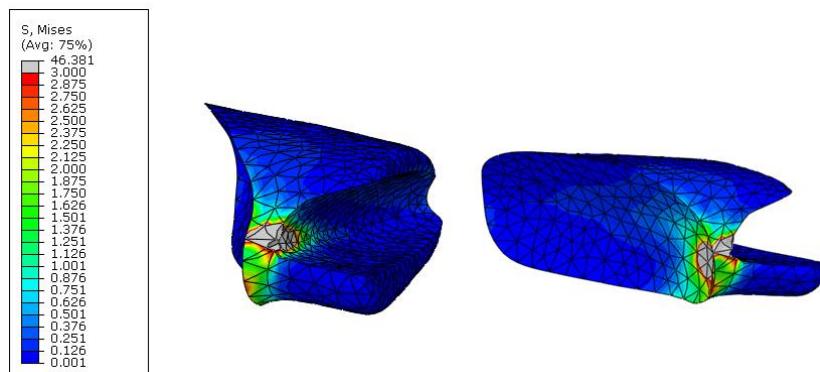


Figura 5.17 – Escala modificada para a distribuição dos níveis de tensão de von Mises [MPa] no ligamento acromioclavicular.

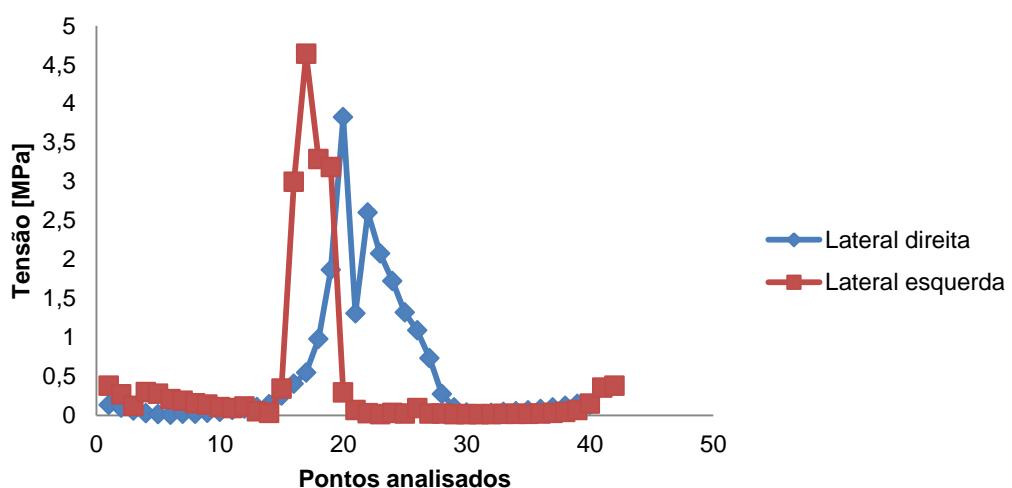


Figura 5.18 – Curvas da tensão de von Mises nas regiões do ligamento acromioclavicular.

O ligamento coracoacromial, responsável por limitar o movimento superior excessivo da cabeça do úmero, apresentou 1,08 mm de deslocamento máximo, como mostra a Fig. 5.19. A partir das curvas de deslocamento resultante [mm] x pontos analisados das regiões do ligamento, mostradas na Fig. 5.20, observa-se que ao se comparar os locais de inserção do ligamento, a borda inferior que se fixa ao processo coracóide apresentou maiores valores de deslocamento. Os menores deslocamentos obtidos na região superior podem ser resultantes da existência do contato entre o acrômio e o úmero, que limita a movimentação. Enquanto que nas bordas laterais os maiores deslocamentos estão na porção direita da estrutura. A máxima tensão de von Mises observada no ligamento foi de 0,05 MPa, como mostra a Fig. 5.21 (A). Encontrou-se o máximo valor em uma região concentrada da borda inferior e para possibilitar a melhor visualização da distribuição da tensão em todo o ligamento modificou-se a escala de valores. Assim, na Fig. 5.21 (B) percebe-se que apesar da maior concentração de tensão se localizar na porção inferior do componente, também existem regiões de concentração na borda superior. De acordo com Santos et al. (1999), a ruptura no ligamento coracoacromial ocorre nesses locais, que são a inserção acromial e a origem no processo coracóide. A Figura 5.22 contém as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados nas diferentes regiões do ligamento, que mostram os maiores valores localizados na borda inferior e na lateral direita, especialmente, nos pontos em posições mais próximas à borda inferior.

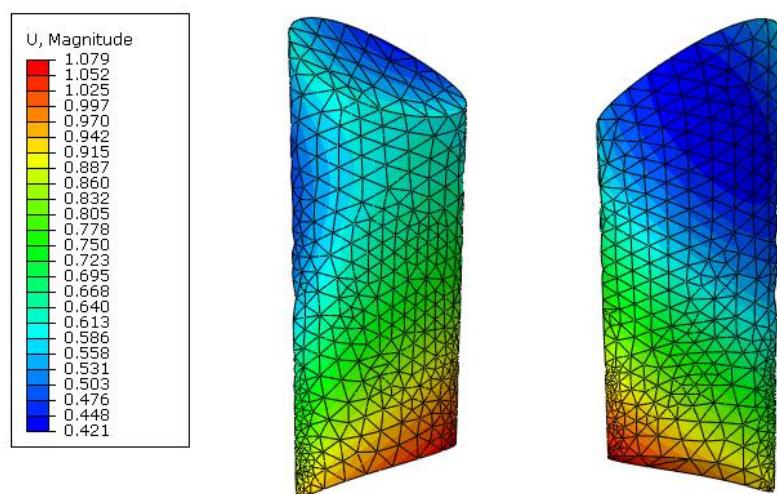


Figura 5.19 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante no ligamento coracoacromial.

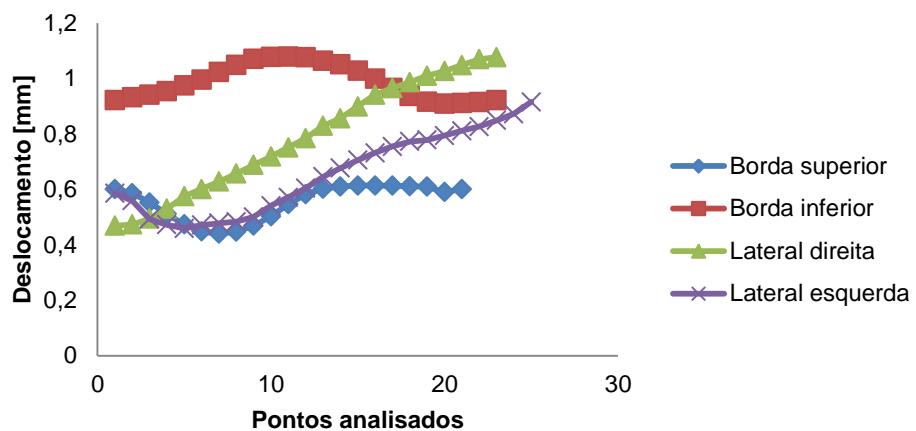


Figura 5.20 – Curvas do deslocamento resultante nas regiões do ligamento coracoacromial.

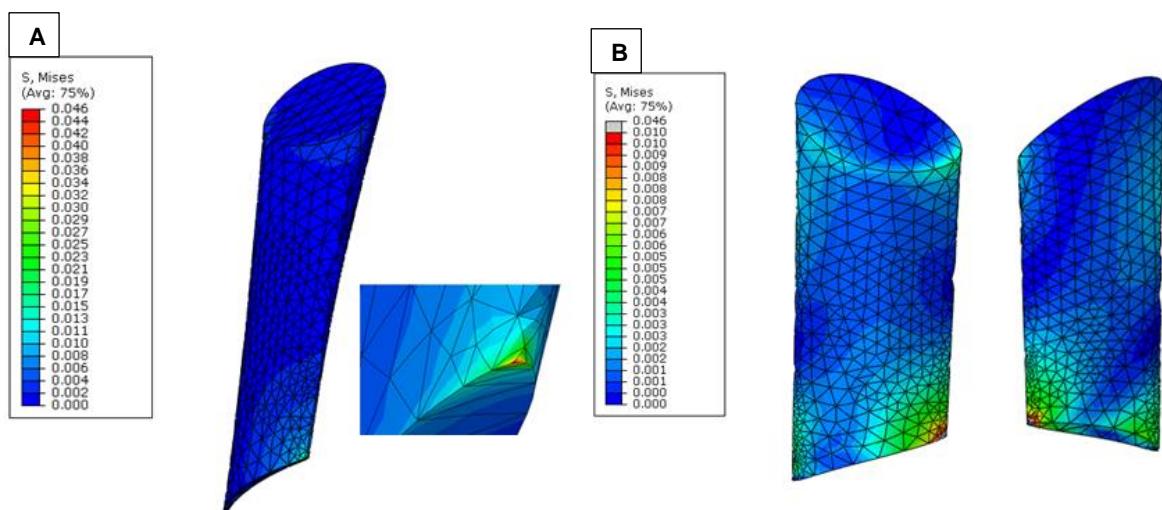


Figura 5.21 – Distribuição dos níveis de tensão [MPa] no ligamento coracoacromial. (A) Escala de valores original. (B) Escala de valores modificada.

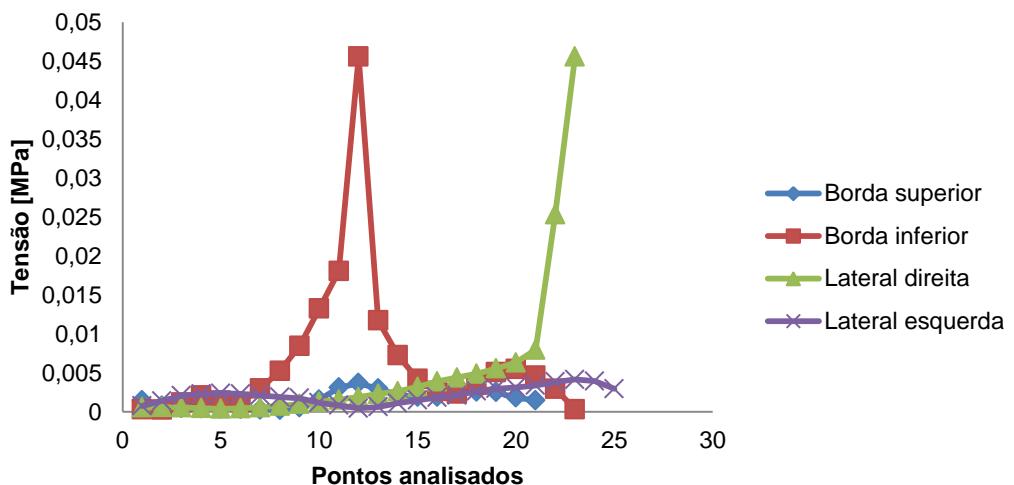


Figura 5.22 – Curvas da tensão de von Mises nas regiões do ligamento coracoacromial.

O ligamento conóide, principal responsável pela limitação do deslocamento superior, apresentou o deslocamento máximo de 1,95 mm, como pode ser visto na Fig. 5.23. É possível notar, a partir das Figs. 5.23 e 5.24, que os maiores níveis de deslocamento foram obtidos na borda inferior, em que está o local de inserção do ligamento na escápula. Entre as regiões laterais da estrutura, observou-se que a lateral direita teve maiores valores quando comparada à lateral esquerda. O gradiente de tensão de von Mises pode ser visto na Fig. 5.25, onde observou-se o maior valor de tensão, 2,51 MPa, na região superior do ligamento. Na região inferior também existem locais de concentração de tensão, porém, os níveis encontrados foram menores. No trabalho de Santos et al. (1999), observou-se a ruptura do ligamento nas bordas superior e inferior, que representa a inserção clavicular e a origem no processo coracóide. A Figura 5.26 mostra as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados nas diferentes zonas do ligamento, através das quais percebe-se as maiores tensões na borda superior e na lateral direita da estrutura. As simulações de Correia (2011) mostraram um comportamento semelhante do ligamento conóide com relação aos níveis de tensão maiores na região superior. A porção superior foi tida como a mais solicitada, com a tensão principal máxima de 2,5 MPa, enquanto a porção inferior apresentou tensão principal máxima de 0,8 MPa. De acordo com Correia (2011), esse comportamento é diferente para os ligamentos acromioclavicular e trapezóide, devido às diferenças nas orientações espaciais e na cinemática de cada estrutura, que levam ao aumento da solicitação em regiões distintas.

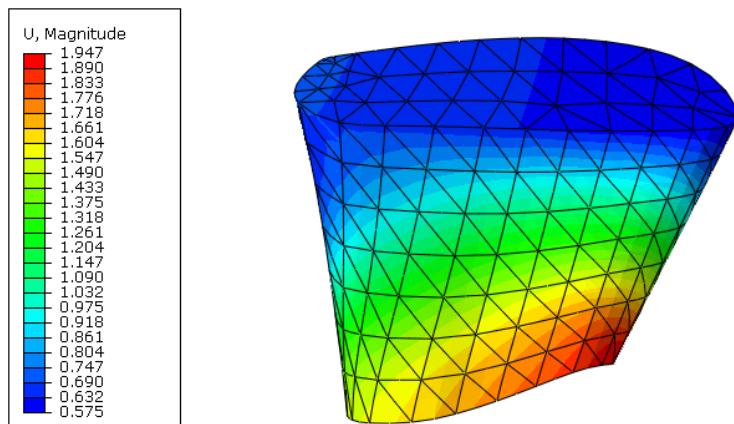


Figura 5.23 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] no ligamento conóide.

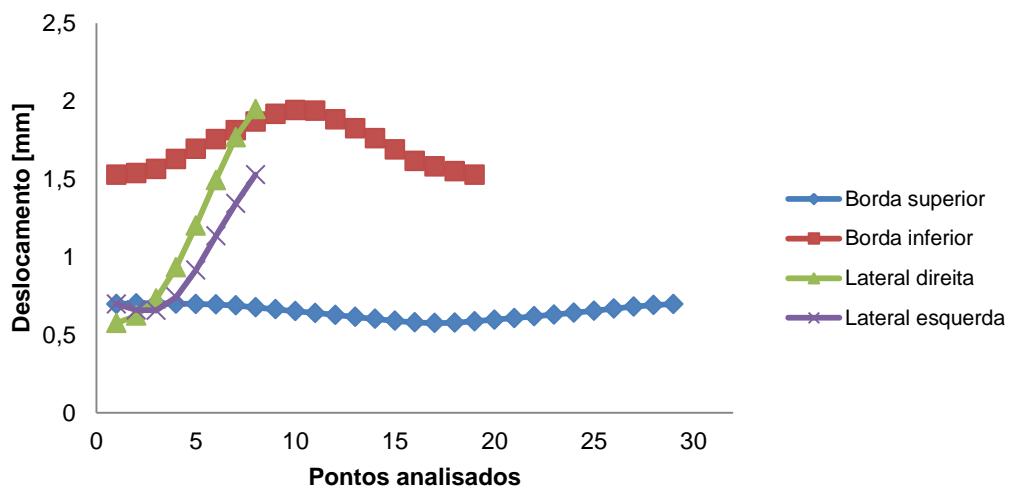


Figura 5.24 – Curvas de deslocamento resultante nas regiões do ligamento conóide.

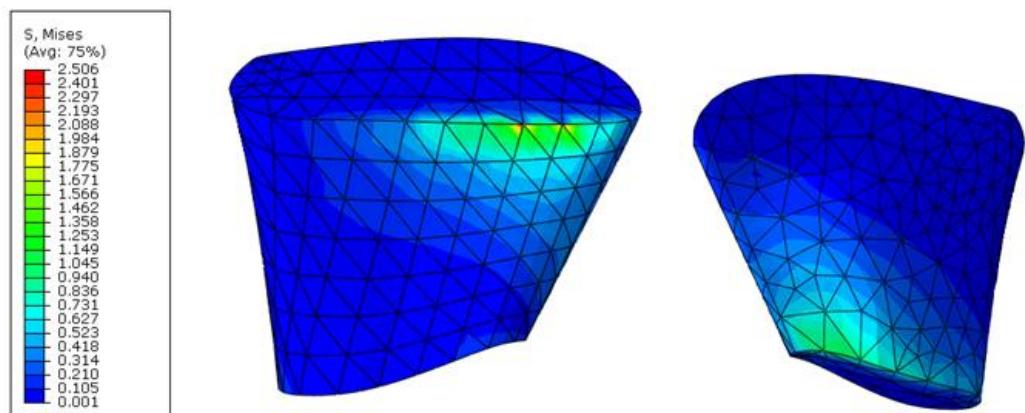


Figura 5.25 – Distribuição dos níveis de tensão [MPa] no ligamento conóide.

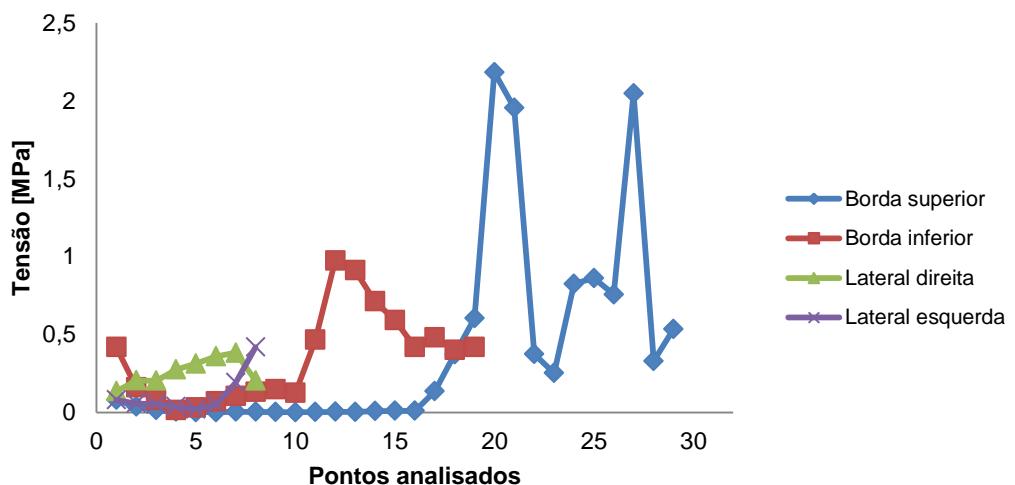


Figura 5.26 – Curvas de tensão de von Mises nas regiões do ligamento conóide.

Nas avaliações do comportamento dos ligamentos, observou-se que o maior deslocamento resultante, 1,96 mm, foi obtido no ligamento trapezóide, que tem a função de garantir a estabilidade vertical da articulação. A Figura 5.27 mostra os gradientes dos níveis de deslocamento e a Fig. 5.28 ilustra as curvas de deslocamento [mm] x pontos analisados nas regiões do ligamento. Observando as Figuras 5.27 e 5.28 nota-se que os maiores valores de deslocamento estão localizados na lateral direita da estrutura e em sua porção inferior, onde existe o local de inserção do ligamento na escápula. Além de apresentar o maior deslocamento, o ligamento trapezóide também obteve os maiores níveis de solicitação entre os ligamentos que compõe o modelo sob as condições determinadas. A maior solicitação do componente ocorreu em regiões das bordas superior e inferior, como pode ser visto na Fig. 5.29. O maior valor de tensão obtido foi de 5,94 MPa e apesar de terem apresentados tensões próximas, pode-se observar na Fig. 5.30 que a borda inferior apresentou os maiores níveis de tensão, assim como a lateral direita, quando comparada à esquerda.

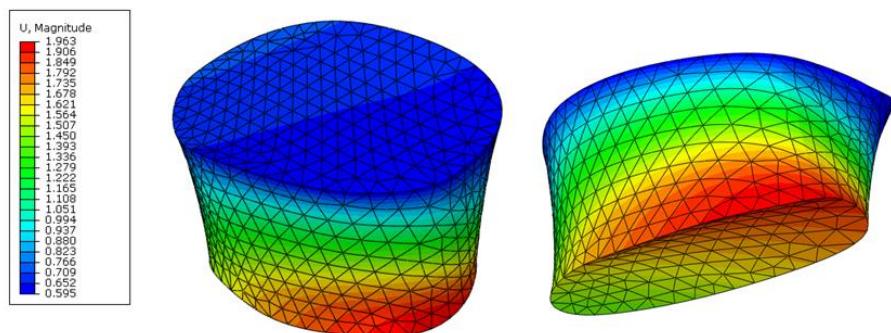


Figura 5.27 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] no ligamento trapezóide.

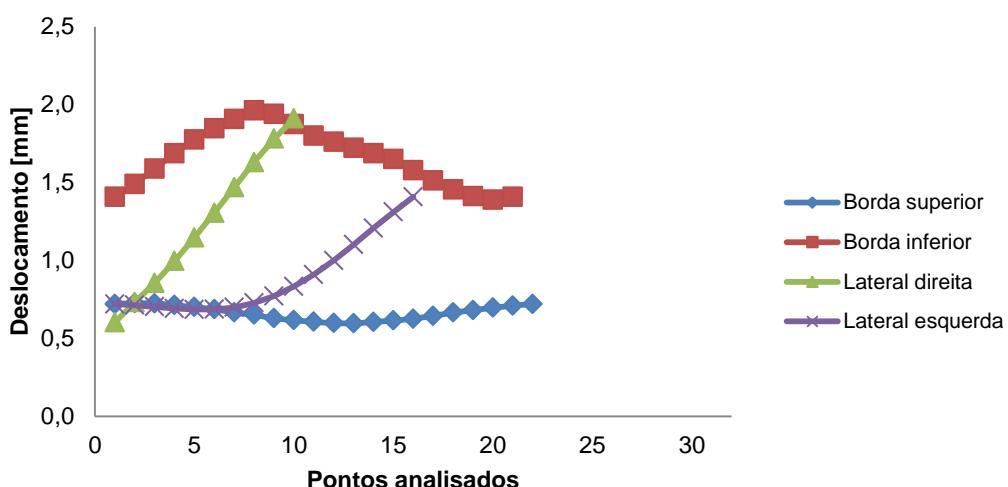


Figura 5.28 – Curvas de deslocamento resultante nas regiões do ligamento trapezóide.

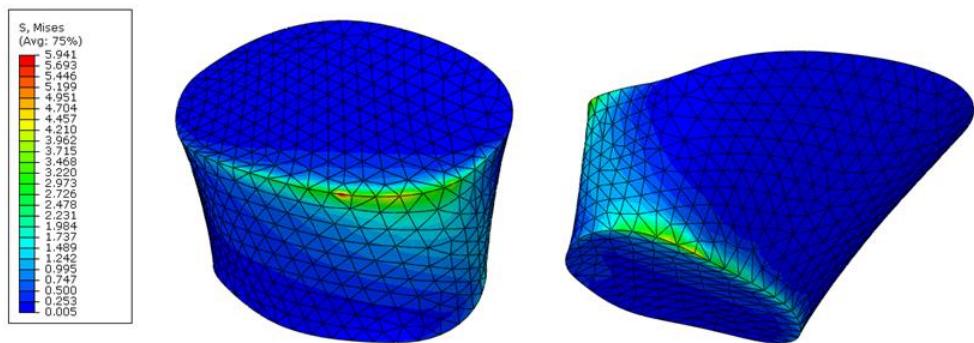


Figura 5.29 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises [MPa] no ligamento trapezóide.

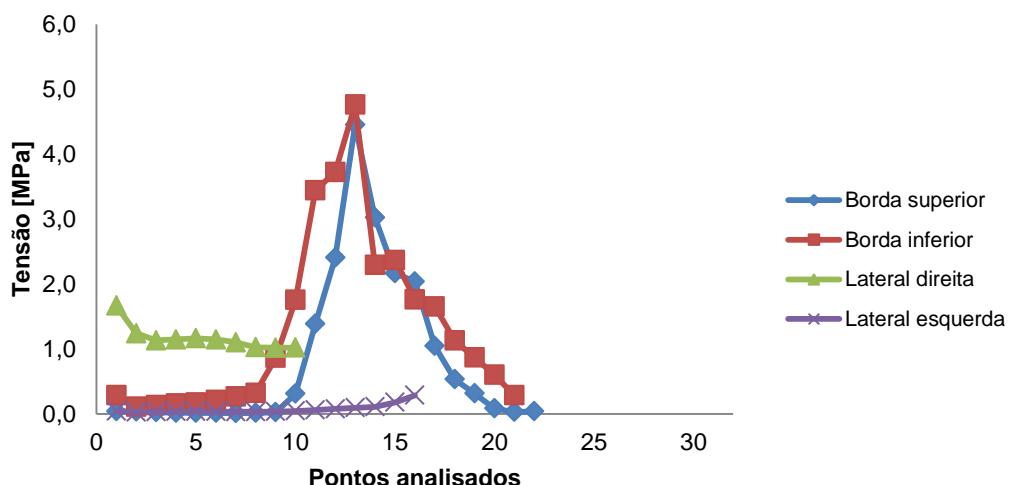


Figura 5.30 – Curvas de tensão de von Mises nas regiões do ligamento trapezóide.

Através das análises realizadas em cada ligamento do modelo, observou-se que em todos eles os níveis de tensão obtidos não atingem a tensão máxima de ruptura de aproximadamente 20 MPa, determinada para o ligamento glenoumeral no trabalho de Ticker et al. (2006). A Tabela 5.5 mostra as regiões de cada ligamento, em que se localizam os maiores níveis de tensão de von Mises e deslocamento resultante.

Tabela 5.5 – Regiões dos ligamentos para os maiores níveis de tensão de von Mises e deslocamento resultante.

	Maiores níveis de tensão de von Mises	Maiores níveis de deslocamento
Ligamento Acromioclavicular	Lateral esquerda	Lateral direita
Ligamento Coracoacromial	Inferior e Lateral direita	Inferior e Lateral direita
Ligamento Conóide	Superior e Lateral direita	Inferior e Lateral direita
Ligamento Trapezóide	Inferior e Lateral direita	Inferior e Lateral direita

5.2.2. Análises numéricas de uma força de impacto na articulação acromioclávicular

O modelo numérico elaborado com o objetivo de simular um impacto sobre a articulação acromioclávicular, causado, por exemplo, por uma queda durante a prática esportiva, teve como condições de contorno a aplicação de uma carga de 250 N no acrômio, uma carga de 35 N no processo coracóide e o engastamento da extremidade da clavícula. O modelo para esse caso foi o mesmo selecionado para as simulações na articulação intacta, com um nível 3 de refinamento. O principal objetivo nessa análise foi observar o comportamento dos ligamentos da articulação, visando verificar se ocorreria efetivamente uma falha ou luxação dos ligamentos coracocláviculos e acromioclávicular. Assim, os gradientes dos deslocamentos totais e das tensões de von Mises observados nesses ligamentos são mostrados na Tab. 5.6 e estão detalhados a seguir.

Tabela 5.6 – Deslocamento resultante máximo e tensão de von Mises máxima obtida nos componentes do modelo do impacto.

Componente do modelo	Deslocamento máximo [mm]	Tensão máxima [MPa]
Ligamento Acromioclávicular	16,74	3440,24
Ligamento Coracoacromial	24,55	0,10
Ligamento Conóide	10,07	185,76
Ligamento Trapezóide	12,41	103,15

Nas condições impostas o ligamento acromioclávicular apresentou a máxima tensão de von Mises de 3440,24 MPa, com pode ser visto na Fig. 5.31 (A). Entretanto, esse valor ocorreu em um ponto específico da malha de elementos finitos, não sendo representativo para o comportamento da estrutura. A Figura 5.31 (B) possui a escala de valores modificada para possibilitar uma melhor visualização da distribuição de tensões em toda a geometria. O valor máximo escolhido para reajustar as escalas foi de 20 MPa, por ser o valor aproximado da tensão de ruptura considerada para os ligamentos, de acordo com Ticker et al. (2006). Com relação ao deslocamento, o ligamento acromioclávicular obteve um valor máximo de 16,74 mm, como pode ser visto na Fig. 5.32. Para os ligamentos coracocláviculos também se observaram valores máximos de tensão acima do limite de ruptura, de 185,76 MPa e 103,15 MPa, respectivamente para o conóide e o trapezóide, como mostra as Figs. 5.33 (A) e 5.34 (A). As Figuras 5.33 (B) e 5.34 (B) ilustram a distribuição do deslocamento resultante nesses ligamentos. O ligamento coracoacromial, ao contrário dos ligamentos que sofreriam a luxação, apresentaram um valor de tensão máxima de 0,10 MPa, Fig. 5.35 (A), que se

encontra abaixo do limite de ruptura. Os gradientes do deslocamento resultante nesse ligamento podem ser visto na Fig. 5.35 (B). Após a ocorrência da luxação da articulação acromioclavicular, o tratamento cirúrgico pode ser o indicado para determinados tipos de luxação. Nos tópicos a seguir, serão apresentadas e discutidas as simulações realizadas nos modelos de dois tipos de técnicas cirúrgicas para reparação da articulação.

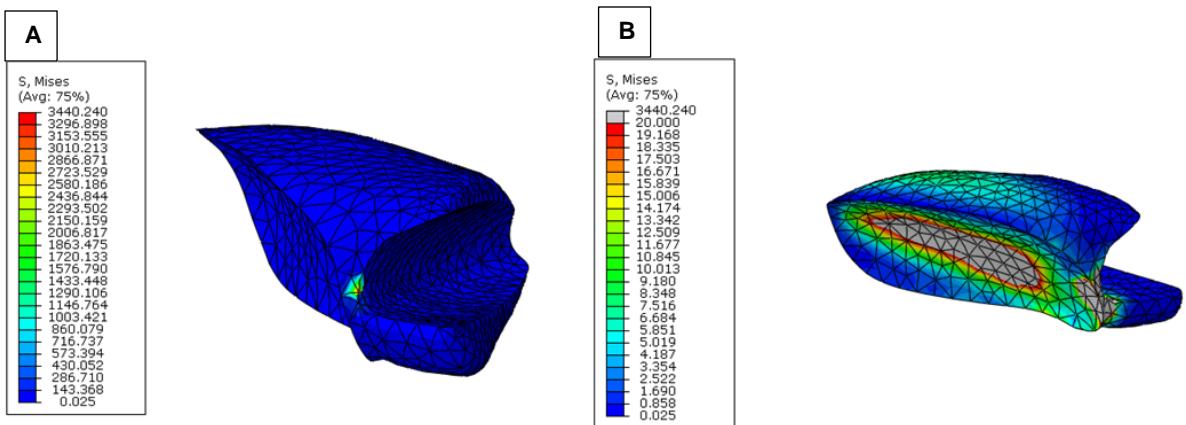


Figura 5.31 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises [MPa] no ligamento acromioclavicular. (A) Escala original, (B) Escala modificada.

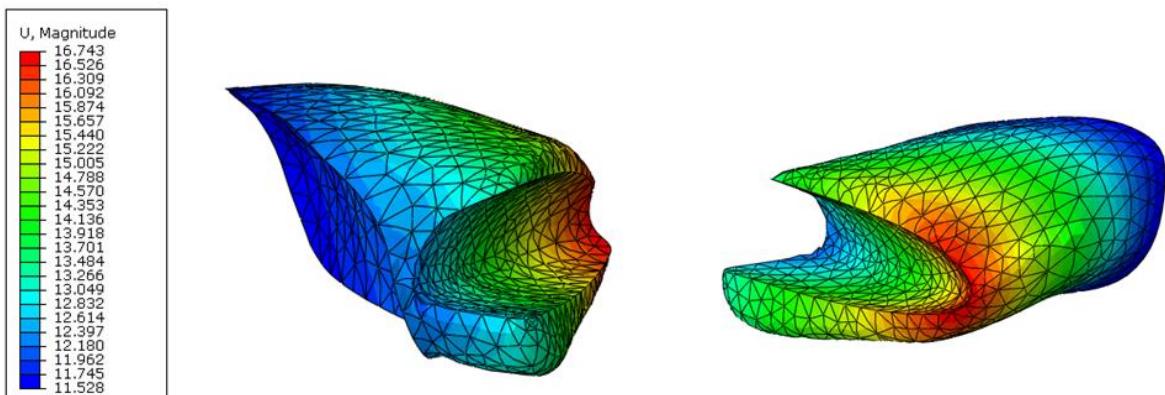


Figura 5.32 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] no ligamento acromioclavicular.

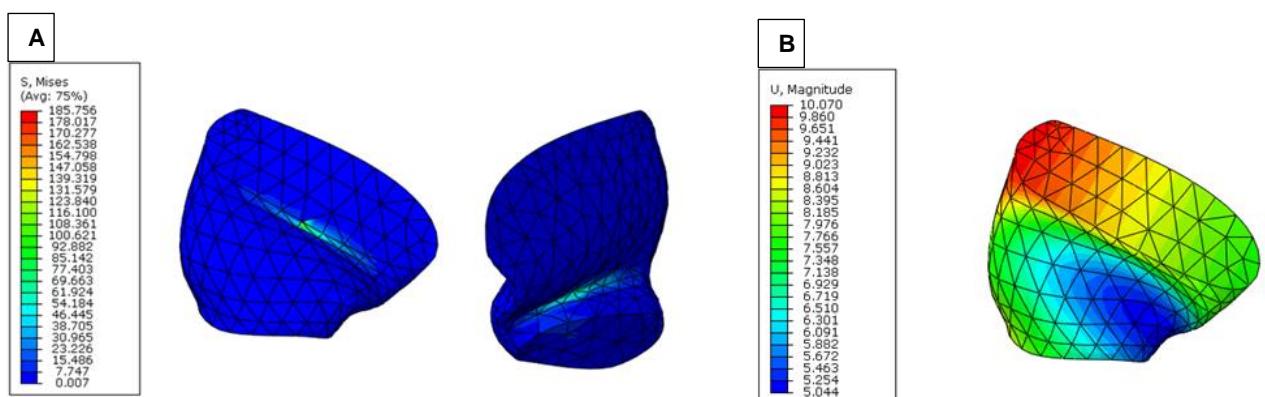


Figura 5.33 – Distribuição dos níveis no ligamento conóide. (A) Tensão de von Mises [MPa], (B) Deslocamento resultante [mm].

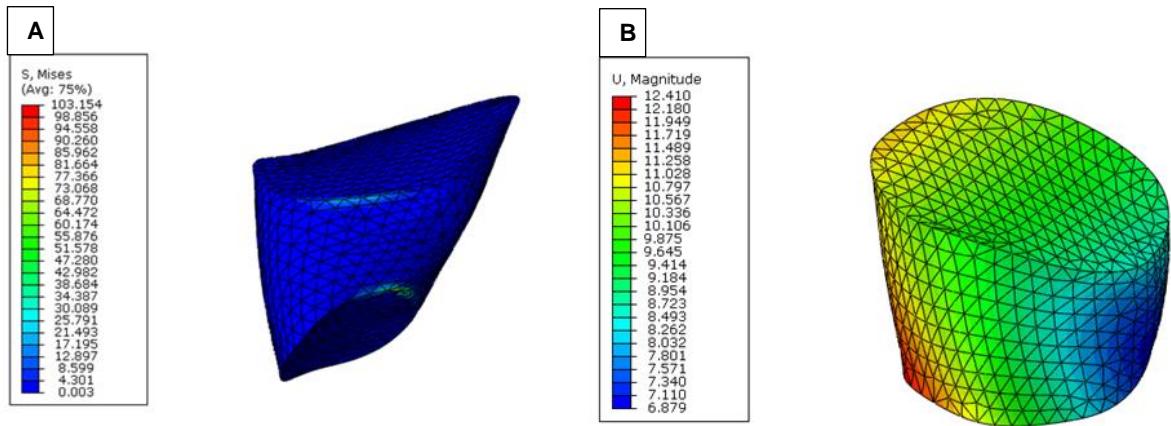


Figura 5.34 – Distribuição dos níveis no ligamento trapezóide. (A) Tensão de von Mises [MPa], (B) Deslocamento resultante [mm].

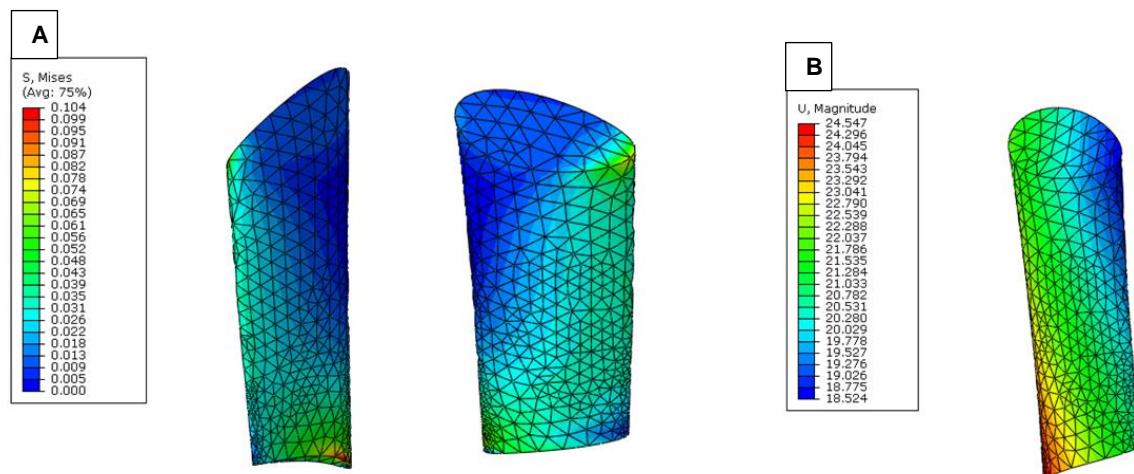


Figura 5.35 – Distribuição dos níveis no ligamento coracoacromial. (A) Tensão de von Mises [MPa], (B) Deslocamento resultante [mm].

5.2.3. Análises numéricas da técnica cirúrgica de Weaver-Dunn

As simulações realizadas para a articulação acromioclavicular reparada a partir da técnica de Weaver-Dunn consistiram na aplicação de um deslocamento de 10 mm na direção lateral do úmero, além da presença da força de 35 N no processo coracóide, representando o peso do membro superior. A clavícula foi engastada em sua extremidade e os fios de sutura tiveram seus movimentos nas direções laterais restringidos. O comportamento das tensões de von Mises e dos deslocamentos resultantes obtidos nas estruturas ósseas, no ligamento coracoacromial transferido e nos fios de sutura foram

avaliados. Realizou-se um estudo da malha do modelo a fim de verificar a sensibilidade da malha visando melhorar a precisão, porém com o menor tempo de processamento possível.

5.2.3.1. Estudo de convergência da malha

O estudo de convergência da malha foi realizado a partir dos valores de tensão obtidos em pontos determinados do modelo. Foram selecionados pontos ao longo dos fios de sutura e no ligamento coracoacromial transferido, pois são as estruturas mais solicitadas e que sofrem o maior risco de falhas. Os pontos analisados estão identificados na Fig. 5.36. Algumas características das malhas estudadas, como o nível de refinamento, sendo o nível 1 referente a malha mais grosseira e o nível 4 relativo a malha mais refinada, o tamanho da malha em relação ao número de nós e elementos e o tempo de processamento, estão detalhados na Tab. 5.7. As Figuras 5.37 e 5.38 mostram as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

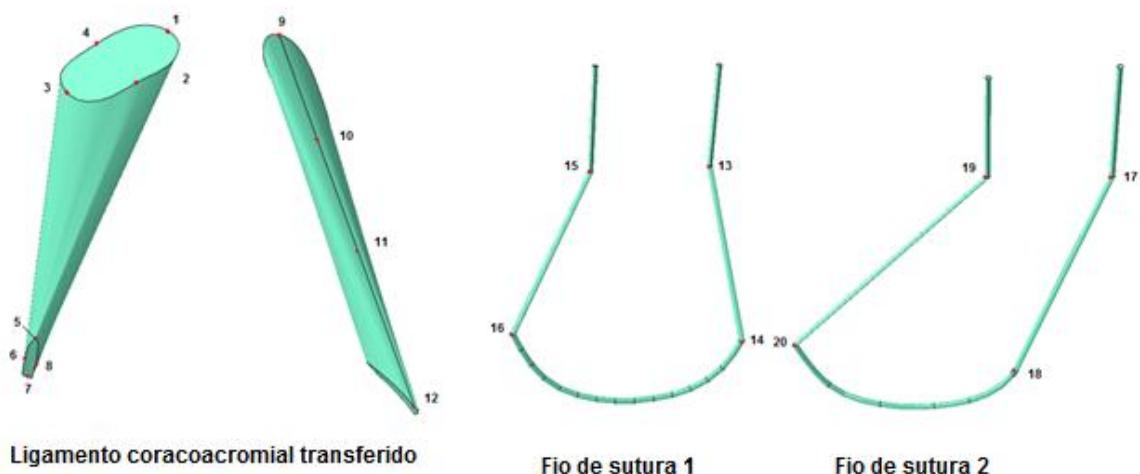


Figura 5.36 – Pontos analisados no ligamento coracoacromial transferido e nos fios de sutura.

Tabela 5.7 – Características das malhas para o estudo da convergência.

Níveis de refinamento	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento
1	189009	289522	1h 28s
2	256340	391302	1h 20min 56s
3	300956	456975	1h 30min 14s
4	404189	604700	2h 6min 4s

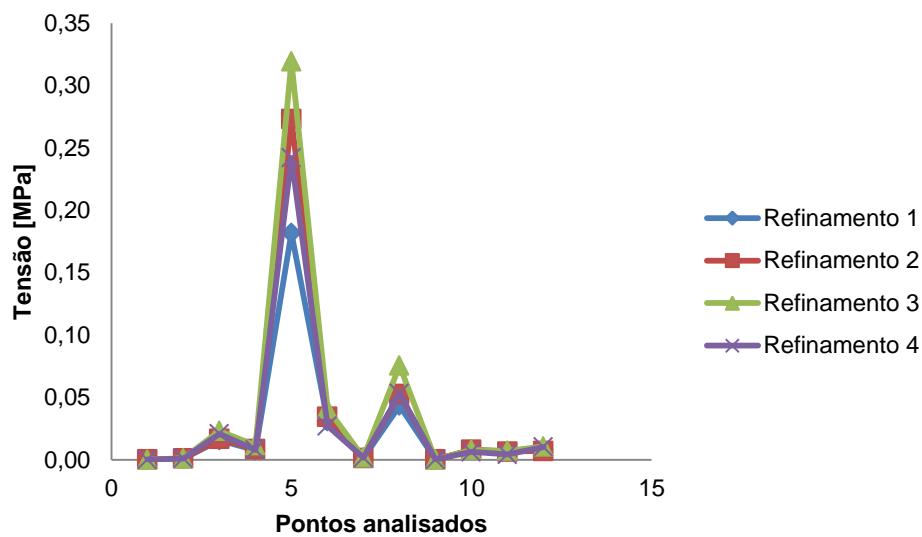


Figura 5.37 – Gráfico da convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha para os pontos localizados no ligamento coracoacromial transferido – Pontos 1 ao 12.

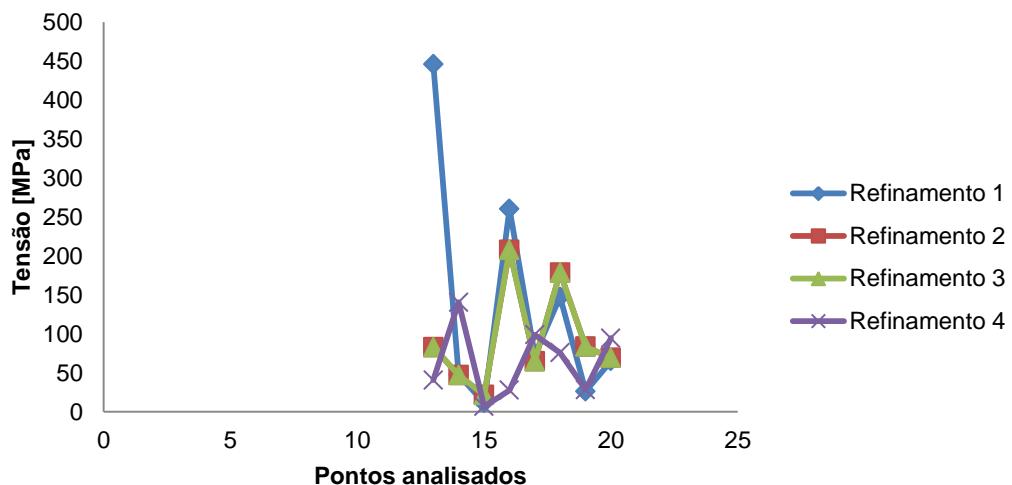


Figura 5.38 – Gráfico da convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha para os pontos localizados nos fios de sutura – Pontos 13 ao 20.

A partir dos gráficos mostrados e dos tempos de processamento, percebe-se que o nível de refinamento 2 é a opção de malha mais adequada para ser usada nas análises do modelo do reparo com a técnica de Weaver-Dunn. O modelo com a malha final pode ser visto na Fig. 5.39.

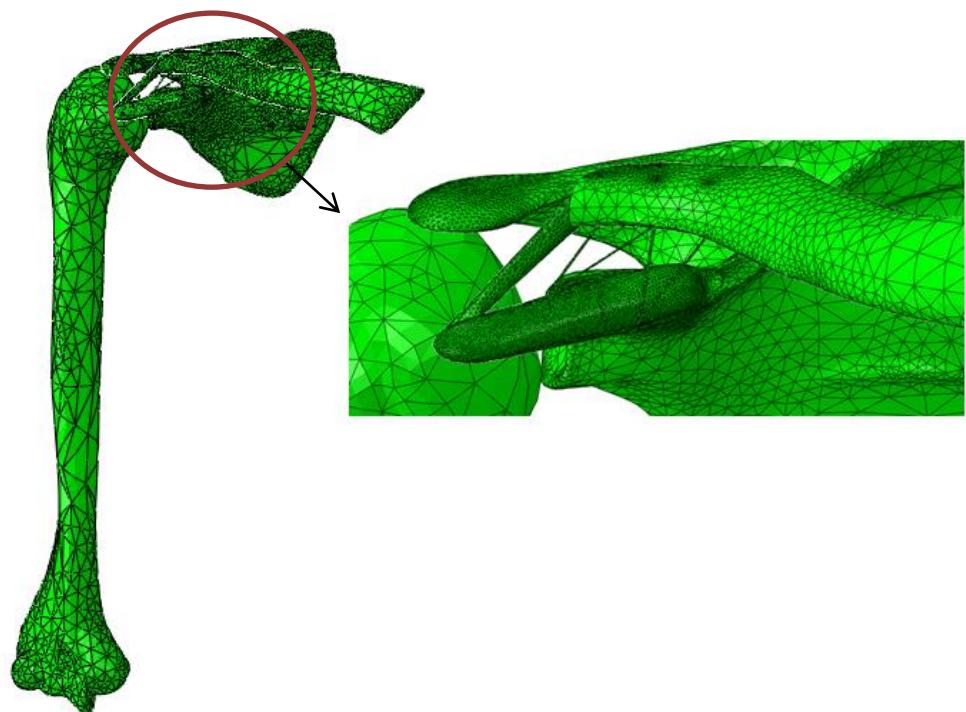


Figura 5.39 – Malha do modelo da técnica de Weaver-Dunn.

5.2.3.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento no modelo da técnica de Weaver-Dunn

Observou-se o maior deslocamento resultante, de 16,02 mm, no úmero, como pode ser visto na Fig. 5.40 (A), pois o deslocamento de 10 mm foi aplicado diretamente nesse osso. Os deslocamentos máximos obtidos para a escápula e a clavícula foram de 4,82 mm e 0,01 mm, respectivamente, como mostra a Fig. 5.40 (B) e 5.40 (C). O deslocamento na clavícula foi menor do que o encontrado nas outras estruturas ósseas, devido ao engastamento da extremidade da clavícula.

O úmero apresentou um valor de máxima tensão de von Mises de 0,58 MPa, como ilustra a Fig. 5.41. Observou-se que os valores mais elevados estavam no ponto de aplicação do deslocamento e nas regiões da cabeça do úmero, onde se localizam os contatos com a escápula. Esses valores máximos pontuais ocorreram devido às aproximações e condições de contorno adotadas na modelagem e não podem ser considerados como representativos para o comportamento geral do componente.

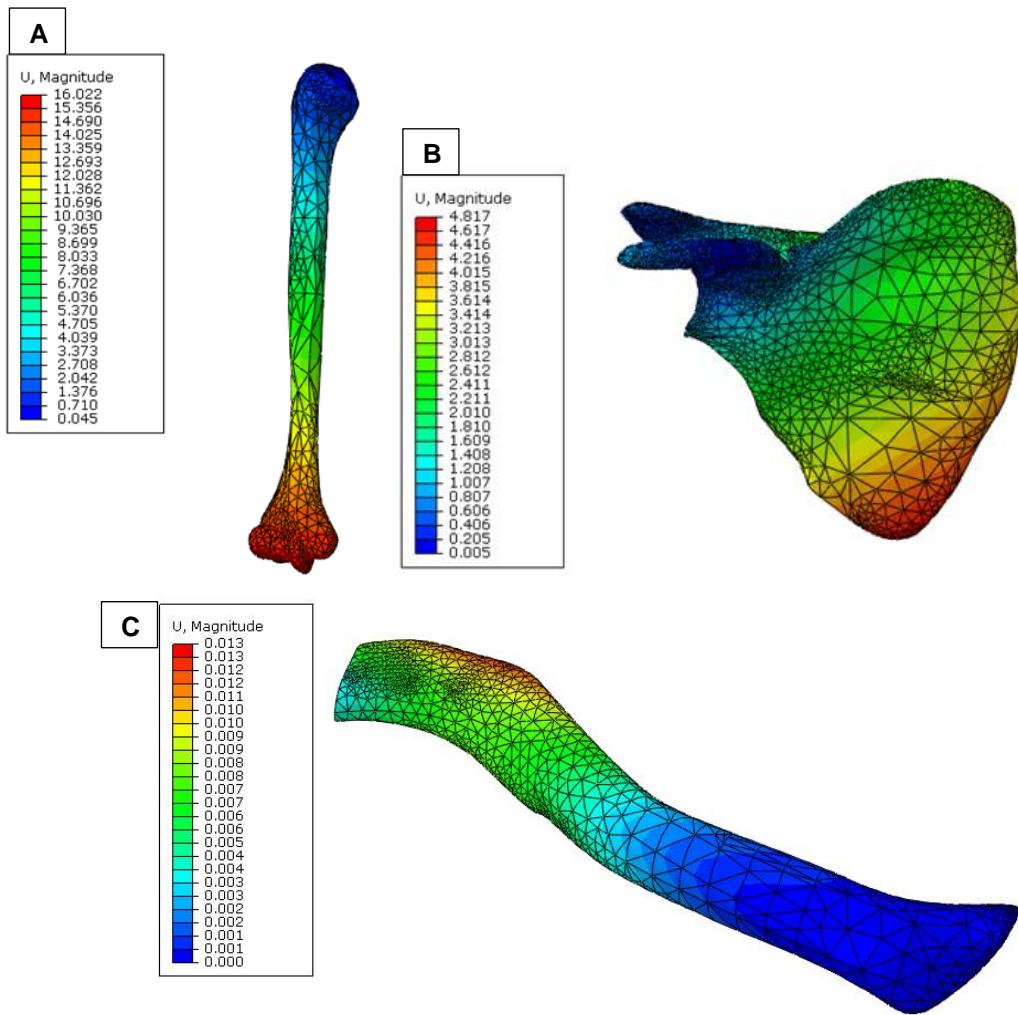


Figura 5.40 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] nas estruturas ósseas do modelo. (A) Úmero, (B) Escápula e (C) Clavícula.

Foi observada uma tensão máxima de 167,69 MPa para a clavícula, como mostra a Fig. 5.42 (A). Os elevados níveis de tensão ocorreram em locais de concentração de tensão da geometria da clavícula, situados nos furos através dos quais são passados os fios do amarrilho. Reajustando a escala de valores, nota-se na Fig. 5.42 (B) que os maiores valores de tensão permanecem nas proximidades dos furos e na região inferior da clavícula. A tensão máxima encontrada na escápula foi de 670,49 MPa, que corresponde a um valor elevado de tensão no ponto de aplicação do carregamento de 35 N no processo coracóide, como mostra a Fig. 5.43 (A). Modificando a escala dos valores, como mostra a Fig. 5.43 (B) percebe-se que a distribuição de tensão no osso possui os maiores valores no processo coracóide, por ser a região onde passam os fios de sutura e onde a carga é aplicada, e na região de contato com o úmero. A partir das análises realizadas nota-se que os valores máximos de tensão alcançados nas estruturas ósseas são menores do que o limite de

escoamento do osso cortical, de 110 MPa, mostrando que não ocorreria falha nessas condições do modelo.

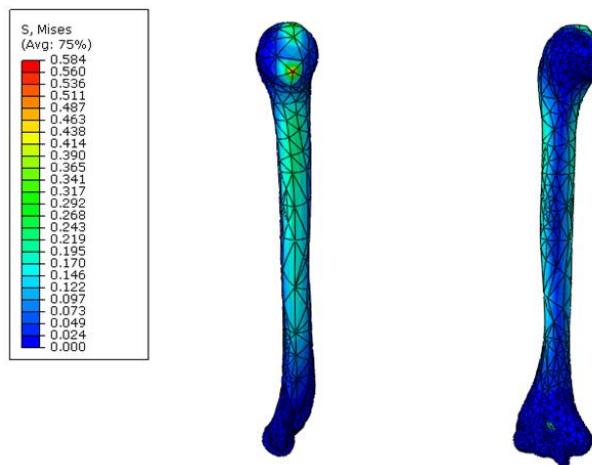


Figura 5.41 – Gradiente de tensão de von Mises [MPa] no úmero.

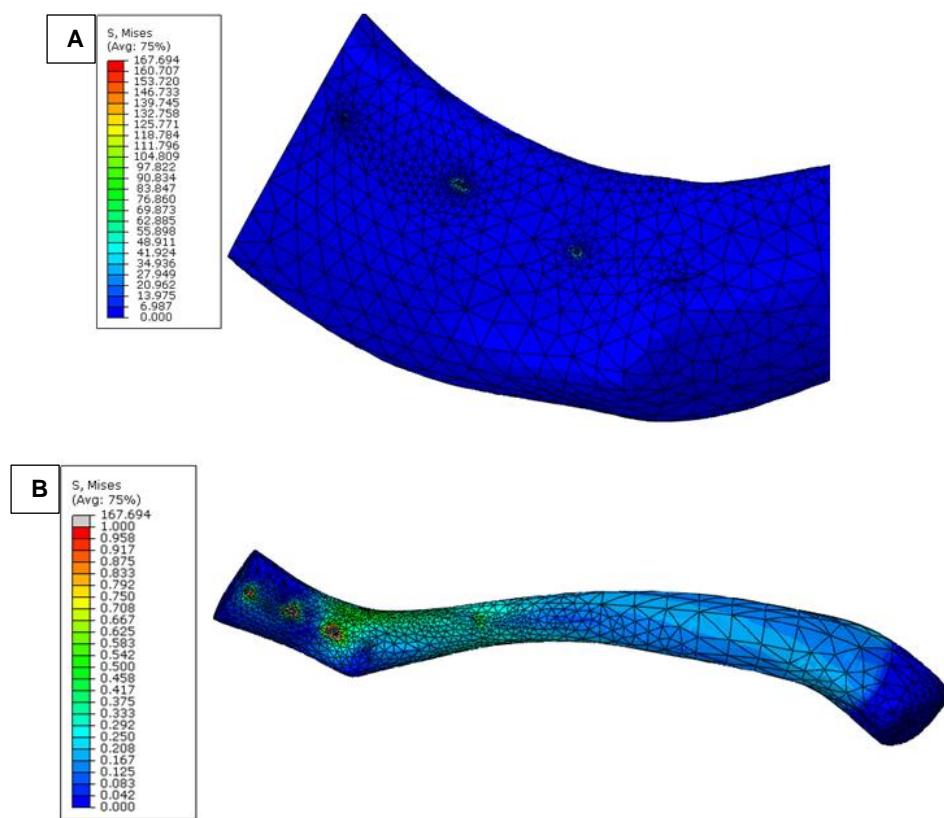


Figura 5.42 – Gradiente de tensão de von Mises [MPa] na clavícula. (A) Concentração de tensões na região dos furos, (B) Escala modificada de valores.

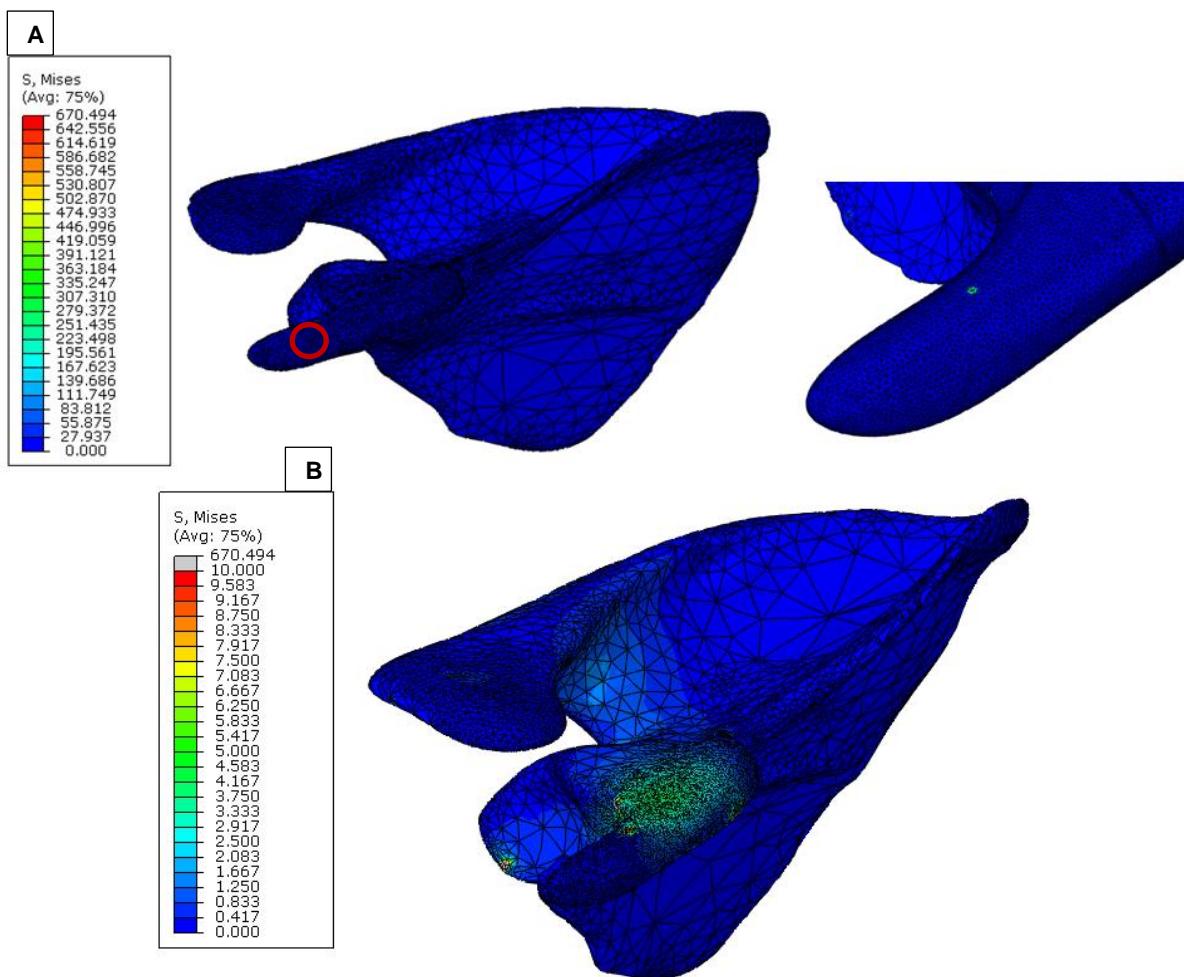


Figura 5.43 – Distribuição dos valores de tensão de von Mises [MPa] na escápula. (A) Concentração de tensão no ponto de aplicação da força, (B) Escala reajustada de valores.

O ligamento coracoacromial transferido para a clavícula e os fios de sutura utilizados nos amarrilhos tiveram seus comportamentos analisados a partir de pontos específicos determinados em diferentes regiões das estruturas. No ligamento, a análise foi realizada em pontos situados na borda superior, inferior e lateral, enquanto nos fios observaram-se pontos ao longo do seu comprimento nas regiões direita, esquerda e inferior, como mostra a Fig. 5.44. A partir dos valores obtidos foram geradas as curvas de deslocamento [mm] x pontos analisados e tensão [MPa] x pontos analisados.

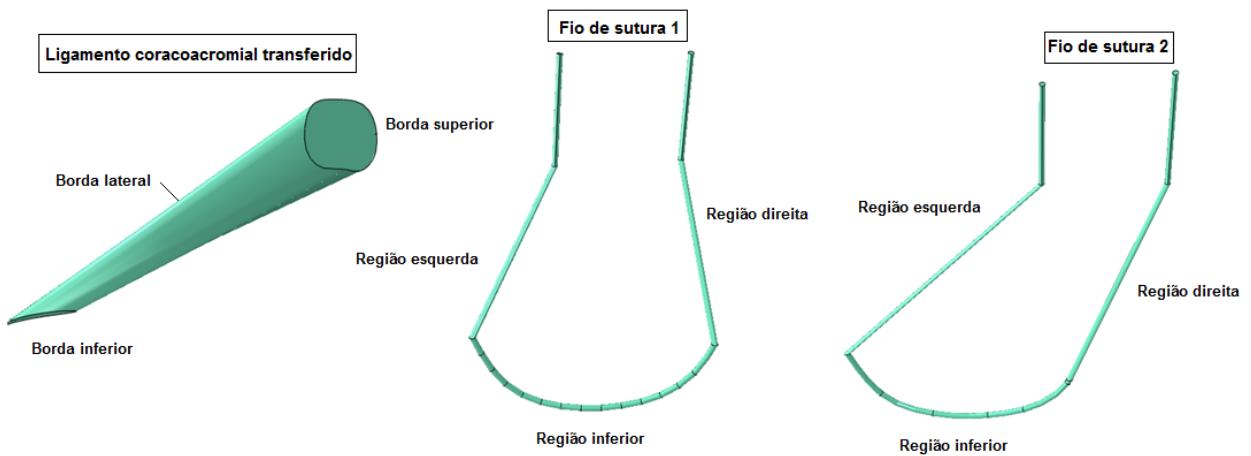


Figura 5.44 – Regiões analisadas no ligamento coracoacromial transferido e nos fios de sutura.

O ligamento coracoacromial em sua nova configuração apresentou deslocamento resultantante máximo de 0,77 mm, localizado em sua borda inferior, como pode ser visto na Fig. 5.45. A Figura 5.46 mostra que os maiores níveis de deslocamento resultante foram observados na borda inferior da estrutura, onde está inserido na escápula, enquanto os menores níveis foram apresentados na borda superior, que se encontra em contato com a clavícula. A partir dos pontos obtidos na borda lateral, é possível perceber que o deslocamento aumenta na medida que aproximam-se da região inferior do ligamento. A tensão de von Mises teve seu máximo valor, de 0,32 MPa, também na borda inferior, como mostrado na Fig. 5.47. A Figura 5.48 detalha os valores das tensões de von Mises obtidas nas regiões determinadas, sendo possível notar que os maiores níveis de tensão estão presentes na borda inferior. A borda lateral apresenta um aumento dos valores a medida que se desloca em direção às regiões inferiores da estrutura. É interessante que a região superior seja a menos solicitada, pois durante o procedimento cirúrgico é fixada à clavícula e até que esteja totalmente cicatrizada não deve sofrer elevados níveis de tensão. O valor máximo de tensão atingido pelo ligamento nas condições propostas é menor do que a tensão máxima de ruptura de aproximadamente 20 MPa, obtida para o ligamento glenoumbral no trabalho de Ticker et al. (2006), assim, sugerindo que não ocorreria a falha da estrutura.

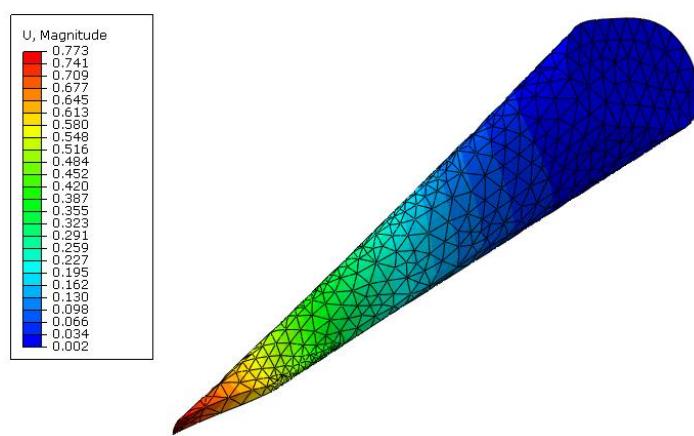


Figura 5.45 – Distribuição dos valores de deslocamento resultante [mm] no ligamento coracoacromial transferido.

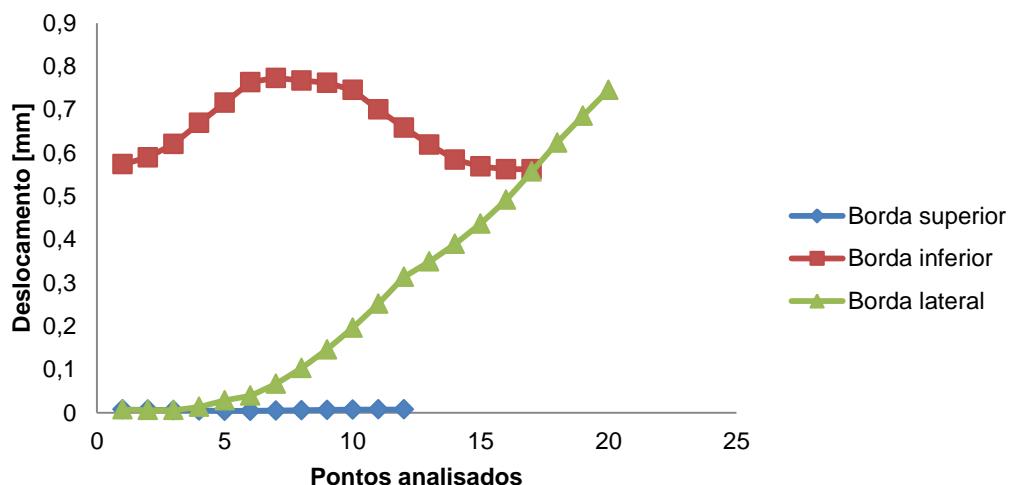


Figura 5.46 – Curvas dos valores de deslocamento resultante nas diferentes regiões do ligamento coracoacromial transferido.

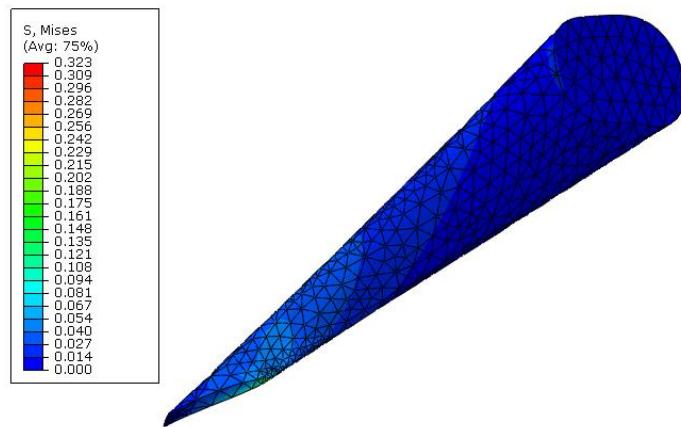


Figura 5.47 – Distribuição dos valores da tensão de von Mises [MPa] no ligamento coracoacromial transferido.

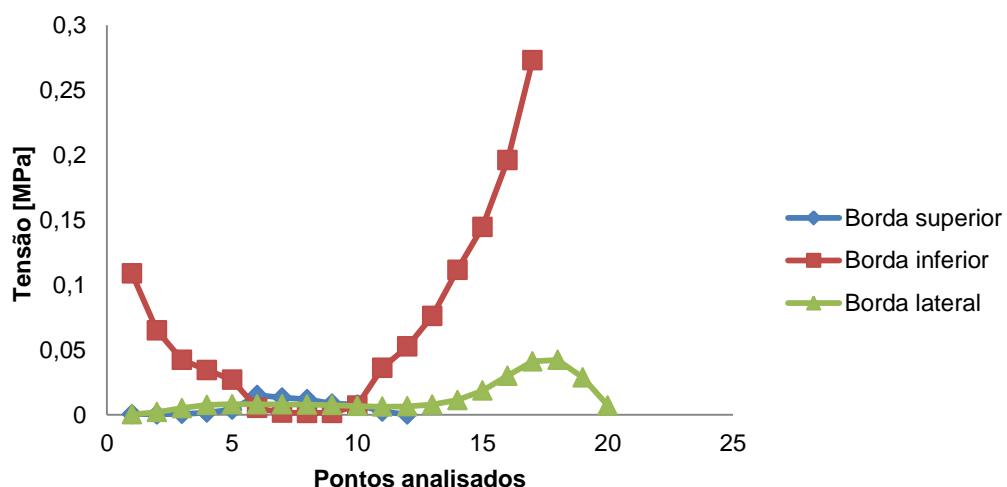


Figura 5.48 – Curvas dos valores de tensão nas diferentes regiões do ligamento coracoacromial transferido.

Os fios de sutura usados nos amarrilhos foram avaliados em três regiões distintas. Para os fios, observou-se que os maiores deslocamentos resultantes, de 0,25 mm e 0,26 mm, estavam localizados na região inferior, que passa sob o processo coracóide, como pode ser visto na Fig. 5.49. Os elevados deslocamentos nessas áreas ocorrem, pois a escápula se descola e os fios, que são responsáveis por garantir a estabilidade da articulação, se movimentam juntamente com ela. A Figura 5.50 ilustra as curvas dos deslocamentos resultantes para o fio 1, onde é possível notar os maiores valores para a região inferior. A região direita permanece com deslocamentos semelhantes à região esquerda até os pontos que se localizam na porção mais superior do fio, a partir dos pontos que se aproximam da região inferior os valores da região direita passam a ser maiores. A Figura 5.51 mostra as curvas de deslocamento para as regiões do fio de sutura 2, que por estar em uma posição diferente do fio 1 apresentou um comportamento distinto em certas curvas. Observou-se que para o fio 2, os menores deslocamentos também estão na região esquerda, entretanto os maiores níveis de deslocamento variam entre a região inferior e a direita. O fio 1 apresentou o valor máximo de tensão de 348,03 MPa e o fio 2 de 572,52 MPa, que estão abaixo do valor de tensão máxima de ruptura de 803, $3 \pm 185,7$ MPa, encontrado para o fio FiberWire® nº2 no trabalho de Wright et al. (2006). Os valores máximos foram observados em regiões específicas da geometria dos fios, onde ocorreu a concentração de tensão devido à existência de quinas no desenho, como pode ser visto na Fig. 5.52 (A) e 5.52 (B). As aproximações foram necessárias para permitir a obtenção da geometria, devido à sua complexidade. As Figuras 5.52 (C) e 5.52 (D) mostram os gradientes de tensão nos fios com escalas modificadas, assim, percebe-se que a região

direita em ambos os fios é a mais solicitada. Isso também pode ser observado nas curvas das tensões nas diferentes regiões para o fio 1 e o fio 2, respectivamente apresentadas nas Figs. 5.53 e 5.54.

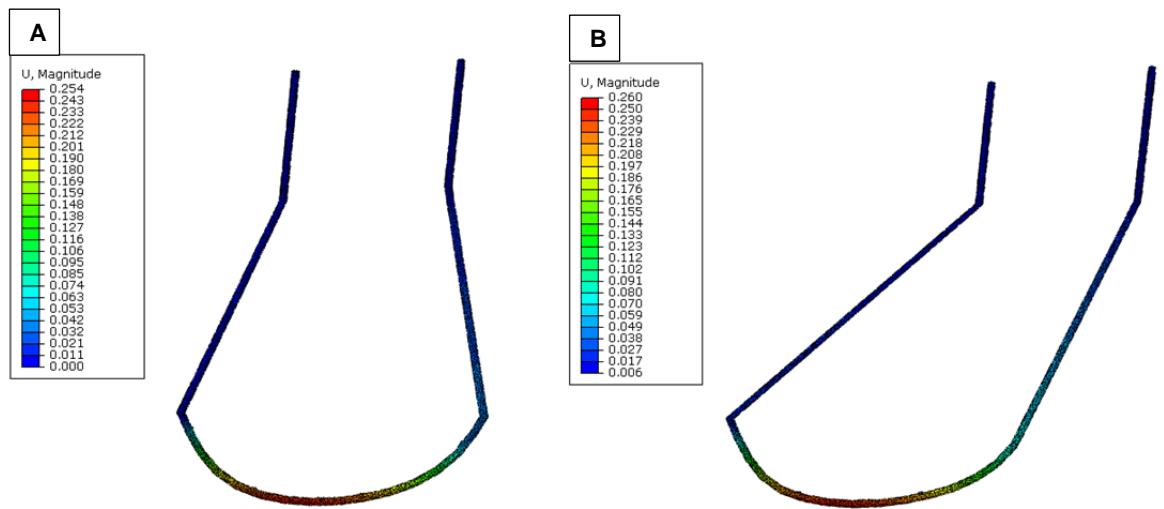


Figura 5.49 – Distribuição dos valores de deslocamento resultante [mm] para os fios de sutura. (A) Fio de sutura 1, (B) Fio de sutura 2.

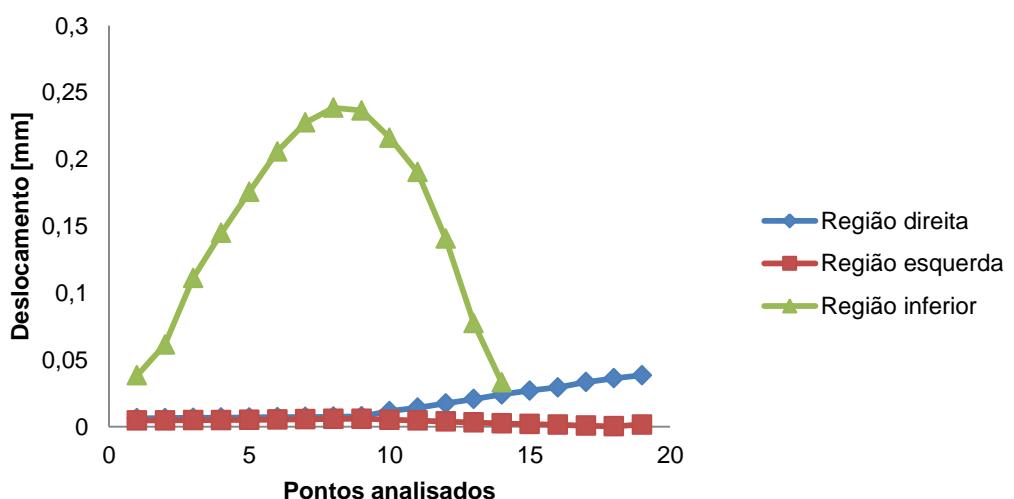


Figura 5.50 – Curvas de deslocamento resultante para as diferentes regiões do fio de sutura 1.

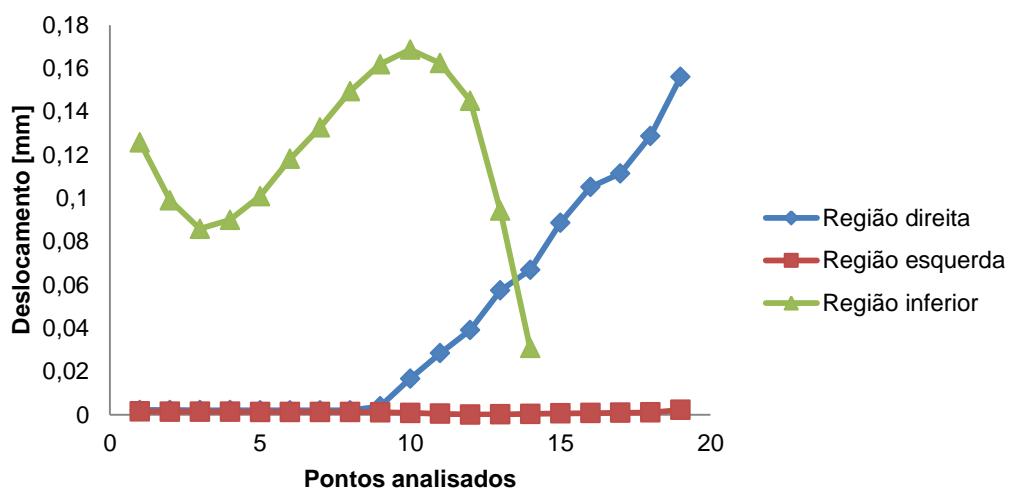


Figura 5.51 – Curvas de deslocamento resultante para as diferentes regiões do fio de sutura 2.

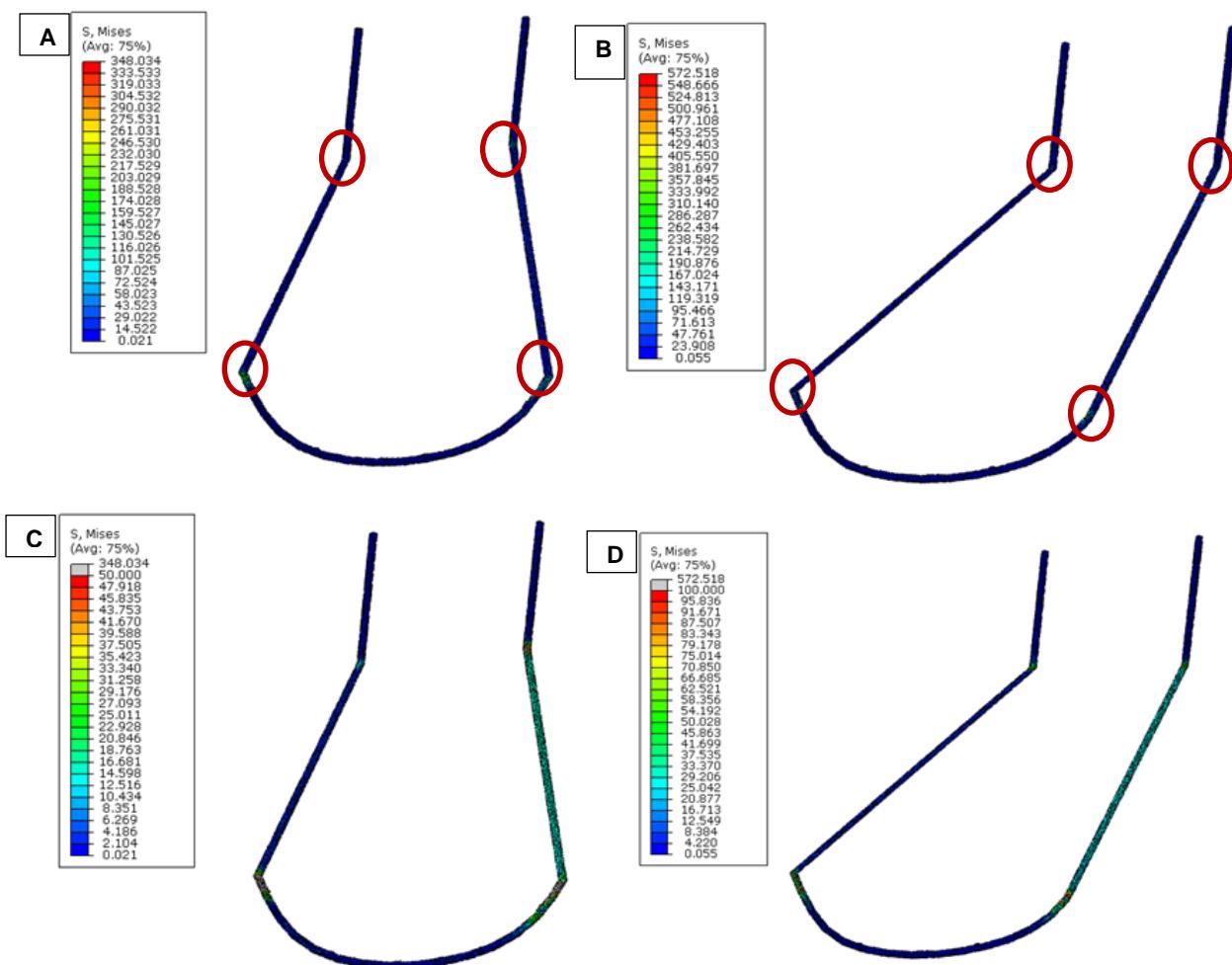


Figura 5.52 – Distribuição dos valores de tensão [MPa] para os fios de sutura. (A) Fio de sutura 1, (B) Fio de sutura 2, (C) Escala de valores modificados para o fio1 e (D) Escala de valores modificada para o fio 2.

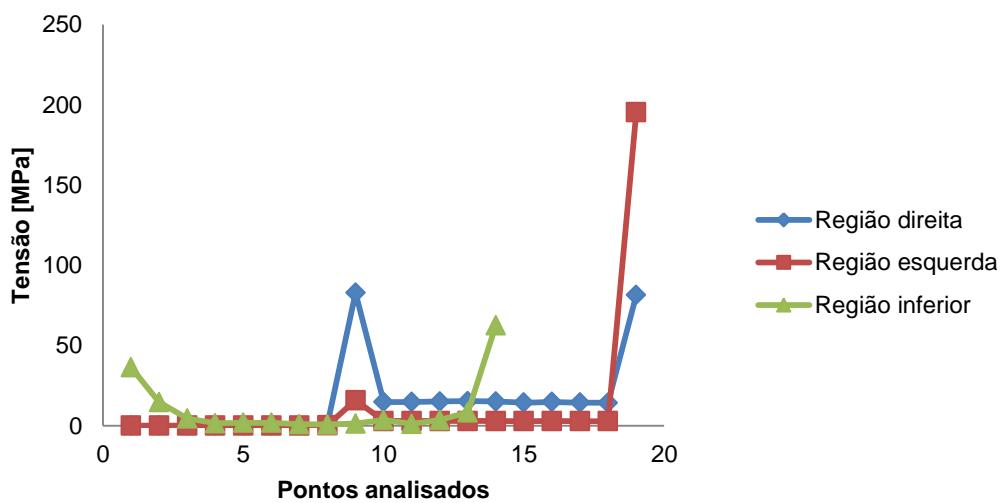


Figura 5.53 – Curvas de tensão de von Mises para as diferentes regiões do fio de sutura 1.

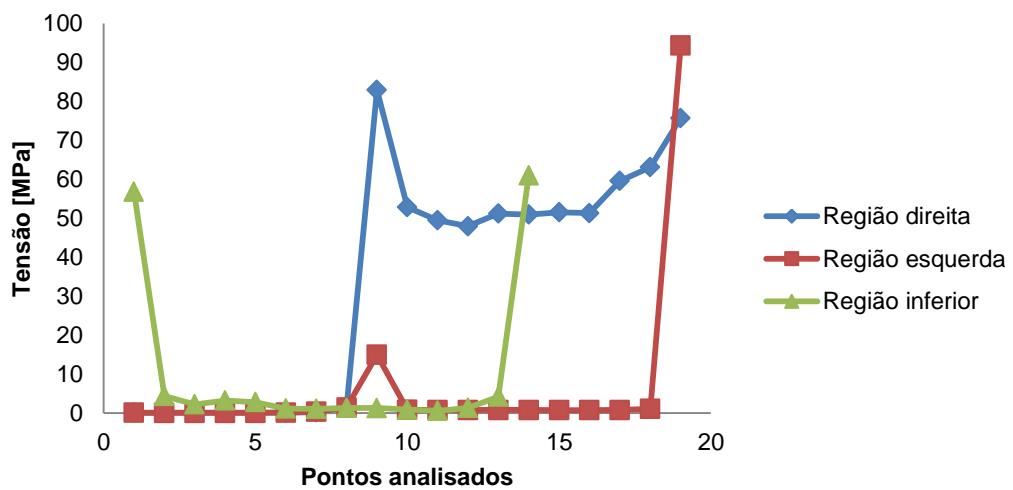


Figura 5.54 – Curvas da tensão de von Mises para as diferentes regiões do fio de sutura 2.

5.2.4. Análise numérica da técnica cirúrgica dos amarrilhos coracoclaviculares

As simulações realizadas para a articulação acromioclavicular reparada através do procedimento cirúrgico dos amarrilhos coracoclaviculares tiveram como condições a aplicação de um deslocamento de 10 mm na direção lateral do úmero, além da presença de força de 35 N no processo coracóide, representando o peso do membro superior. A clavícula foi engastada em sua extremidade e os deslocamentos e rotações dos fios de sutura foram impedidos nas direções laterais, y e z. O comportamento das tensões de von Mises e dos deslocamentos resultantes obtidos nas estruturas ósseas, no ligamento coracoacromial e nos fios de sutura foram avaliados. Com o objetivo de verificar a

sensibilidade da malha, foi realizado um estudo da malha do modelo, visando melhorar a precisão, porém com o menor tempo de processamento computacional.

5.2.4.1. Estudo de convergência da malha

O estudo de convergência da malha foi realizado a partir dos valores de tensão de von Mises obtidos em pontos determinados do modelo. Foram selecionados pontos, mostrados na Fig. 5.55, ao longo dos fios de sutura e no ligamento coracoacromial, pois são as estruturas mais solicitadas e podem falhar com maior facilidade. Algumas características das malhas estudadas, como o nível de refinamento, sendo o nível 1 referente a malha menos refinada e o nível 4 relativo a malha mais refinada, o tamanho da malha em relação ao número de nós e elementos e o tempo de processamento, estão detalhados na Tab. 5.8. As Figuras 5.56 e 5.57 mostram as curvas de tensão [MPa] x pontos analisados para cada nível de refinamento avaliado.

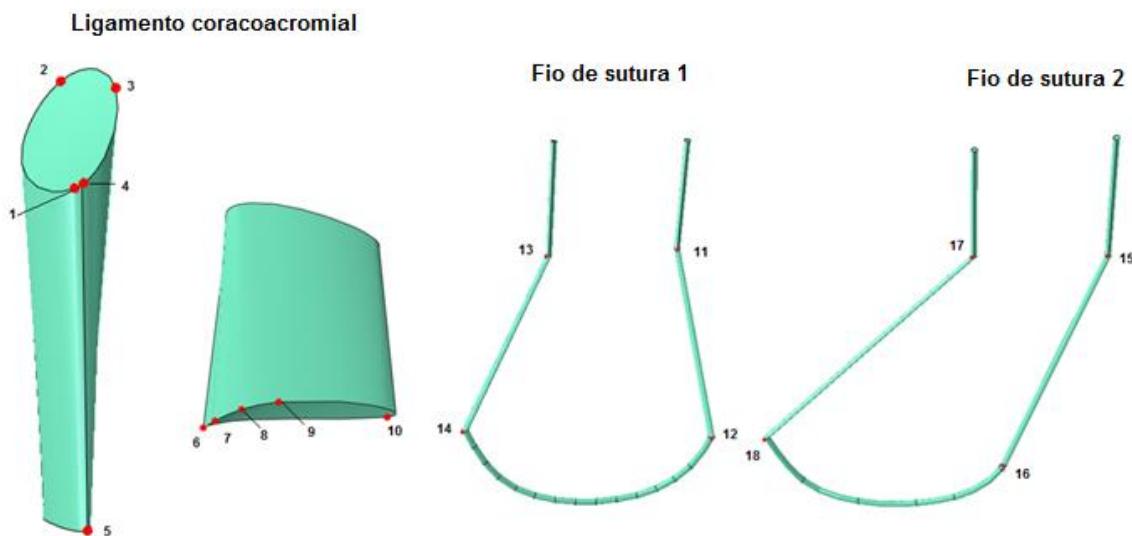


Figura 5.55 – Pontos analisados no ligamento coracoacromial e nos fios de sutura.

Tabela 5.8 – Características das malhas para o estudo da convergência.

Níveis de refinamento	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento
1	189261	289216	1h 4min 46s
2	273834	416589	1h 24min 56s
3	309906	469272	1h 34min 39s
4	407688	607588	2h 5min 57s

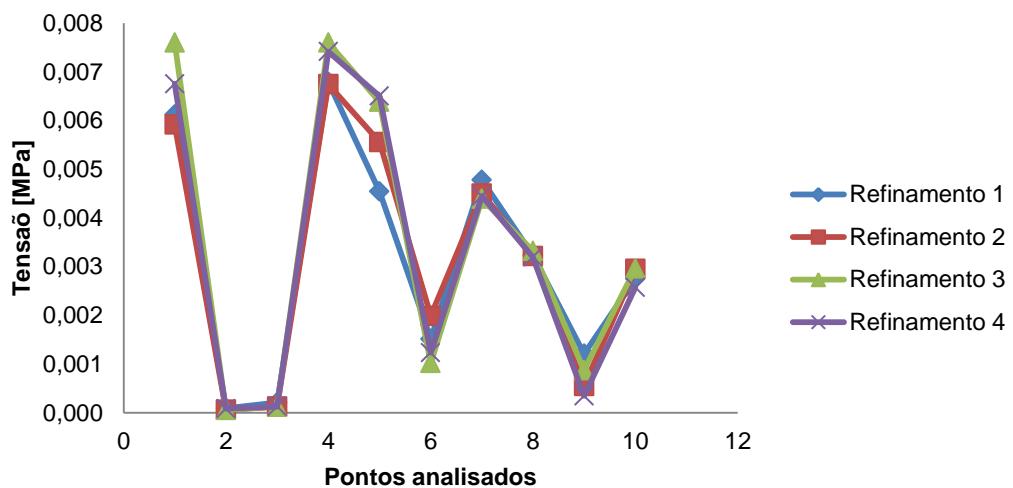


Figura 5.56 – Estudo de convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha para os pontos localizados no ligamento coracoacromial – Pontos 1 ao 12.

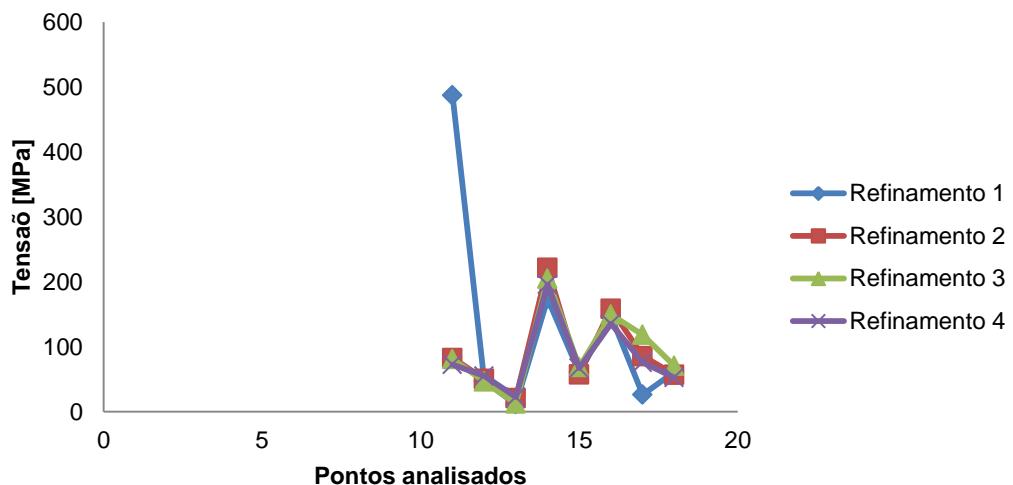


Figura 5.57 – Estudo de convergência para os diferentes níveis de refinamento da malha para os pontos localizados nos fios de sutura – Pontos 13 ao 20.

A partir dos gráficos mostrados e dos tempos de processamento, o nível de refinamento 2 foi escolhido para os modelos, por ser considerado o mais adequado para ser utilizado nas análises do reparo com a técnica dos amarrilhos coracoclaviculares. A Figura 5.58 mostra o modelo com a malha final.

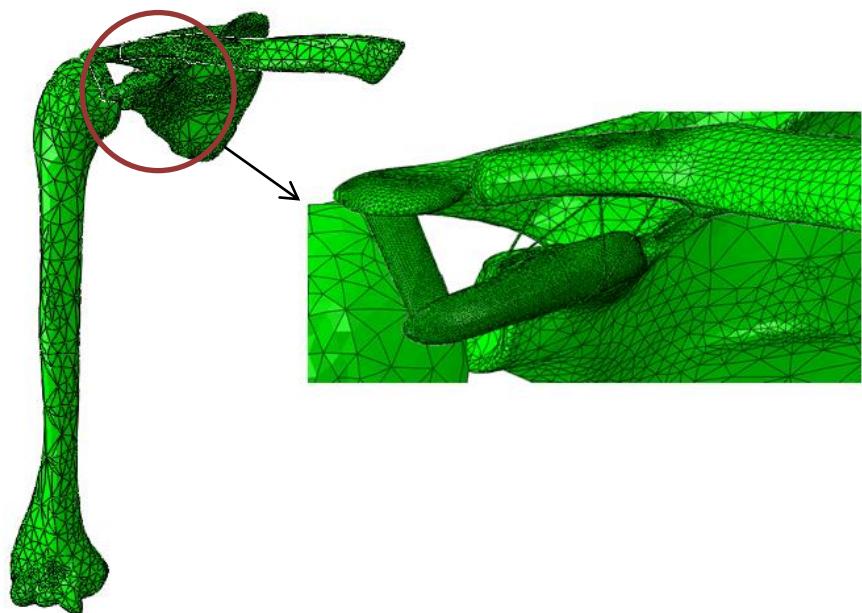


Figura 5.58 – Malha do modelo da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares.

5.2.4.2. Análise da distribuição de tensão e deslocamento no modelo da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares

Assim como foi observado nos modelos anteriores, o maior deslocamento resultante, de 16,13 mm, foi encontrado no úmero, como pode ser visto na Fig. 5.59 (A), devido à aplicação direta do deslocamento na estrutura. Os deslocamentos máximos obtidos para a escápula e a clavícula foram de 4,85 mm e 0,01 mm, respectivamente, como mostra a Fig. 5.59 (B) e 5.59 (C).

O úmero apresentou um valor de máxima tensão de von Mises de 0,58 MPa, como ilustra a Fig. 5.60. Os valores mais elevados da tensão estavam no ponto de aplicação do deslocamento e nas regiões da cabeça do úmero, onde se localizam os contatos com a escápula. Esses valores máximos pontuais ocorreram devido às aproximações e condições de contorno adotadas na modelagem e não podem ser considerados como representativos para o comportamento geral do componente. Foi obtida para a clavícula uma tensão máxima de 251,44 MPa, como mostra a Fig. 5.61 (A). Os furos foram novamente os locais de concentração de tensão desse componente. Reajustando a escala de valores, nota-se na Fig. 5.61 (B) que os maiores valores de tensão permaneceram nas proximidades dos furos e na região inferior da clavícula. Na escápula, a tensão máxima encontrada foi de 690,88 MPa, que ocorreu no ponto de aplicação do carregamento de 35 N, como mostra a Fig. 5.62 (A). Modificando a escala dos valores, como mostra a Fig. 5.62 (B), percebe-se que a distribuição de tensão no osso possui os maiores valores no processo coracóide, por ser a

região onde passam os fios de sutura e onde a carga é aplicada, além da região de contato com o úmero. A partir das análises realizadas tem-se que os valores máximos de tensão alcançados nas estruturas ósseas são menores do que o limite de escoamento do osso cortical, de 110 MPa, sugerindo que não ocorreria falha nessas condições do modelo.

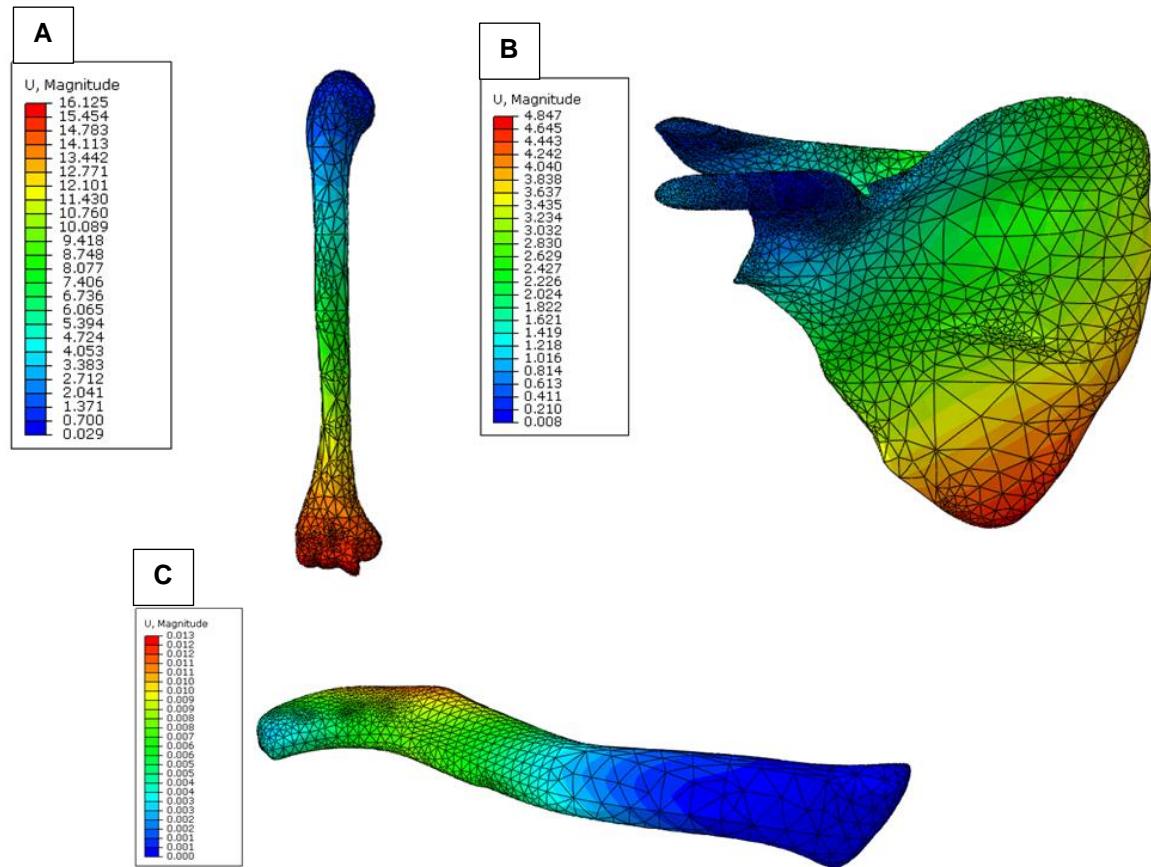


Figura 5.59 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] nas estruturas ósseas do modelo. (A) Úmero, (B) Escápula e (C) Clavícula.

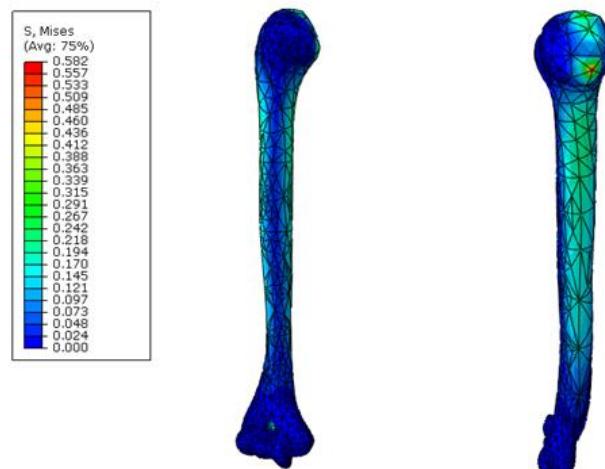


Figura 5.60 – Gradiente dos valores de tensão de von Mises [MPa] no úmero.

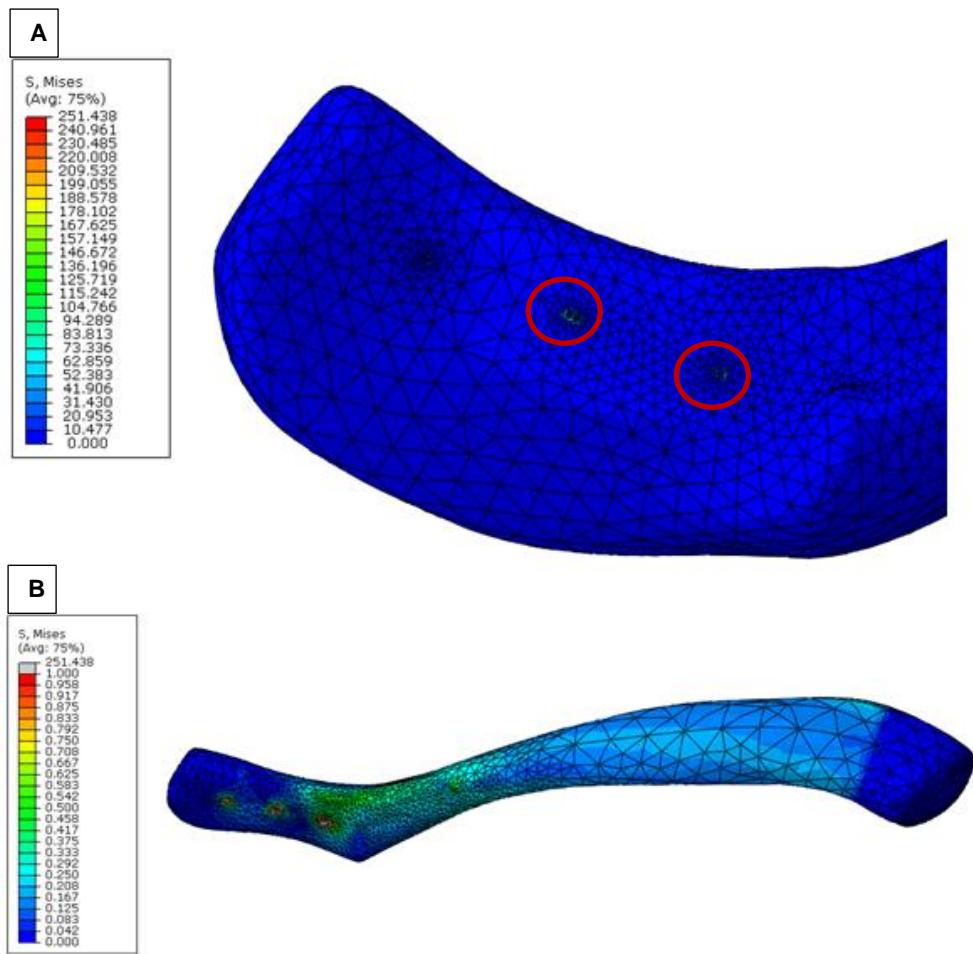


Figura 5.61 – Gradiente de tensão de von Mises [MPa] na clavícula. (A) Concentração de tensões na região dos furos, (B) Escala modificada de valores.

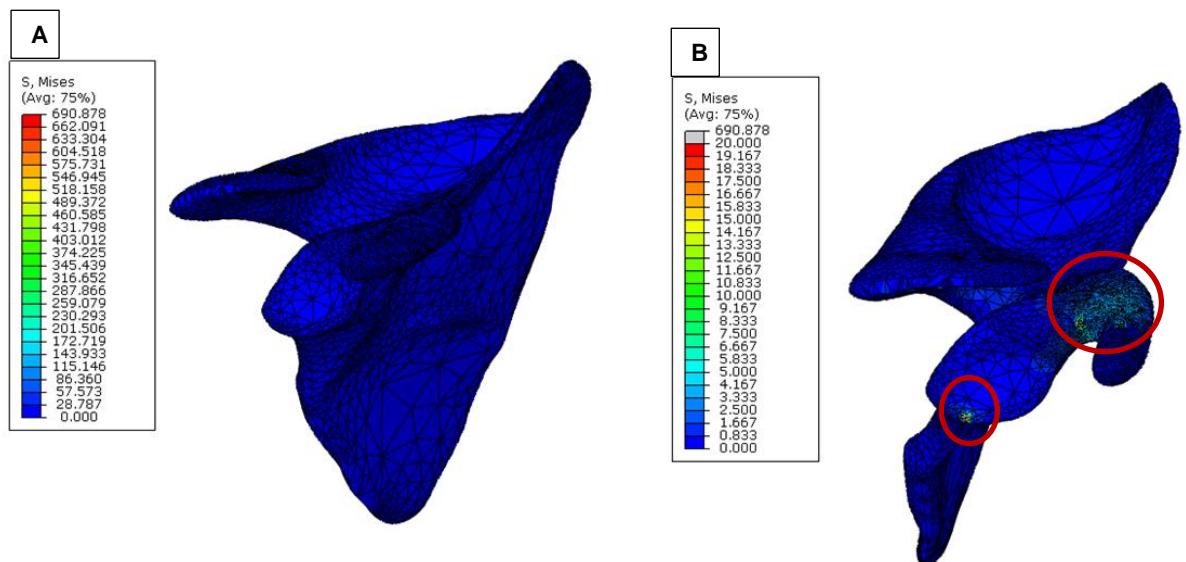


Figura 5.62 – Distribuição dos valores de tensão de von Mises [MPa] na escápula. (A) Concentração de tensão no ponto de aplicação da força, (B) Escala reajustada de valores.

O ligamento coracoacromial e os fios de sutura foram analisados através de pontos determinados em diferentes regiões. No ligamento, a análise foi realizada em pontos situados na borda superior, inferior e lateral direita e esquerda, enquanto nos fios observaram-se pontos ao longo do seu comprimento nas regiões direita, esquerda e inferior, como mostra a Fig. 5.63. A partir dos valores obtidos foram geradas as curvas de deslocamento [mm] x pontos analisados e tensão [MPa] x pontos analisados.

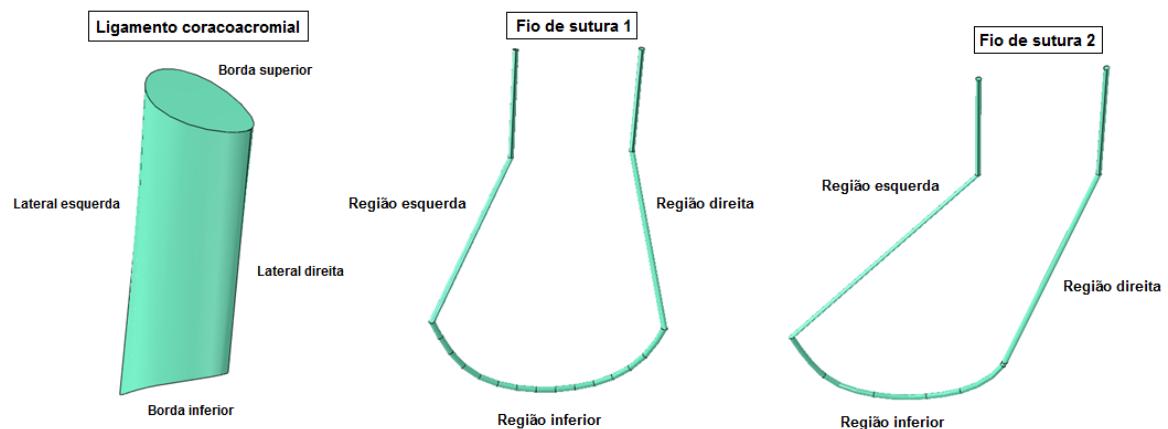


Figura 5.63 – Regiões analisadas no ligamento coracoacromial transferido e nos fios de sutura.

O ligamento coracoacromial mantido em sua posição original teve um deslocamento resultante máximo de 0,83 mm, localizado em sua borda inferior, como mostra a Fig. 5.64. A Figura 5.65 mostra que os maiores níveis de deslocamento resultante foram observados na borda inferior, que fixa o ligamento à escápula, e na borda lateral esquerda da estrutura. Além disso, observou-se que na medida em que os pontos de deslocam no sentido da região inferior ocorre o aumento dos níveis de deslocamento. A tensão de von Mises teve seu máximo valor na borda inferior, de 0,02 MPa, como pode ser visto na Fig. 5.66. A Figura 5.67 apresenta as tensões de von Mises nas diferentes regiões, mostrando que os maiores níveis de tensão estão presentes na borda inferior e na região lateral esquerda. O valor máximo de tensão atingido pelo ligamento nas condições propostas é menor do que a tensão máxima de ruptura de aproximadamente 20 MPa, assim, sugerindo que não ocorreria a falha da estrutura.

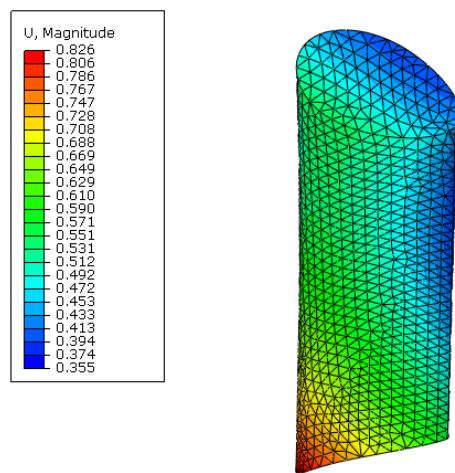


Figura 5.64 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] no ligamento coracoacromial.

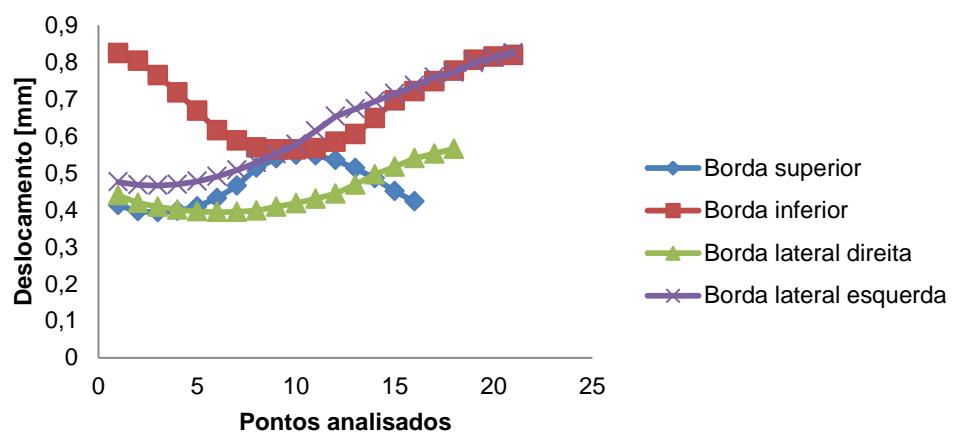


Figura 5.65 – Curvas do deslocamento resultante nas diferentes regiões do ligamento coracoacromial.

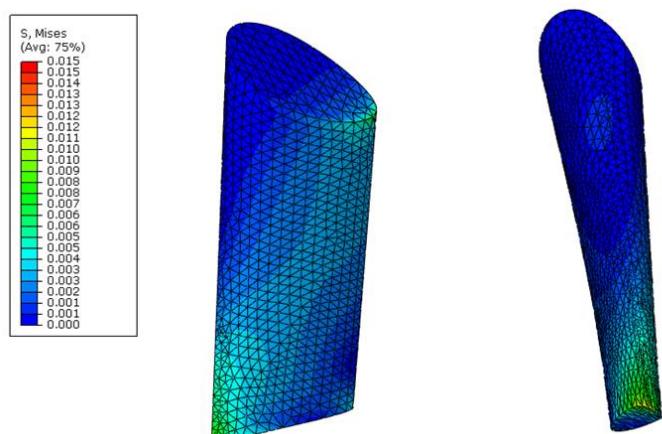


Figura 5.66 – Distribuição dos níveis de tensão de von Mises [MPa] no ligamento coracoacromial.

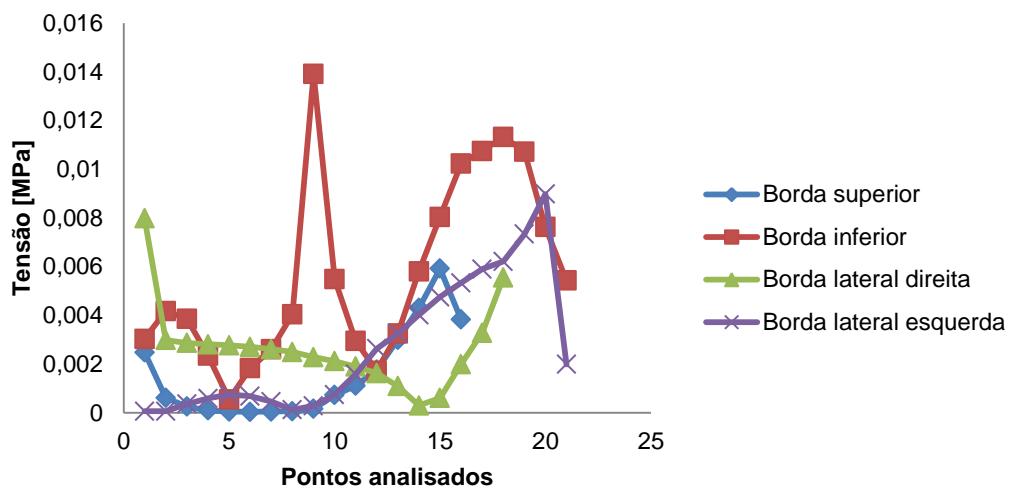


Figura 5.67 – Curvas de tensão de von Mises nas diferentes regiões do ligamento coracoacromial.

Para os fios, os deslocamentos resultantes máximos foram de 0,257 mm e 0,263 mm, situados na região inferior, como pode ser visto na Fig. 5.68. A Figura 5.69 ilustra as curvas dos deslocamentos resultantes para o fio 1, onde é possível notar os maiores valores na região inferior e nos pontos da lateral próximos à ela. A Figura 5.70 mostra as curvas de deslocamento para as regiões do fio de sutura 2. Observou-se que para o fio 2, os menores deslocamentos também estão na região esquerda e os maiores na região inferior do fio. O fio 1 apresentou o valor máximo de tensão de 360,90 MPa e o fio 2 de 470,16 MPa, que estão abaixo do valor de tensão máxima de ruptura do fio FiberWire® nº2, de 803, 3 ± 185,7 MPa (WRIGHT et al., 2006). Assim como explicado anteriormente, os valores máximos foram observados em regiões específicas, onde ocorreu a concentração de tensão devido à existência de quinas no desenho, como pode ser visto na Fig. 5.71 (A) e 5.71 (B). As aproximações foram necessárias para permitir a obtenção da geometria, devido à sua complexidade. As Figuras 5.71 (C) e 5.71 (D) mostram os gradientes de tensão nos fios com escalas modificadas, para melhor a visualização e permitir identificar que a região direita é mais solicitada do que a esquerda. Isso também pode ser observado nas curvas das tensões nas diferentes regiões, apresentadas nas Fig. 5.72 e 5.73.

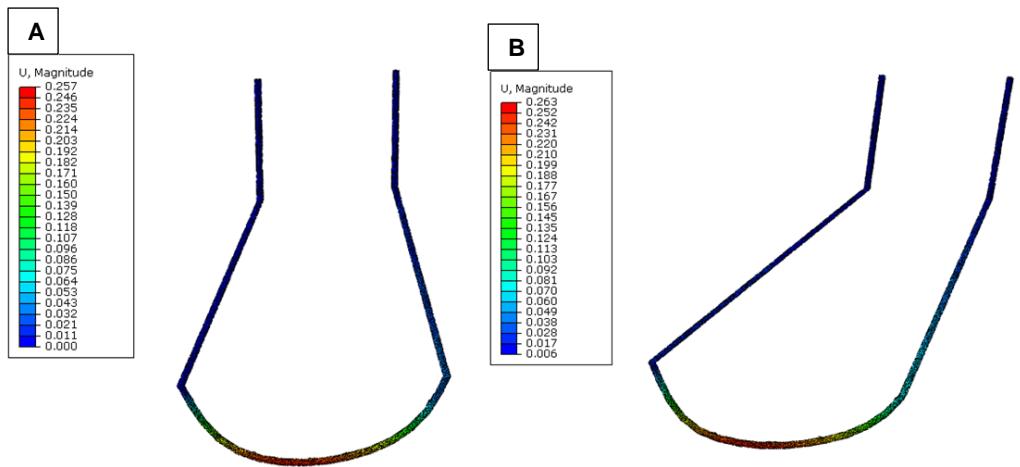


Figura 5.68 – Distribuição dos níveis de deslocamento resultante [mm] para os fios de sutura. (A) Fio de sutura 1, (B) Fio de sutura 2.

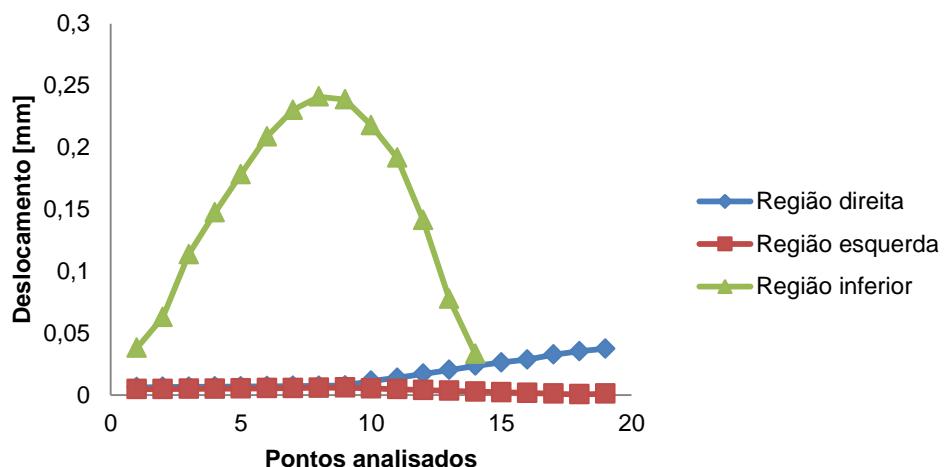


Figura 5.69 – Curvas de deslocamento resultante para as diferentes regiões do fio de sutura 1.

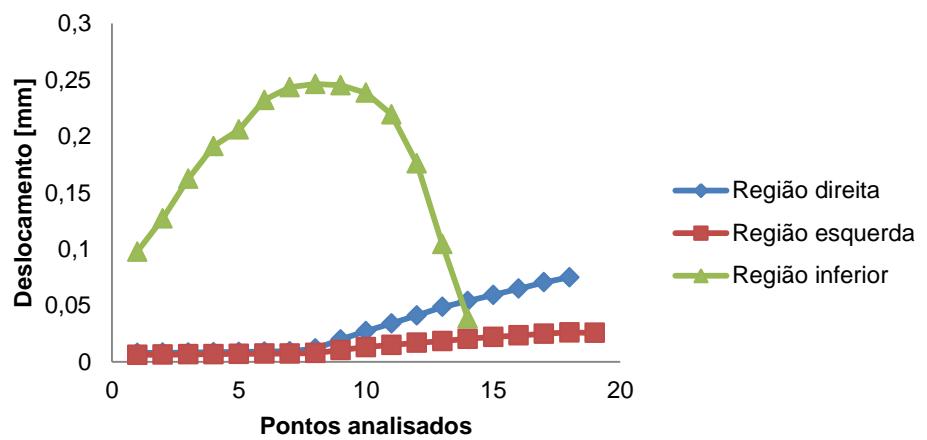


Figura 5.70 – Curvas de deslocamento resultante para as diferentes regiões do fio de sutura 2.

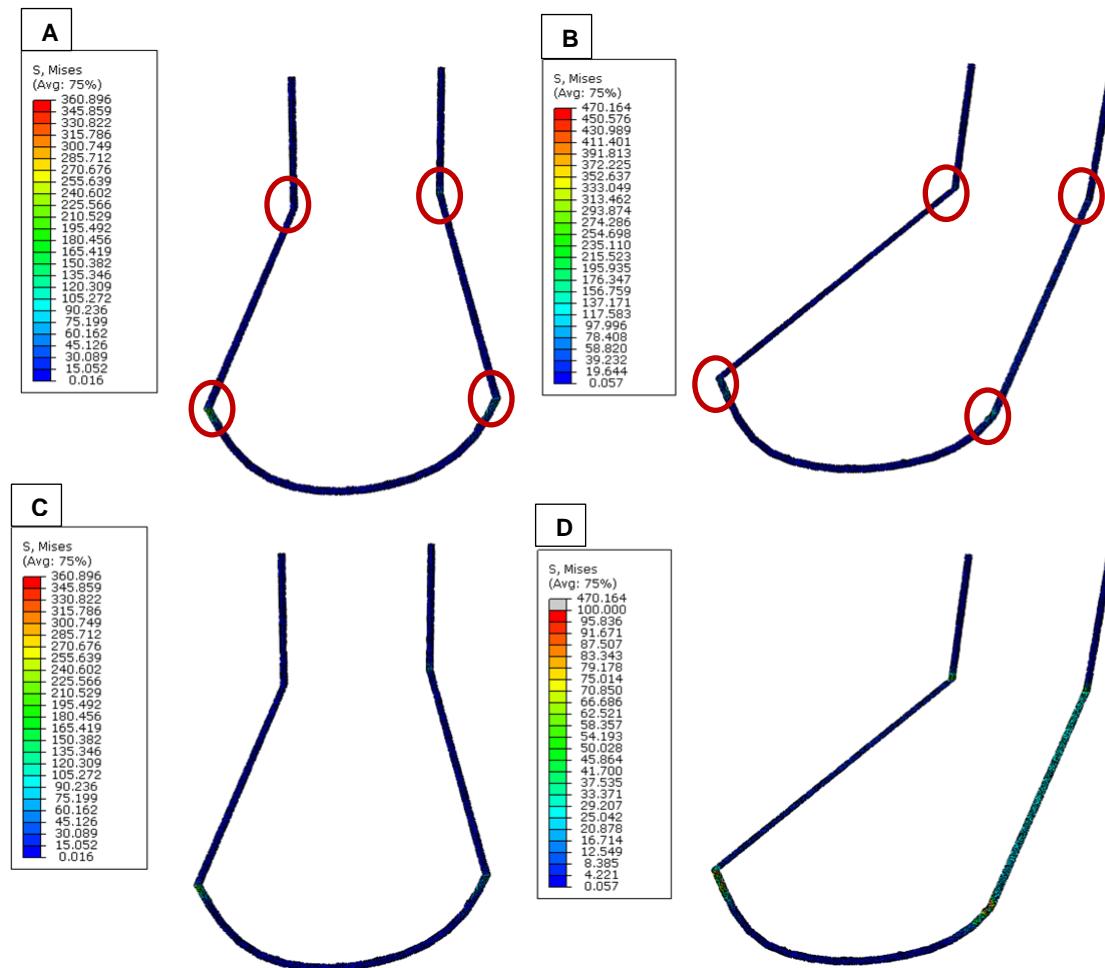


Figura 5.71 – Distribuição dos valores de tensão [MPa] para os fios de sutura. (A) Fio de sutura 1, (B) Fio de sutura 2, (C) Escala de valores modificados para o fio1 e (D) Escala de valores modificada para o fio 2.

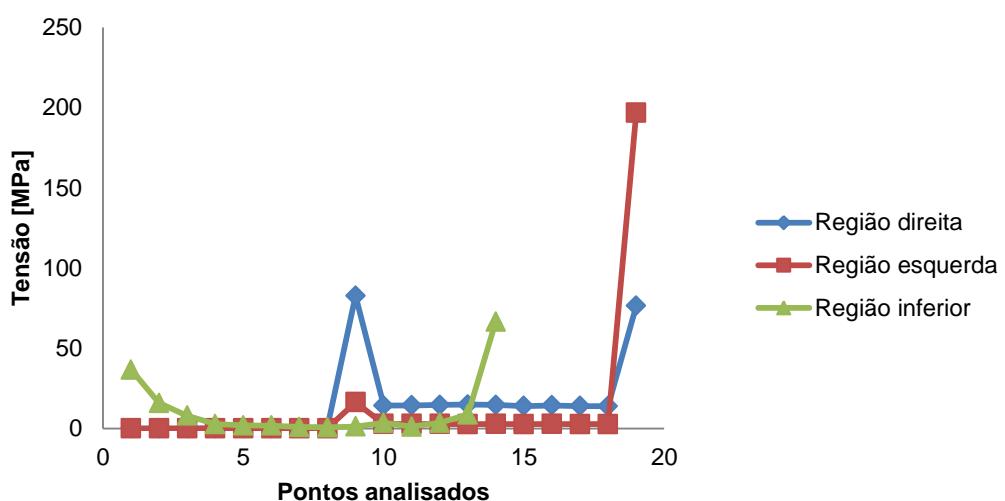


Figura 5.72 – Curvas de tensão de von Mises para as diferentes regiões do fio de sutura 1.

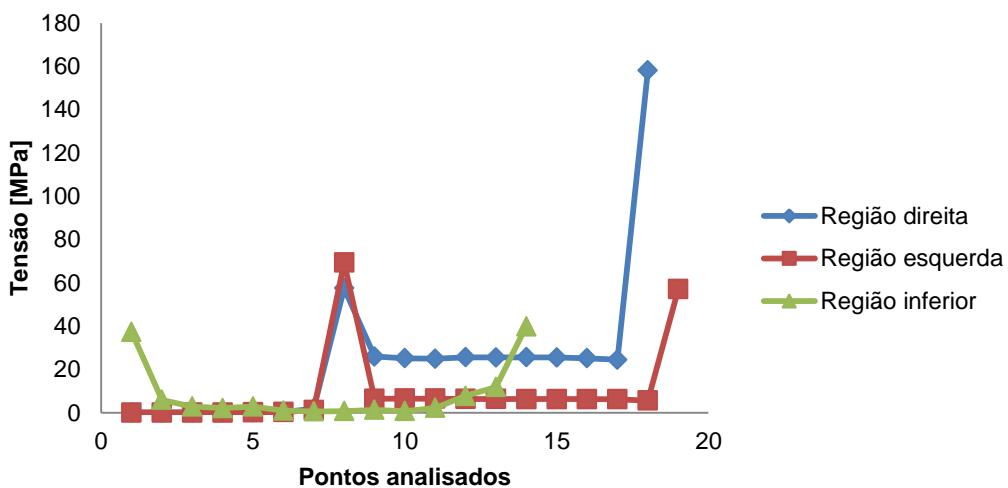


Figura 5.73 – Curvas de tensão de von Mises para as diferentes regiões do fio de sutura 2.

5.2.5. Avaliação das técnicas cirúrgicas

Os pacientes que sofrem luxação acromioclavicular e necessitam dos tratamentos cirúrgicos realizam avaliações radiográficas durante o período pré-operatório e pós-operatório. Com essas radiografias é avaliada a medida do desvio da clavícula luxada, como mostra a Fig. 5.74, através do cálculo: $((\text{Distância coracoclavicular do lado luxado} - \text{Distância coracoclavicular do lado normal}) \times 100) / \text{Distância coracoclavicular do lado normal}$ (ASSUNÇÃO et al., 2011). A distância considerada normal pelos médicos ortopedistas é a de aproximadamente 12 mm entre a clavícula e o processo coracóide. Nos modelos estudados foi medida a distância entre um ponto localizado na clavícula e um ponto no processo coracóide, assim como mostra a Fig. 5.75. O objetivo foi avaliar a diferença entre a medida original e após a aplicação do deslocamento. Os pontos selecionados foram os mesmos em todos os modelos. O valor encontrado no modelo intacto foi usado como referência para comparação com os modelos dos procedimentos cirúrgicos, pois o modelo cirúrgico que apresentar a distância mais próxima à encontrada no modelo intacto garantirá as condições de estabilidade à articulação mais parecida com a original.



Figura 5.74 – Radiografia ântero-posterior com a medida da distância coracoclavicular de ambos os lados (ASSUNÇÃO et al., 2011).

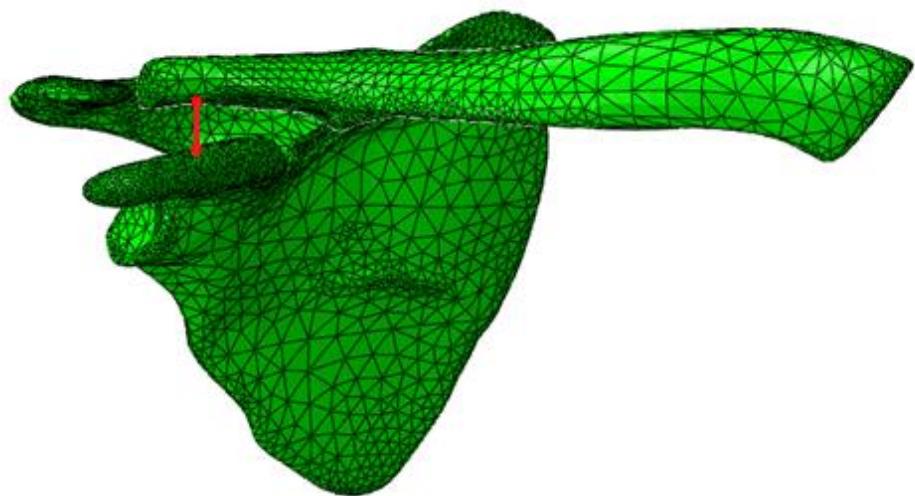


Figura 5.75 – Pontos selecionados para a medida da distância entre a clavícula e o processo coracóide.

As distâncias medidas são mostradas na Tab. 5.9, onde é possível verificar que os valores determinados entre a clavícula e o processo coracóide nos modelos numéricos das técnicas cirúrgicas encontram-se inseridos no padrão de aproximadamente 12 mm, aceito pela comunidade médica. Observa-se que comparando os resultados obtidos para os dois procedimentos cirúrgicos a diferença encontrada foi de apenas 0,001 mm.

Tabela 5.9 – Distância medida entre a clavícula e o processo coracóide para os modelos simulados.

Modelos numéricos	Distância entre a clavícula e o processo coracóide [mm]
Sem aplicação das condições de contorno	9,9003
Articulação acromioclavicular intacta	10,3137
Técnica de Weaver-Dunn	10,1754
Técnica dos Amarrilhos Coracoclaviculares	10,1764

Os valores máximos de deslocamentos resultantes e tensão de von Mises nos componentes dos modelos numéricos estudados estão mostrados nas Tabs. 5.10 e 5.11, respectivamente. O modelo do ombro sem lesão apresentou deslocamentos maiores do que os modelos reparados pelas técnicas cirúrgicas, o que pode ter ocorrido devido à propriedade hiperelástica utilizada para os ligamentos. Os ligamentos apresentaram deslocamentos que não ultrapassam o deslocamento máximo encontrado para os ligamentos coracoacromial e coracoclaviculares no trabalho de Santos et al. (1999), que foram de 9,71 mm e 11,13 mm, respectivamente. Dentre os ligamentos do modelo do ombro intacto, o trapezóide obteve os maiores níveis de tensão e deslocamento.

Nos três modelos, o úmero foi a estrutura que apresentou os maiores deslocamentos e a clavícula os menores, em razão das condições de contorno consideradas. Já para os fios de sutura observaram-se deslocamentos semelhantes entre eles e que foram menores do que o deslocamento médio na ruptura de 34,19 mm encontrado para o fio FiberWire® nº2. Com relação à tensão, os fios de sutura dos diferentes modelos também apresentaram valores próximos, sendo o fio na posição 2 o mais solicitado. As forças aproximadas que atuaram nos fios foram calculadas através das tensões obtidas nos pontos determinados ao longo do fio e da área da seção, considerando o diâmetro de 0,5 mm. Os valores encontrados são mostrados na Tab. 5.12, onde é possível notar que os resultados não atingiram a força de ruptura de 240,17 N obtida nos testes de tração. Como foi comentado anteriormente, todas as estruturas ósseas e ligamentares tiveram tensões máximas menores do que às suas tensões máximas de ruptura.

Tabela 5.10 – Valores máximos de deslocamento resultante [mm] para os componentes dos diferentes modelos numéricos.

Componente do modelo	Ombro sem lesões	Técnica de Weaver-Dunn	Técnica dos amarrilhos coracoclaviculares
Clavícula	0,76	0,01	0,01
Escápula	6,74	4,82	4,85
Fio de sutura 1	-	0,25	0,26
Fio de sutura 2	-	0,26	0,26
Ligamento Acromioclávicular	0,81	-	-
Ligamento Coracoacromial	1,08	-	0,83
Ligamento Conóide	1,95	-	-
Ligamento Trapezóide	1,96	-	-
Ligamento Coracoacromial Transferido	-	0,77	-
Úmero	19,69	16,02	16,13

Tabela 5.11 – Valores máximos de tensão de von Mises [MPa] para os componentes dos diferentes modelos numéricos.

Componente do modelo	Ombro sem lesões	Técnica de Weaver-Dunn	Técnica dos amarrilhos coracoclaviculares
Clavícula	9,27	167,69*	251,44*
Escápula	120,30*	670,49*	690,88*
Fio de sutura 1	-	348,03	360,90
Fio de sutura 2	-	572,52	470,16
Ligamento Acromioclávicular	46,38*	-	-
Ligamento Coracoacromial	0,05	-	0,02
Ligamento Conóide	2,50	-	-
Ligamento Trapezóide	5,94	-	-
Ligamento Coracoacromial Transferido	-	0,32	-
Úmero	0,77	0,58	0,58

* Os valores de tensão máxima não expressam as reais tensões atuantes no componente em geral, pois ocorreram em regiões pontuais, devido à aplicação das condições de contorno ou às irregularidades da geometria e da malha.

Tabela 5.12 – Valores da força média nos fios de sutura 1 e 2 para as técnicas cirúrgicas.

	Técnica de Weaver-Dunn		Técnica dos amarrilhos coracoclaviculares	
	Fio 1	Fio 2	Fio 1	Fio 2
Força média [N]	2,57	3,40	2,58	2,91

O estudo de Harris et al. (2000) mostrou que os amarrilhos coracoclaviculares e as âncoras de sutura apresentaram resistência máxima similar à obtida para o ligamento íntegro, de 423 ± 169 N e 366 ± 96 N, respectivamente. No entanto, os deslocamentos observados foram significativamente maiores, de $26,12 \pm 6,8$ mm e $14,52 \pm 2,6$ mm, e com valores de rigidez menores, de 23 ± 7 N/mm e 28 ± 4 N/mm. Ao mesmo tempo, a técnica com a transferência do ligamento coracoacromial foi a menos resistente, com 145 ± 107 N, e com menor rigidez, 8 ± 4 N/mm e alongamento de $11,65 \pm 3,6$ mm.

Não se observou no estudo de Motamed et al. (2000) diferenças significativas entre os resultados para a carga média de ruptura do ligamento intacto, $724,9 \pm 230,9$ N, e os processos utilizando sutura trançada de polidioxanona (PDS), $676,7 \pm 115,4$ N, ou sutura trançada de polietileno passada através da clavícula, $986,1 \pm 391,1$ N, ou em torno da clavícula, $762,7 \pm 218,2$ N. De acordo com Motamed et al. (2000), é desejável que a reparação possua valores de resistência e rigidez semelhantes às do complexo do ligamento coracoclavicular intacto, protegendo assim contra cargas fisiológicas e, ao mesmo tempo, permitindo o movimento fisiológico entre a clavícula e o coracóide. Dentre os procedimentos avaliados foi indicado o uso de duas suturas de polietileno trançado passadas através do furo 2,5 mm na clavícula para minimizar a subluxação anterior da clavícula.

No presente estudo observou-se que ocorreu redução da distância coracoclavicular nos modelos de avaliação das técnicas cirúrgicas, para as condições propostas. Segundo o trabalho de Jari et al. (2004), os movimentos em direções acopladas aumentaram significativamente quando usados os amarrilhos coracoclaviculares e a transferência do ligamento coracoacromial, em resposta a todas as condições de carregamento. Entretanto, os valores das translações associadas sofreram reduções. Segundo Jari et al. (2004), apesar da técnica dos amarrilhos coracoclaviculares ser considerada uma boa opção cirúrgica pode ocorrer a perda da redução da clavícula distal, sendo necessária outra fixação adicional. Apesar dessa desvantagem, os resultados obtidos para a técnica de Weaver-Dunn sugerem que a ressecção da clavícula distal pode afetar a estabilidade da articulação acromioclavicular e caso a cápsula acromioclavicular fosse mantida intacta poderia auxiliar na redução do movimento excessivo. Assim, os procedimentos de reconstrução que preservam as superfícies de articulação e mantem forças de contato reduzidas são preferíveis.

Com base nos resultados que mostraram diferentes comprimentos e padrões de tensão entre os ligamentos conóide e trapezóide, durante a abdução do ombro, foi sugerido que a reconstrução independente desses dois ligamentos possibilita uma melhor execução dos movimentos fisiológicos da articulação acromioclavicular. Assim, a escolha por fixações

rígidas da articulação acromioclavicular, como pinos, parafusos Bosworth e placas de gancho, não seria recomendada, pois podem causar uma tensão excessiva na articulação que levaria à perda do parafuso ou falha do dispositivo (SEO et al., 2012).

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Avaliou-se neste trabalho a influência da transferência do ligamento coracoacromial nas técnicas cirúrgicas para estabilização da articulação acromioclavicular, após sofrer uma luxação. Os deslocamentos resultantes e as tensões de von Mises foram comparados com a articulação intacta. As condições de contorno propostas simularam um deslocamento do úmero de 10 mm na direção da abdução do membro superior. O comportamento mecânico dos fios de sutura usados na substituição dos ligamentos coracoclaviculares foi avaliado através de testes de tração. Neste aspecto, as principais conclusões do trabalho são:

- Os fios de sutura constituídos de polimistura, como o FiberWire® e o HiFi®, apresentaram maiores valores de resistência à tração do que os fios de poliéster, como o Ethibond®;
- Na articulação acromiclavicular intacta, para as condições propostas, o ligamento trapezóide apresentou os maiores níveis de tensão, seguido pelos ligamentos conóide, acromioclavicular e coracoacromial. Os níveis de tensão resultantes nas estruturas ósseas e ligamentares do modelo não superaram os limites de ruptura, indicando que não ocorreria falha estrutural;
- Considerando o impacto na articulação, observou-se que os ligamentos acromioclavicular, trapezóide e conóide apresentaram níveis de tensão acima dos limites de ruptura, indicando que poderia ocorrer uma luxação. Ao passo que o ligamento coracoacromial apresentou valores de tensão abaixo do limite de ruptura;
- A distância coracoclavicular, nas condições testadas, mostrou que as técnicas cirúrgicas avaliadas possuem um comportamento semelhante. Dessa forma,

considerando as simplificações dos modelos, pode-se concluir que não haveria influência positiva na realização da transferência do ligamento coracoacromial no procedimento cirúrgico.

Sugestões para trabalhos futuros:

A proposta inicial foi avaliar o processo de estabilização da articulação acromioclavicular promovida pela técnica de Weaver-Dunn e pela técnica dos amarrilhos coracoclaviculares. Para a continuação dos estudos nessa área, sugerem-se como atividades futuras:

- Simular diferentes condições de contorno no modelo tridimensional de elementos finitos, visando analisar o comportamento da articulação intacta e após a reparação com outros tipos de movimento da articulação acromioclavicular;
- Considerar outros modelos constitutivos hiperelásticos para os ligamentos e verificar os efeitos desses parâmetros nos resultados obtidos;
- Considerar um modelo numérico mais elaborado para as estruturas ósseas levando em consideração a anisotropia do material e outros elementos presentes na articulação;
- Aprimorar a geometria dos fios de sutura, para que não ocorram pontos específicos de concentração de tensão;
- Implementar análises *in vitro* comparando os efeitos de estabilização para as técnicas testadas;
- Avaliar as técnicas cirúrgicas através de pesquisas clínicas.

CAPÍTULO V

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM D2256/D2256 M - 10^{e1}**: Standard Test Method for Tensile Properties of Yarns by Single Strand Method. Pensilvânia: ASTM, 2010.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR: 13904:2003**: Fios de sutura cirúrgica. Rio de Janeiro: ABNT, 2003.

ASSUNÇÃO, H.; FERREIRA NETO, A.; BENEGAS, E.; MALAVOLTA, A.; GRACITELLI, M. E. C.; ANDRADE E SILVA,. Reconstrução Coracoclavicular com Enxerto Tendíneo na Luxação Acromioclavicular Crônica. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 19, n. 5, p. 299-304, 2011.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; RICHARDS, D. P. Sutures and Suture Anchors: Update 2003. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 19, n. 9, p. 985-990, Novembro 2003.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; COONS, D. A.; BOOTHBY, M. H. Sutures and Suture Anchors—Update 2006. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 22, n. 10, p. 1063 - 1069, Outubro 2006.

CORREIA, A. N. Estudo da Biomecânica do Ombro. **Dissertação. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica**, Julho 2011. 112.

COSTIC, R. S.; VANGURA, A.; FENWICK, J. A.; RODOSKY, M. W.; DEBSKI, R. E. Viscoelastic behavior and structural properties of the coracoclavicular ligaments. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 13, p. 305-310, 2003.

FAVRE, P.; SNEDEKER, J. G.; GERBER, C. Numerical modelling of the shoulder for clinical applications. **Philosophical Transactions of the Royal Society A**, n. 367, p. 2095–2118, Abril 2009.

FLATOW, E. L. The Biomechanics of the Acromioclavicular, Sternoclavicular, and Scapulothoracic Joints. **Instructional Course Lectures**, v. 42, p. 237-245, 1993.

FUKUDA, K.; CRAIG , E. V.; AN, K. N.; COFIELD, R. H.; CHAO, E. Y. S. Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 68, p. 434-440, 1986.

GUIMARÃES, M.V. **Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador**. 2013. 150 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 3^a. ed. [S.I.]: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical Basis of Human Movement**. 3^a. ed. [S.I.]: Editora Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

HARRIS, D. A.; SPEARS, I. R. The effect of rugby shoulder padding on peak impact force attenuation. **Bristish Journal of Sports Medicine**, v. 44, p. 210-213, 2010.

HARRIS, R. I.; WALLACE, A. L.; HARPER, G. D.; GOLDBERG, J. A.; SONNABEND, D. H.; WALSH, W. R. Structural Properties of the Intact and the Reconstructed Coracoclavicular Ligament Complex*. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 1, p. 103-108, 2000.

HOGFORS, C.; SIGHOLM, G.; HERBERTS, P. Biomechanical Model of the Human Shoulder. **Journal of Biomechanics**, v. 20, n. 2, p. 157-166, 1987.

HOLT, E. M.; ALLIBONE, R. O. Anatomic variants of the coracoacromial ligament. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 4, p. 370-375, 1995.

IWAMOTO, M.; MIKI, K.; YANG, H. K. Development of a Finite Element Model of the Human Shoulder to Investigate the Mechanical Responses and Injuries in Side Impact. **JSME International Journal Series C**, v. 44, n. 4, p. 1072-1081, 2001.

IZADPANAH, K.; JAEGER, M.; MAIER, D.; OGON, P.; HONAL, M.; VICARI, M.; HENNIG, J.; SÜDKAMP, N. P.; WEIGEL, M. Tendon Graft Fixation Sites at the Coracoid Process for Reconstruction of the Coracoclavicular Ligaments: A Kinematic Evaluation of Three Different Surgical Techniques. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 29, n. 2, p. 317-324, Fevereiro 2013.

JARI, R.; COSTIC, R. S.; RODOSKY, M. W.; DEBSKI, R. E. Biomechanical Function of Surgical Procedures for Acromioclavicular Joint Dislocations. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 20, n. 3, p. 237-245, Março 2004.

JHAMB, A.; GOLDBERG, J.; HARPER, W.; BUTLER, A.; SMITHAM, P. J.; WALSH, W. R. **String Theory**: An Examination of the Properties of "High Strength" Suture Materials. Annual Scientific Meeting of the Australian Orthopaedic Association. Gold Coast: [s.n.]. 2007.

JOHANSEN, J. A.; GRUTTER, P. W.; MCFARLAND, E. G.; PETERSEN, S. A. Acromioclavicular joint injuries: indications for treatment and treatment options. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 20, p. S70-S82, 2011.

LÄDERMANN, A.; GUEORGUIEV, B.; STIMEC, B.; FADEL, J.; ROTHSTOCK, S.; HOFFMEYER, P. Acromioclavicular joint reconstruction: a comparative biomechanical study of three techniques. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 22, p. 171-178, 2013.

LANIR, Y. A structural theory for the homogeneous biaxial stress-strain relationships in flat collagenous tissues. **Journal of Biomechanics**, v. 12, p. 423-436, 1979.

LANIR, Y. Constitutive equations for fibrous connective tissues. **Journal of Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 1-12, 1983.

MAZZOCCA, A. ; ARCIERO, R. ; BICOS, J. Evaluation and Treatment of Acromioclavicular Joint Injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 2, p. 316-329, 2007.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia Orientada para Clínica**. 4^a. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2005.

MOTAMEDI, A. R.; BLEVINS, F. T.; WILLIS, M. C.; MCNALLY, T. P.; SHAHINPOOR, M. Biomechanics of the Coracoclavicular Ligament Complex and Augmentations Used in Its

Repair and Reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 28, n. 3, p. 380-384, 2000.

NAJIBI, S.; BANGLMEIER, R.; MATTA, J. M.; TANNAST, M. Material Properties of Common Suture Materials in Orthopaedic Surgery. **The Iowa Orthopaedic Journal**, v. 30, p. 84 - 88, 2001.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica Básica do Sistema Muscoesquelético**. 3^a. ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2003.

PONCE, B. ; MILLETT, P. ; WARNER, J. J. P. Acromioclavicular Joint Instability - Reconstructions Indications and Techniques. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 12, n. 1, p. 35-42, Janeiro 2004.

QUAPP, K. M.; WEISS, J. A. Material characterization of human medial collateral ligament. **ASME Journal of Biomechanics Engineering**, v. 120, p. 757-763, 1998.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine**. 2^a. ed. San Diego: Editora Elsevier, 2004.

SALZMANN, G. M.; PAUL, J.; SANDMANN, G. H.; IMHOFF, A. B.; SCHÖTTLE, P. B. The Coracoidal Insertion of the Coracoclavicular Ligaments: An Anatomic Study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 12, 2008.

SANTOS, S. M.; FALOPPA, F.; NICOLETTI, S.; VOLPON, J. B. Ensaios de tração nos ligamentos coracoacromiais e coracoclaviculares de cadáveres humanos. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 34, n. 1, p. 63-68, Janeiro 1999.

SARDENBERG, T.; MÜLLER, S. S.; SILVARES, P. R. A.; MENDONÇA, A. B.; MORAES, R. R. D. L. Avaliação das propriedades mecânicas e dimensões de fios sutura utilizados em cirurgias ortopédicas. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 11, p. 88-94, Abril/Junho 2003.

SELLARDS, R. Anatomy and Biomechanics of the Acromioclavicular Joint. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 12, n. 1, p. 2-5, Janeiro 2004.

SEO, Y.; YOO, Y.; NOH, K.; SONG, S.; LEE, Y.; KIM, H.; KIM, H. Y. Dynamic Function of Coracoclavicular Ligament at Different Shoulder Abduction Angles: A Study Using a 3-Dimensional Finite Element Model. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 28, n. 6, p. 778-787, Junho 2012.

STINE, I. A.; VANGSNESS JR, C. T. Analysis of the Capsule and Ligament Insertions about the Acromioclavicular Joint: A Cadaveric Study. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 25, n. 9, p. 968-974, Setembro 2009.

TAKASE, K. The coracoclavicular ligaments: an anatomic study. **Surgical and Radiologic Anatomy**, v. 32, p. 683-688, 2010.

THOMAS, K.; LITSKY, A.; JONES, G.; BISHOP, J. Y. Biomechanical Comparison of Coracoclavicular Reconstructive Techniques. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 4, p. 804-810, 2011.

TICKER, J. B.; FLATOW, L.; PAWLUK, J.; SOSLOWSKY, J.; RATCLIFFE, ; ARNOCKZY, S. P.; MOW, C.; BIGLIANI, L. U. The inferior glenohumeral ligament: A correlative investigation. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 15, p. 665 - 674, Novembro/Dezembro 2006.

VEEGER, H. E. J.; VAN DER HELM, F. C. T. Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 2119-2129, 2007.

VIIDIK, A. A rheological model for uncalcified parallel-fibred collagenous tissue. **Journal of Biomechanics**, v. 1, p. 3-11, 1968.

WEISS, J. A.; GARDINER, J. C. Computational Modeling of Ligament Mechanics. **Critical Reviews™ in Biomedical Engineering**, v. 29, n. 4, p. 1-70, 2001.

WEISS, J. A.; GARDINER, J. C.; ELLIS, B. J.; LUJAN, J.; PHATAK, S. Three-dimensional finite element modeling of ligaments: Technical aspects. **Medical Engineering & Physics**, v. 27, p. 845-861, 2005.

WELLMANN, M.; LODDE, I.; SCHANZ, S.; ZANTOP, T.; RASCHKE, M. J.; PETERSEN, W. Biomechanical Evaluation of an Augmented Coracoacromial Ligament Transfer for Acromioclavicular Joint Instability. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 24, n. 12, p. 1395-1401, Dezembro 2008.

WRIGHT, P. B.; BUDOFF, J. E.; YEH, M. L.; KELM, Z. S.; LUO, Z. P. Strength of Damaged Suture: An In Vitro Study. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 22, n. 12, p. 1270-1275, Dezembro 2006.

WÜST, D. M.; MEYER, D. C.; FAVRE, P.; GERBER, C. Mechanical and Handling Properties of Braided Polyblend Polyethylene Sutures in Comparison to Braided Polyester and

Monofilament Polydioxanone Sutures. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 22, n. 11, p. 1146-1153, Novembro 2006.

ZIHLIF, A. M.; DUCKETT, R. A.; WARD, I. M. The Poisson's ratio of ultra-drawn polyethylene and polypropylene fibres using Michelson interferometry. **Journal of Materials Science**, v. 13, p. 1837-1840, 1978.