

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE MECÂNICA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

BRUNO HENRIQUE HOINSCHY
THOMAS GABRIEL TANAKA

**ESTUDO DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO E MODELAGEM
GEOMÉTRICA DE DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO EMPREGADO EM TÉCNICA
CIRÚRGICA PARA REPARO DO MANGUITO ROTADOR**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO
(Tcc2 - Nº de Inscrição - 23)

CURITIBA
2017

BRUNO HENRIQUE HOINSCHY
THOMAS GABRIEL TANAKA

**ESTUDO DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO E MODELAGEM
GEOMÉTRICA DE DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO EMPREGADO EM
TÉCNICA CIRÚRGICA PARA REPARO DO MANGUITO ROTADOR**

Monografia do Projeto de Pesquisa apresentada à disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso -Tcc2 - do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para aprovação na disciplina.

Orientador: Prof. Sidney Carlos Gasoto,
Msc.

CURITIBA

2017

TERMO DE APROVAÇÃO

Por meio deste termo, aprovamos a monografia do Projeto de Pesquisa "ESTUDO DO PROCESSO DE FABRICAÇÃO E MODELAGEM GEOMÉTRICA DE DISPOSITIVO DE FIXAÇÃO EMPREGADO EM TÉCNICA CIRÚRGICA PARA REPARO DO MANGUITO ROTADOR", realizado pelos alunos Bruno Henrique Hoinschy e Thomas Gabriel Tanaka, como requisito para aprovação na disciplina de Trabalho de Conclusão de Curso 2, do curso de Engenharia Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Prof. Msc. Sidney Carlos Gasoto
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Orientador

Prof. Dsc. Celso Salamon
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Prof. Dsc. Marjorie Benegra
Departamento Acadêmico de Mecânica, UTFPR
Avaliador

Curitiba, 06 de dezembro de 2017.

RESUMO

HOINSCHY, Bruno. TANAKA, Thomas. **Estudo do processo de fabricação e modelagem geométrica de dispositivo de fixação empregado em técnica cirúrgica para reparo do manguito rotador**. 2017. 83 p. Monografia de Trabalho de Conclusão de Curso - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Resumo: Este trabalho se propôs a desenvolver um modelo geométrico de dispositivo de fixação empregado em cirurgia artroscópica de reparo do manguito rotador que disponha de canais extras para a inserção de fios de sutura, minimizando a tensão individual imposta durante e após o procedimento. Em seguida, foi realizada simulação numérica a fim de avaliar a viabilidade da solução gerada dados valores de entrada de tensão e torção baseados em uma situação real. Finalmente, foi fabricado, em um centro de usinagem CNC, um protótipo da âncora, com o objetivo de visualizar o acabamento possível de ser atingido através de operações convencionais de usinagem.

Palavras-chave: Manguito rotador. Âncora de sutura. Biocompatível. Modelagem geométrica. Artroscopia.

ABSTRACT

HOINSCHY, Bruno; TANAKA, Thomas. **Study of the manufacturing process and geometric modelling of a fixation device used in surgical technique for repair of the rotator cuff.** 2017. 83 p. Monografia de Trabalho de Conclusão de Curso - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

Abstract: This project aimed to develop a geometric model of fixation device used in arthroscopic repair of the rotator cuff that has extra channels for the insertion of sutures, minimizing the individual tension imposed during and after the procedure. Then, a numerical simulation was performed in order to evaluate the viability of the generated solution given loading and torsion input values based on a real situation. Finally, a prototype of the anchor was fabricated in a CNC machining center, with the aim of visualizing the possible finish degree to be achieved through conventional machining operations.

Keywords: Rotator cuff. Suture anchors. Biocompatible. Geometric modelling. Arthroscopy.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ANATOMIA DO OMBRO E DOS TENDÕES DO MANGUITO ROTADOR	12
FIGURA 2 – OS TRÊS OSSOS DO OMBRO HUMANO: ÚMERO, CLAVÍCULA E ESCÁPULA	16
FIGURA 3 - A INCLINAÇÃO DA CABEÇA UMERAL EM RELAÇÃO AO EIXO MÉDIO DA DIÁFISE E A RETROVERSÃO DA ESTRUTURA.....	16
FIGURA 4 - VISTA FRONTAL DA ESCÁPULA DIREITA.....	17
FIGURA 5 - VISTA INFERIOR DA CLAVÍCULA.....	18
FIGURA 6 - VISTA TRANSVERSAL DA ARTICULAÇÃO ACROMIOVENTRICULAR: A) SUPERFÍCIES ARTICULARES; B) CÁPSULA ARTICULAR; C) CAVIDADE ARTICULAR	19
FIGURA 7 - OS LIGAMENTOS GLENOUMERAIS SUPERIOR (1), MEDIAL (2) E INFERIOR (3) DA ARTICULAÇÃO GLENOUMERAL	21
FIGURA 8 - VISTA LATERAL DA ARTICULAÇÃO DO OMBRO APÓS A REMOÇÃO DO MÚSCULO DELTOIDE	22
FIGURA 9 - CORTE TRANSVERSAL DA ARTICULAÇÃO ESTERNOCLAVICULAR	23
FIGURA 10 - OS EIXOS TRANSVERSAL (A-A'), SAGITAL (B-B') E VERTICAL (C-C') DO OMBRO	24
FIGURA 11 - VISTA LÁTERO-POSTERIOR DOS MÚSCULOS DO OMBRO.....	25
FIGURA 12 - ATUAÇÃO DOS MÚSCULOS: 1 - ADUÇÃO, 2 - ABDUÇÃO, 3 - ROTAÇÃO MEDIAL (INTERNA), 4 - ROTAÇÃO LATERAL (EXTERNA).....	27
FIGURA 13 - INSERÇÃO DOS MÚSCULOS DO MANGUITO ROTADOR	27
FIGURA 14 - LESÕES DO MANGUITO ROTADOR	28
FIGURA 15 - EXEMPLO DE RADIOGRAFIA (A) E IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA (B) DO OMBRO DIREITO COM RUPTURA DO TENDÃO DO MÚSCULO SUPRAESPINHAL.....	29
FIGURA 16 - RESSONÂNCIA MAGNÉTICA COM RUPTURA DO TENDÃO DO MÚSCULO SUPRAESPINHAL.....	29
FIGURA 17 - PROCEDIMENTO ARTROSCÓPICO ESQUEMATIZADO	30
FIGURA 18 - ÂNCORAS E SUTURAS IMPLEMENTADAS	31
FIGURA 19 - ÂNCORAS DE SUTURA ABSORVÍVEL (A) E ESQUEMA DE SUTURA IMPLANTADA NO OSSO (B).....	32
FIGURA 20 - PONTO SIMPLES (A), PONTO HORIZONTAL (B), PONTO MASON-ALLEN MODIFICADO (C), PONTO LASSO-LOOP (D). OS PONTOS (C) E (D) SÃO MAIS RESISTENTES QUE OS PONTOS (A) E (B)	33
FIGURA 21 – <i>FOOTPRINT</i> DE UM ESPÉCIME CADAVERÍCO. (S) – REFORÇO FIBROSO DO MANGUITO ROTADOR, (H) – ÚMERO. AS FLECHAS BRANCAS APONTAM PARA A PORÇÃO EXPOSTA DO ÚMERO LOCALIZADA NA REGIÃO ENTRE A CARTILAGEM ARTICULAR E A ZONA DE INSERÇÃO DO TENDÃO SUPRAESPINHAL, E A FLECHA PRETA INDICA A LOCALIZAÇÃO DO TENDÃO SUPRAESPINHAL DISTAL	33
FIGURA 22 - LESÃO DO SUPRAESPINHAL (A). APÓS A PREPARAÇÃO DA PEGADA DO OSSO E COLOCAÇÃO DOS IMPLANTES, AS SUTURAS SÃO PASSADAS ATRAVÉS DO TENDÃO (B), SENDO OS NÓS FEITOS POSTERIORMENTE PARA A FINALIZAÇÃO ADEQUADA DA SUTURA (C).....	34
FIGURA 23 - UMA ÂNCORA NÃO-ROSCADA <i>IMPACT™</i> , COM DUAS ABERTURAS PARA A ENTRADA DOS FIOS DE SUTURA	35
FIGURA 24 – PRINCIPAIS TIPOS DE ROSCAS	41
FIGURA 25 - FLUXOGRAMA DO PROCESSO CNC.....	42
FIGURA 26 - SISTEMA DE REFERÊNCIA DO CNC	43
FIGURA 27 - BLOCOS DE EXECUÇÃO DE COMANDO NUMÉRICO FONTE: KOREN (1983).	44
FIGURA 28 – EXEMPLO DE CÓDIGOS UTILIZADOS EM UM PROGRAMA ESCRITO NA LINGUAGEM G-CODE.....	45
FIGURA 29 - MODELO DA PATENTE 6.045.573	50
FIGURA 30 - SKETCH DO EIXO	51
FIGURA 31 - MODELO EM 3D	51
FIGURA 32 - MODELAGEM DA ROSCA: A) DESENHO DE ROTA E PERFIL; B) SÓLIDO GERADO	51
FIGURA 33 - DETALHES DOS CANAIS DE SUTURA	52
FIGURA 34 - ROSCA WHITWORTH NORMAL	53
FIGURA 35 - MALHA GERADA DO COMPONENTE.....	54

FIGURA 36 - TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PEEK.....	57
FIGURA 37 - DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PEEK	57
FIGURA 38 - DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PEEK	58
FIGURA 39 - TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PLA.....	58
FIGURA 40 - DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PLA	59
FIGURA 41 - DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM PLA	59
FIGURA 42 - TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V	60
FIGURA 43 - DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V.....	61
FIGURA 44 - DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TRAÇÃO DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V.....	61
FIGURA 45 - TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PEEK.....	62
FIGURA 46 - DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PEEK.....	62
FIGURA 47 - DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PEEK.....	63
FIGURA 48 - TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PLA.....	64
FIGURA 49 - DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PLA.....	64
FIGURA 50 - DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM PLA.....	65
FIGURA 51 – TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V	66
FIGURA 52 – DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V.....	66
FIGURA 53 – DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE COMPRESSÃO, COM UMA CARGA NORMAL DE 430 N, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V.....	67
FIGURA 54 – TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PEEK.....	68
FIGURA 55 – DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PEEK	68
FIGURA 56 – DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PEEK.....	69
FIGURA 57 – TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PLA.....	70
FIGURA 58 – DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PLA	70
FIGURA 59 – DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM PLA.....	71
FIGURA 60 – TENSÕES DE VON MISES NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V	72
FIGURA 61 – DESLOCAMENTO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V	72
FIGURA 62 – DEFORMAÇÃO DOS ELEMENTOS NA MALHA GERADA NO ENSAIO DE TORÇÃO, COM UM MOMENTO DE 5,4 N.M, DO COMPONENTE EM TI-6AL-4V.....	73
FIGURA 63 – PROTÓTIPO DE ÂNCORA CIRÚRGICA DESENVOLVIDO EM CERA MAQUINÁVEL.....	74

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 - DESCRIÇÃO DA ANATOMIA DOS MÚSCULOS QUE COMPÕEM O MANGUITO ROTADOR.....	26
QUADRO 2 – DESCRIÇÃO DAS ETAPAS DE FABRICAÇÃO.....	75
QUADRO 3 - LISTA DAS FERRAMENTAS UTILIZADAS.....	75

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - PROPRIEDADES DE ÂNCORAS METÁLICAS E RESPECTIVOS CARREGAMENTOS DE FALHA SUPOSTOS.....	36
TABELA 2 - PROPRIEDADES FÍSICAS, MECÂNICAS E DE DEGRADAÇÃO DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA CONFECÇÃO DE IMPLANTES BIOABSORVÍVEIS	38
TABELA 3 - PROPRIEDADES DE ÂNCORAS BIOABSORVÍVEIS E RESPECTIVOS CARREGAMENTOS DE FALHA SUPOSTOS	39
TABELA 4 – PREÇO MÉDIO POR QUILOGRAMA DA LIGA TI-6AL-4V, DO PLA E DO PEEK.....	40
TABELA 5 - RESULTADOS DO CÁLCULO DOS PARÂMETROS DA ROSCA	53
TABELA 6 – TESTES MECÂNICOS REALIZADOS E RESPECTIVOS VALORES DOS PARÂMETROS ADOTADOS	55
TABELA 7 – PROPRIEDADES DOS MATERIAIS ADOTADOS NA REALIZAÇÃO DAS SIMULAÇÕES NUMÉRICAS	55

LISTA DE SIGLAS

CAD	<i>Computer-aided design</i>
CAE	<i>Computer-aided engineering</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing</i>
CNC	Comando numérico computadorizado
DLPLA	Poli(D,L-lactato)
DLPLG	Poli(D,L-lactato-co-glicolato)
ECM	<i>Natural cellular matrix</i>
GDL	Graus de Liberdade
LPLA	Ácido L-polilático
PCL	Policaprolactona
PDO	Polidioxanona
PEEK	Poliéter-éter-cetona
PGA	Ácido poliglicólico
PLA	Poliacetal
PGA-TMC	Ácido poliglicólico carbonato de trimetileno
RMI	Ressonância Magnética Intracraniana

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	11
1.2 OBJETIVOS	13
1.2.1 Objetivo Geral	13
1.2.2 Objetivos Específicos	13
1.3 JUSTIFICATIVA	13
2 REFERENCIAL TEÓRICO	15
2.1 ANATOMIA DO OMBRO.....	15
2.1.1 Sistema esquelético	15
2.1.2 Sistema articular.....	18
2.1.3 Sistema muscular	23
2.2 MANGUITO ROTADOR	25
2.3 LESÕES DO MANGUITO ROTADOR.....	27
2.4 PROCEDIMENTO ARTROSCÓPICO	30
2.5 MATERIAIS DE ENGENHARIA EMPREGADOS NA FABRICAÇÃO DE ÂNCORAS DE SUTURA.....	34
2.6 ROSCAS	40
2.7 PROCESSO DE FABRICAÇÃO	42
3 MATERIAIS E MÉTODO	46
3.1 MATERIAIS	46
3.2 MÉTODO.....	46
3.2.1 Metodologia de pesquisa.....	46
3.2.2 Planejamento e execução do projeto	47
4 RESULTADOS	49
4.1 MODELAGEM GEOMÉTRICA.....	49
4.1.1 Cálculo da rosca.....	52
4.2 ANÁLISE NUMÉRICA	53
4.3 FABRICAÇÃO	73
5 CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS	78

1 INTRODUÇÃO

As técnicas utilizadas para promover a melhora clínica em pacientes que sofreram lesões no ombro são inúmeras, o tratamento cirúrgico varia de acordo com cada caso, uma das técnicas existentes é a de sutura Mason-Allen modificada, a qual é caracterizada pelo uso de um dispositivo para reparação do complexo do manguito rotador (SCHEIBEL; HABERMEYER, 2003).

Trata-se de uma prótese que apresenta formato de âncora com uma cavidade alongada por onde passam dois fios, denominados fios de sutura, com os quais se realiza a conexão entre um tendão e o osso no qual o dispositivo foi inserido (GUIMARÃES, 2013).

Essa técnica é bem difundida no meio médico em lesões do manguito rotador (SNYDER, 2003). Entretanto, no Brasil, predomina a utilização de próteses metálicas, supostamente, em razão da baixa adesão dos médicos a próteses bioabsorvíveis, seja pela alegada menor resistência mecânica, seja pela experiência acumulada pelos profissionais na utilização de âncoras metálicas (SANTOS, 2015).

A alternativa às próteses metálicas, constituída por produtos fabricados com materiais biocompatíveis, disponíveis no mercado internacional desde os anos 2000, ainda é pouco desenvolvida no Brasil, embora, seu uso apresente vantagens em relação às próteses metálicas, no que diz respeito à necessidade de remoção posterior e interferências na geração de imagens para fins de diagnóstico e acompanhamento.

Visando minimizar o custo total do procedimento, ao propor a utilização de um produto fabricado em território nacional, este trabalho tem como objetivo estudar técnicas de modelagem e de fabricação de uma prótese que seja aplicável em procedimentos artroscópicos.

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O complexo do ombro se constitui como estrutura multifuncional articulada, a qual possui o maior número de graus de liberdade (GDL) de movimento do corpo humano. Os ligamentos e músculos são responsáveis pela movimentação do braço e antebraço. Essa função é desenvolvida pelo grupo do manguito rotador, localizado na articulação entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoidal da escápula, e formado pelos músculos supraespinhal, infraespinhal, subescapular e redondo menor, os quais auxiliam o músculo deltoide no levantamento do braço (GUIMARÃES, 2013). A Figura 1 destaca as posições em que estão inseridos os músculos do manguito rotador:

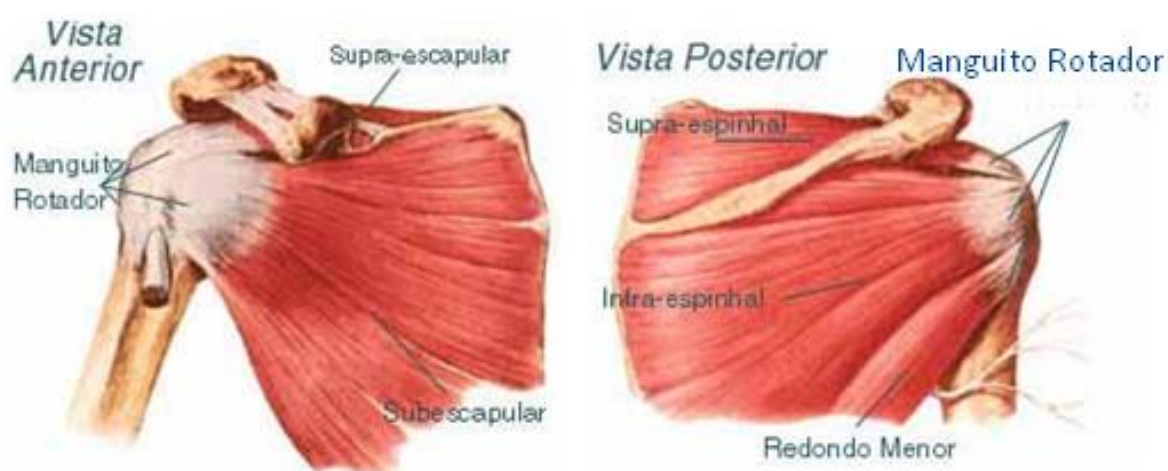


Figura 1 - Anatomia do ombro e dos tendões do manguito rotador
Fonte: Adaptado de Ortopedia e Traumatologia (2017).

Visto a complexidade biomecânica desse sistema, exige-se o estudo a partir da resistência mecânica e torque necessários para a correta concepção de uma prótese que atenderá às exigências inerentes a um procedimento artroscópico de reparo do manguito rotador. Para isso, Nho et al. (2009) citaram critérios para implantes do ombro bioabsorvíveis: (1) o implante deve ter uma resistência de fixação inicial para aderir o tecido mole ao osso; (2) as propriedades do material e o tempo de degradação do implante devem permitir satisfatória resistência durante o período de cicatrização do tecido; (3) o tempo de degradação completa do implante não deve ser muito grande a fim de evitar complicações similares às características aos implantes metálicos (GUIMARÃES, 2013).

1.2 OBJETIVOS

Nesta seção, são apresentados os objetivos geral e específicos definidos para a pesquisa.

1.2.1 Objetivo Geral

Propor uma metodologia de desenvolvimento de solução tecnicamente viável para a realidade do mercado brasileiro de dispositivo de fixação utilizado em procedimentos artroscópicos de reparação do manguito rotador.

1.2.2 Objetivos Específicos

- a) Desenvolver um modelo geométrico de âncora cirúrgica e simular numericamente os esforços aos quais o dispositivo seria submetido durante um procedimento artroscópico, para determinados materiais de engenharia;
- b) Gerar um protótipo através de um processo de fabricação com viabilidade técnica.

1.3 JUSTIFICATIVA

O desenvolvimento de próteses absorvíveis é justificado, pois se constituem de material que facilita eventual revisão cirúrgica, por meio de uso de ressonância

magnética, além de não permitirem laceração do enxerto se comparado com as próteses metálicas, que apresentam tais riscos com capacidade de fixação equivalente (SANTOS, 2015). Em estudos sobre artroses pós-operatórias, o uso de âncoras absorvíveis resulta em um risco menor na reincidência dessas enfermidades (MARTEL et al., 2016).

Prever o comportamento da prótese em meio aos esforços garante maior confiabilidade ao produto em desenvolvimento. A modelagem da âncora deve estar parametrizada para que a manutenção da fixação do tendão seja assegurada, bem como conferir resistência mecânica até a completa regeneração do tecido junto à estrutura óssea (SANTOS, 2015).

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo, serão apresentados os principais aspectos relacionados à anatomia do ombro e às características biomecânicas do complexo do manguito rotador, assim como as lesões mais comuns e os principais procedimentos cirúrgicos corretivos adotados. Por fim, são detalhados os tipos de dispositivos de fixação comumente empregados nessas cirurgias e correspondentes materiais constituintes.

2.1 ANATOMIA DO OMBRO

O ombro é o complexo formado por um conjunto de ossos, ligamentos, músculos e tendões, responsável por permitir uma grande variedade de movimentos dos braços e das mãos. Trata-se de estrutura caracterizada pela alta mobilidade, consequência do arranjo físico de seus componentes ósseos, em especial, o úmero e a escápula, proveniente da ação combinada dos sistemas articular e muscular, visando compensar o instável arranjo físico de suas estruturas ósseas (OMBREGT, 2013).

2.1.1 Sistema esquelético

O sistema ósseo, juntamente com os sistemas articular e muscular, forma o complexo locomotor humano. Seus constituintes atuam como alavancas que, quando acionadas pelos músculos, dinamizam os segmentos do corpo, sendo, então, classificados como elementos passivos do movimento (FATTINI; DANGELO, 2002).

As estruturas anatômicas ósseas presentes no ombro são o úmero, a escápula e a clavícula. É o modo com que se dá a interação mecânica entre esses componentes que acaba delimitando a gama de movimentos passíveis de serem

realizados, bem representada pelo número de GDL disponíveis de movimento em torno do ponto de articulação. Por sua vez, a mobilidade pode ser limitada pelo estado de conservação das estruturas periféricas (SCHENKMAN; RUGO DE CARTAYA, 1987). O complexo ósseo do ombro pode ser visualizado na Figura 2:

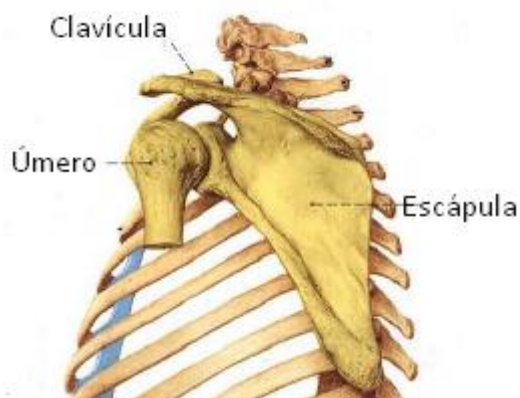


Figura 2 – Os três ossos do ombro humano: úmero, clavícula e escápula
Fonte: Adaptado de Putz (2000).

O úmero é o maior e mais longo osso do membro superior, apresentando uma região central composta por uma cabeça arredondada, o tubérculo maior, o sulco intertubercular, o tubérculo menor e a diáfise proximal. A cabeça do úmero forma um ângulo de 130° a 150° com o eixo médio da diáfise e apresenta-se retrovertida em 26° a 31° em relação ao eixo de flexão do cotovelo, como apresentado na Figura 3. Os músculos do manguito rotador estão conectados ao úmero por meio de tendões inseridos no tubérculo maior, no caso dos músculos supraespinhal, infraespinhal e redondo menor, e no tubérculo menor, no caso do músculo subescapular (TERRY; CHOPP, 2000).

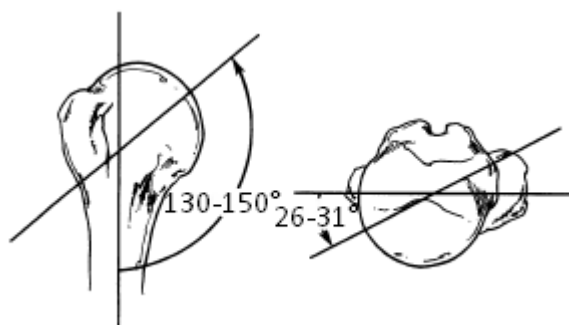


Figura 3 - A inclinação da cabeça umeral em relação ao eixo médio da diáfise e a retroversão da estrutura
Fonte: Adaptado de Terry (2000).

A escápula é um componente ósseo de pequena espessura, grande área superficial e formato triangular, como mostrado na Figura 4, que tem como principal função atuar como um sítio para anexação das estruturas musculares. Três grupos de músculos, dentre os quais, aqueles que compõem o complexo do manguito rotador, estão conectados ao osso, conferindo-lhe estabilidade e mobilidade e formando o sustentáculo articular do ombro (BEN KIBLER, 1998). Ressalta-se que o acrômio, presente na porção externa da escápula, além de delimitar a região na qual o manguito rotador está inserido, forma, em conjunto com a extremidade distal da clavícula, a articulação acromioclavicular, enquanto que a superfície de contato da cabeça do úmero com a cavidade glenoidal da escápula constitui a articulação glenoumeral (TERRY; CHOPP, 2000).

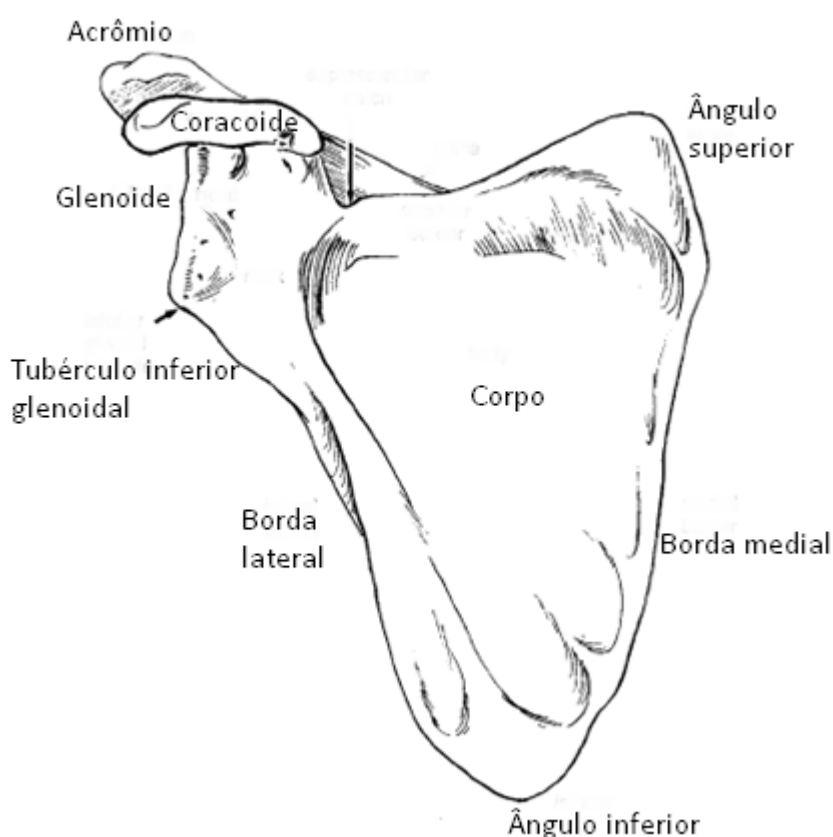


Figura 4 - Vista frontal da escápula direita
Fonte: Adaptado de Von Schroeder (2001).

Outra atribuição da escápula é realizar a junção do membro superior ao tórax, por meio de uma série de músculos que compõem a chamada articulação escapulotorácica (SCHENKMAN; RUGO DE CARTAYA, 1987).

A estrutura óssea do ombro é completada pela clavícula, que, assim como o úmero, é classificada como um osso longo pertencente ao membro superior, e permite que o membro realize o movimento de oscilação livre em relação à caixa torácica, fornecendo a sustentação necessária ao distribuir parte dos esforços solicitados para o esqueleto axial. Apresenta uma diáfise com uma porção côncava na extremidade lateral, a qual se articula com a face medial do acrômio, formando a articulação acromioclavicular, e uma porção convexa situada ao longo da extremidade medial, conectada à porção superior do osso esterno e à primeira cartilagem costal (VON SCHROEDER; KUIPER; BOTTE, 2001). Tal região de articulação é denominada articulação esternoclavicular, sendo esta a única junta óssea incumbida de conectar medialmente o membro superior ao tronco, enquanto a articulação acromioclavicular o faz lateralmente (TERRY; CHOPP, 2000). De acordo com Hurov (2009), essa limitada conexão entre a extremidade superior e o esqueleto axial contribui significativamente à mobilidade do ombro. A Figura 5 identifica as regiões esternal e acromial da clavícula:



Figura 5 - Vista inferior da clavícula
Fonte: Adaptado de Putz (2000).

A ação conjunta dos três ossos discutidos anteriormente, amparados pelas estruturas presentes nos sistemas articular e muscular, é o fator determinante para a grande mobilidade apresentada pelos membros superiores (OMBREGT, 2013).

2.1.2 Sistema articular

As regiões de contato entre os ossos são chamadas de articulações. A anatomia dessas estruturas exerce impacto direto na atividade cinemática apresentada por duas superfícies articulares, podendo limitá-la, quando se trata de indivíduos predispostos a sofrerem lesões articulares, ou maximizá-la, admitindo-se baixo grau de desgaste das juntas (SCHENKMAN; RUGO DE CARTAYA, 1987).

O sistema articular pode ser estratificado em três grandes conjuntos, de acordo com o tipo de tecido que preenche a lacuna interarticular das juntas, sendo eles: juntas fibrosas, juntas cartilagosas e juntas sinoviais (FATTINI; DANGELO, 2002).

Dado que as principais articulações do complexo do ombro são classificadas como juntas sinoviais, o trabalho em questão se aterá a descrever com mais detalhes esse grupo.

As juntas sinoviais, ou diartroses, são compostas por ao menos duas superfícies articulares, entremeadas pela cavidade da juntura, e uma cápsula articular anexada à estrutura óssea, conforme visualizado na Figura 6. Superfícies articulares possuem uma delgada camada de tecido cartilaginoso que se liga firmemente ao osso, sendo nutrida pelo líquido sinovial presente na cavidade articular, o qual também possui função lubrificante, e por difusão proveniente dos vasos capilares presentes na membrana sinovial. A cápsula articular é composta pela membrana sinovial, apresentando em sua constituição fibras elásticas, terminações nervosas e vasos sanguíneos, sendo que estes estão presentes em maior quantidade nas articulações mais ativas dinamicamente (KAHLE et al., 2004).

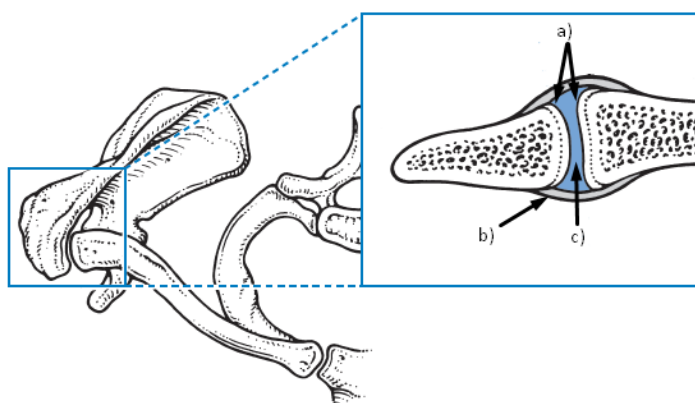


Figura 6 - Vista transversal da articulação acromioclavicular: a) superfícies articulares; b) cápsula articular; c) cavidade articular
Fonte: Adaptado de Ombregt (2013).

Além dos componentes citados anteriormente, as juntas sinoviais também podem ser caracterizadas pela presença de ligamentos, estruturas formadas essencialmente de tecido conjuntivo denso, rico em colágeno, substância que lhe confere altos índices de resistência mecânica. Sua principal função é contribuir na manutenção da estrutura esquelética, ao unirem as extremidades de ossos vizinhos e evitarem a ocorrência de deslocamentos do ponto original de articulação (DAVID et al., 1978).

O funcionamento pleno do complexo do ombro só é possível devido à ação integrada das juntas que constituem seu sistema articular, sendo elas listadas a seguir (SCHENKMAN; RUGO DE CARTAYA, 1987):

- a) articulação glenoumeral, localizada entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoidal da escápula;
- b) articulação acromioclavicular, posicionada entre a extremidade lateral da clavícula e a porção acromial da escápula;
- c) articulação esternoclavicular, formada pela junção da extremidade medial da clavícula e a região superior do esterno; e
- d) articulação escapulotorácica, composta por músculos que conectam os membros superiores à caixa torácica.

Visto que os músculos e tendões pertencentes ao manguito rotador exercem um papel crucial na movimentação da articulação glenoumeral (PEAT, 1986), justifica-se o maior interesse em fornecer detalhes acerca da anatomia e funcionamento dessa junta, sendo fornecida uma breve explicação sobre as demais articulações.

A articulação glenoumeral é reconhecida por possuir a maior mobilidade dentre todas as juntas presentes no corpo humano, consequência de sua geometria articular, a qual não apresenta um grande número de restrições dinâmicas, fato que, em contrapartida, acaba prejudicando sua estabilidade, conforme observado por Codman (1934), ao afirmar que, a um determinado instante, somente 25 a 30% da superfície da cabeça do úmero se encontra em contato com a fossa glenoide (WILK; ARRIGO; ANDREWS, 1997). Desse modo, evidencia-se a necessidade da existência de estruturas anexas que promovam confiabilidade à articulação, evitando deslocamentos indesejáveis da junta, tornando-a apta a realizar uma série de movimentos com menor probabilidade de ocorrência de lesões (LIPPITT; MATSEN, 1993). A Figura 7 indica a localização de algumas dessas estruturas na articulação:

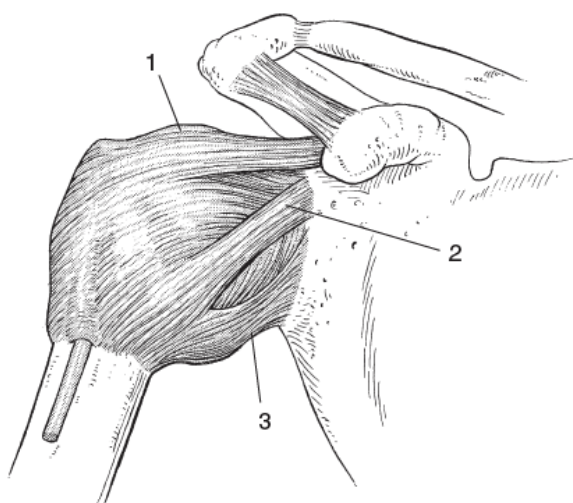


Figura 7 - Os ligamentos glenoumerais superior (1), medial (2) e inferior (3) da articulação glenoumeral

Fonte: Ombregt (2013).

Classificada como uma articulação esferoide, ou bola-soquete, o que é justificado pela disposição física de suas superfícies articulares, a articulação glenoumeral, assim como outras articulações sinoviais, apresenta uma cápsula articular, a qual é revestida pela membrana sinovial e envolve completamente a glenoide e a cabeça umeral, viabilizando a extensa série de movimentos característicos do ombro. Tal estrutura constitui um sítio de anexação dos sistemas que promovem a estabilidade da junta. Nela, estão inseridos um conjunto de três ligamentos, denominados ligamentos glenoumerais superior, medial e inferior, assim como os músculos do complexo do manguito rotador. A união dos tendões desses músculos com os ligamentos conectados à cápsula possibilita um ajuste seletivo das tensões aplicadas nesses componentes, através da contração diferenciada dos músculos subescapular, supraespinhal, infraespinhal e redondo menor (OMBREGT, 2013).

Os ligamentos coracoumeral e coracoacromial e a bursa são outras estruturas importantes na manutenção do arranjo físico da articulação glenoumeral. Enquanto o primeiro compensa a ação da gravidade no braço e se mistura com a cápsula articular e com o manguito rotador, preenchendo a lacuna entre os músculos subescapular e supraespinhal, o segundo, que está posicionado próximo ao músculo deltoide, ajuda a proteger a articulação de traumas e forma um encaixe para a cabeça do úmero, evitando sua luxação. A ocorrência desses ligamentos pode ser visualizada na Figura

8. Por fim, a bursa, também chamada de bolsa sinovial, é um invólucro que armazena líquido sinovial e atua reduzindo o atrito entre estruturas adjacentes, por exemplo, no caso da articulação glenoumeral, entre o músculo infraespinhal e a cápsula (PEAT, 1986).

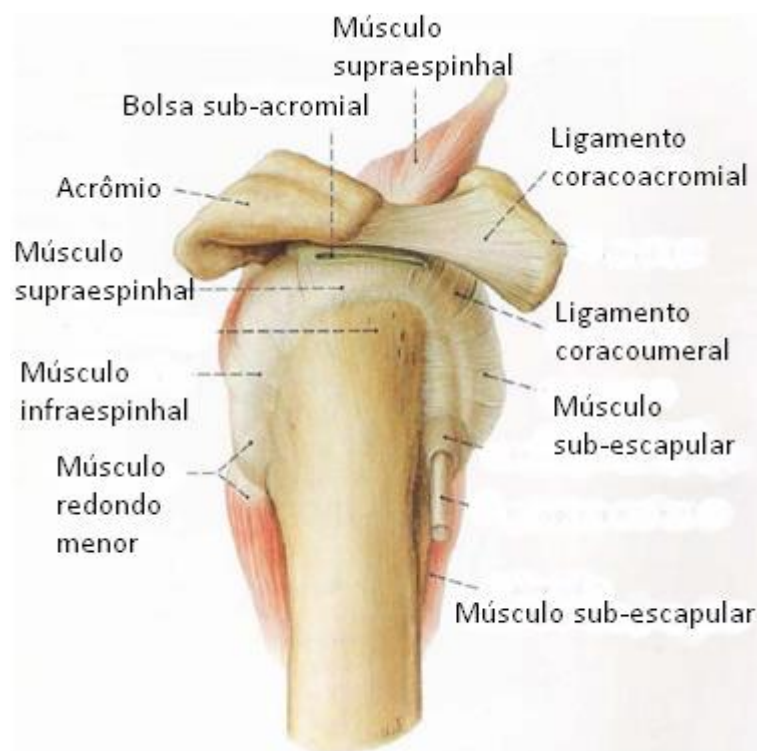


Figura 8 - Vista lateral da articulação do ombro após a remoção do músculo deltoide
Fonte: Adaptado de Putz (2000).

O fluido sinovial, encarregado de promover a nutrição e lubrificação do tecido cartilaginoso presente nas superfícies de articulação, também atua na manutenção da união dessa interface por meio dos mecanismos de adesão, ao sofrer atração molecular para as paredes da junta, e de coesão, onde o líquido se mantém unido por forças intermoleculares. Além disso, a maior pressão osmótica da membrana sinovial, quando comparada com a sinóvia presente na cavidade articular, gera um gradiente negativo de pressão, o qual contribui com a estabilidade interna da articulação glenoumeral (HUROV, 2009).

O complexo articular do ombro é completado pelas articulações acromioclavicular, esternoclavicular e escapulotorácica. As articulações acromioclavicular e esternoclavicular diferem da articulação escapulotorácica por esta não possuir quaisquer estruturas ósseas ou articulares. Desse modo, a união da escápula ao tórax é realizada por anexos musculares que incrementam a mobilidade

e estabilidade do sistema (PEAT, 1986). A Figura 9 evidencia a anatomia da junta esternoclavicular:

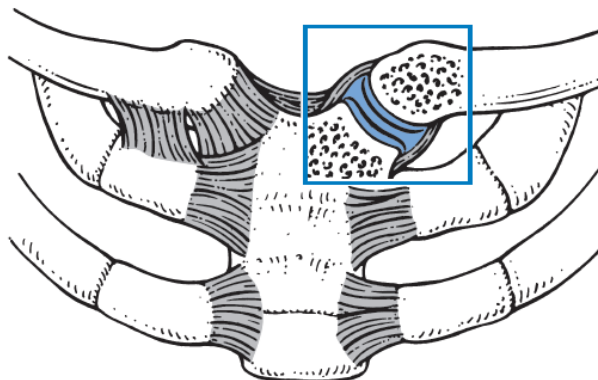


Figura 9 - Corte transversal da articulação esternoclavicular
Fonte: Ombregt (2013).

Por outro lado, as juntas acromioclavicular e esternoclavicular apresentam uma cápsula articular fortalecida por estruturas ligamentares e tendinosas, tais como os ligamentos coracoclaviculares e tendoes pertencentes aos músculos trapézio e deltoide. Essas juntas são responsáveis pela movimentação multiaxial da escápula e pela articulação da clavícula com a caixa torácica (MOSELEY, 1968).

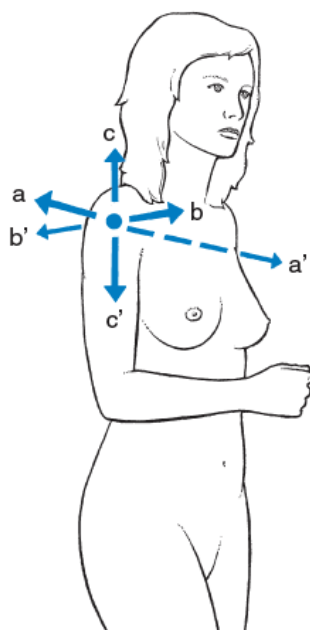
2.1.3 Sistema muscular

Os músculos são formados por um conglomerado de células especializadas nos mecanismos de contração e relaxamento, sendo encarregados de promover o deslocamento das porçoes do corpo através da redução da distância relativa entre seus pontos de fixação. São chamados de elementos ativos do movimento, e se conectam ao esqueleto humano por meio de suas extremidades tendinosas, assegurando a estabilidade do sistema (FATTINI; DANGELO, 2002).

O aparelho do ombro é capaz de realizar uma série de movimentos, tais como: adução, abdução, rotação medial, ou interna, rotação lateral, ou externa, flexão e extensão do cotovelo e flexão.

Considerando que a articulação glenoumeral, principal sítio de atuação dos músculos que compõem o manguito rotador, apresenta preponderância dos movimentos de abdução, rotação medial e rotação lateral (OMBREGT, 2013), este texto se limitará a descrever os principais mecanismos que regem tais atividades.

Com esse objetivo, deve-se proceder à determinação dos eixos de referência com origem no ponto de articulação, adotando-se a classificação utilizada por Ombregt (2013), na qual os movimentos de flexão e extensão ocorrem nas direções anterior e posterior do eixo transversal (a-a'), a adução e a abdução são movimentos relativos de aproximação e afastamento do eixo sagital (b-b'), e, enquanto a rotação medial ao longo do eixo vertical (c-c') direciona a palma da mão para trás do corpo, a rotação lateral o faz na direção frontal. A Figura 10 proporciona um melhor esclarecimento acerca da convenção adotada:



**Figura 10 - Os eixos transversal (a-a'), sagital (b-b') e vertical (c-c') do ombro
Fonte: Ombregt (2013).**

O movimento de abdução do úmero é possível através da ação combinada do complexo do manguito rotador e do músculo deltoide, cuja representação anatômica pode ser visualizada na Figura 11, sendo que o torque de abdução cairá pela metade caso este não mais tenha condições de desempenhar sua função de modo satisfatório. Por outro lado, a ausência do músculo supraespinhal, ainda que não exerça significativa influência a ângulos inferiores a 30°, certamente resultará no

colapso da estrutura, impossibilitando até mesmo superar a força gravitacional imposta ao membro (BECHTOL, 1980).

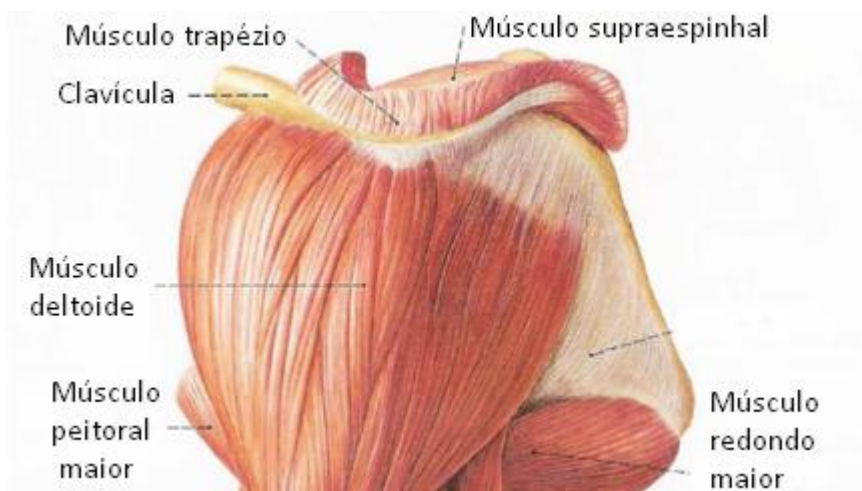


Figura 11 - Vista látero-posterior dos músculos do ombro
Fonte: Adaptado de Putz (2000).

O grande impacto exercido pelo músculo supraespinhal nos movimentos do membro superior também foi constatado por Wilk (1997), que afirma que a estabilização da cabeça umeral quando da realização de exercícios de rotação medial e lateral com fins de fortalecimento muscular sob condição de abdução a um ângulo reto exige um esforço excessivo por parte dos músculos do manguito rotador, em especial os músculos infraespinhal e supraespinhal, se comparada com a abdução realizada a ângulos agudos.

A importante atuação do manguito rotador na atividade dinâmica do braço é confirmada quando submetida a análise das estruturas cuja função é viabilizar os movimentos de rotação ao longo do eixo vertical. Enquanto que o músculo subescapular é um dos encarregados de garantir a rotação medial, assim como os músculos grande dorsal, redondo maior e peitoral maior, a rotação lateral do membro aciona o músculo infraespinhal, acompanhado do músculo redondo menor (OMBREGT, 2013).

2.2 MANGUITO ROTADOR

Os músculos que compõem o manguito rotador têm como função primária estabelecer a articulação glenoumeral, de modo que os movimentos de abdução, adução e rotação do membro superior possam se desenvolver sem que haja mobilidade significativa da cabeça umeral na glenoide. A locomoção do membro causa forças de cisalhamento na articulação deslocando a cabeça umeral, causando impacto sobre os tendões do manguito rotador (MALANGA, 2016).

O sistema favorece a integridade contra luxação superior do úmero quando solicitado na abdução, pois seus músculos possuem menor área na secção transversal se comparados ao deltoide, e, como ficam mais perto do centro de rotação do úmero, o momento gerado é de menor intensidade, aumentando a estabilidade. A manutenção das cargas exercidas nesse complexo é atingida através da ação conjunta do tendão supraespinhal, que mantém a cabeça do úmero centrada na glenoide, e o músculo deltoide, o qual fornece a maior parcela das forças de sustentação (TERRY; CHOPP, 2009). Seus músculos são relacionados conforme a formação de sua estrutura e função no Quadro 1:

Músculo	Descrição de sua anatomia	Função
Supraespinhal	Origem na fossa supraespinhal, encobre as faces lateral e superior do úmero	Auxílio do músculo deltoide na abdução do braço de 0° a 90°
Infraespinhal	Origem na fossa supraespinhal, encobre as faces lateral e superior do úmero	Promoção da rotação lateral do úmero na cavidade glenoidal
Subescapular	Tendão se origina na fossa infraespinhal, inserindo-se na tuberosidade menor do úmero	Promoção da rotação medial da articulação glenoumeral
Redondo menor	Origem na face lateral inferior da escápula, inserindo-se na extremidade inferior da tuberosidade maior do úmero	Auxílio do músculo infraespinhal na promoção da rotação lateral do úmero

Quadro 1 - Descrição da anatomia dos músculos que compõem o manguito rotador
Fonte: Adaptado de Guimarães (2013); Ombregt (2013); Putz (2000); Terry (2000).

Os músculos que constituem o manguito rotador podem ser visualizados de acordo com seus movimentos na Figura 12, sendo que a abdução compreende a elevação do membro entre 0° a 180°, e a adução implica no retorno do membro. A rotação interna ocorre entre os ângulos de 0° a 45°, limitada pelo tubérculo maior com acrômio, e a rotação externa, com um ângulo de 45° a 90°, dependem do deslizamento da cabeça do úmero sobre a glenoide.

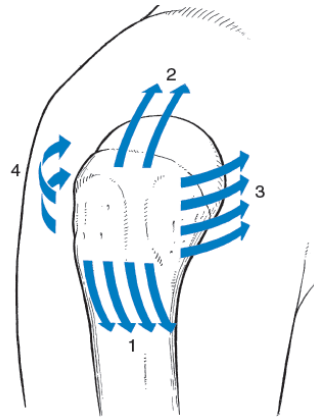


Figura 12 - Atuação dos músculos: 1 - adução, 2 - abdução, 3 - rotação medial (interna), 4 - rotação lateral (externa)
Fonte: Adaptado de Putz (2000).

A Figura 13 demonstra as inserções dos músculos nas tuberosidades do úmero, conforme descritos no Quadro 1:

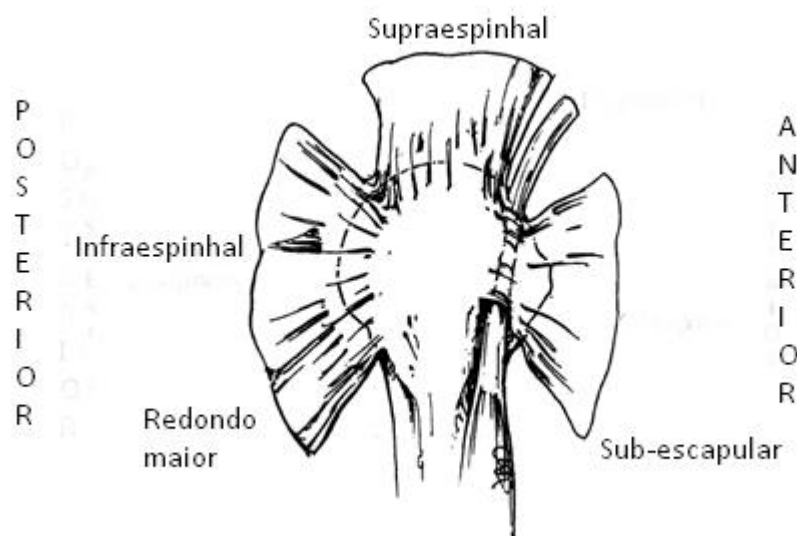


Figura 13 - Inserção dos músculos do manguito rotador
Fonte: Adaptado de Terry (2000).

2.3 LESÕES DO MANGUITO ROTADOR

Os músculos do manguito rotador são considerados estabilizadores dinâmicos e, por possuírem alta mobilidade, requerem um sistema muscular em boas condições. Na ocorrência de lesões neuromusculares e danos musculares

específicos, essas estruturas perdem o desempenho da cabeça umeral, o que pode provocar luxações e dores no ombro (MALANGA, 2016).

Aproximadamente 4,5 milhões de pessoas procuram médicos nos Estados Unidos com queixas de problemas no ombro, sendo que exames médicos indicam que as falhas mais comuns dos tendões do manguito rotador ocorrem por rasgo ou desgaste. A idade é o principal fator responsável pelo aumento do atrito na superfície inferior do músculo supraespinhal, 30% dos pacientes com sintomas de defeito rotatório desses músculos apresentam mais de 60 anos e 65% tem mais de 70 anos. Fumantes, obesos e diabéticos também fazem parte do grupo de risco que é frequentemente acometido por lesões nesse complexo de tendões, sendo que os pacientes com diabetes e obesidade sofrem alterações hormonais provocadas pelo uso de corticoides e insulinas, que causam alterações na composição das proteínas colagenosas que formam os tendões, diminuindo sua capacidade de cicatrização e aumentando o risco de falha do grupo muscular do manguito (MATSEN, 2008).

Segundo Neer (1983), as lesões do manguito rotador são classificadas em três estágios: 1) inchaço, inflamação e hemorragia dos tendões, ocorre mais comumente em jovens; 2) espessamento da inflamação e fibrose dos tendões, ocorre em jovens adultos e pessoas de meia idade e; 3) rompimento do manguito rotador devido ao atrito com a cabeça do úmero e do acrômio. Também são divididas de acordo com a extensão da lesão, em pequena (menor que 1 cm), média (menor que 3 cm), grande (menor que 5 cm) e maciça (maior que 5 cm), sendo estas mais frequentes em indivíduos adultos e idosos (LECH et. al., 2000).

Alguns tipos de lesões do manguito rotador estão demonstrados na Figura 14:



Figura 14 - Lesões do manguito rotador
Fonte: Adaptado de Malavolta (2017).

Os diagnósticos de traumas que acometem o manguito rotador podem ser feitos através de avaliação do histórico do paciente, sugerindo-se a realização de

exames físicos para avaliação da rigidez estrutural, resistência aos movimentos de rotação, intensidade da dor afligida ou eventual perda de força do ombro, obtendo-se parâmetros de fraqueza, atrofia e instabilidade, os quais determinarão o grau da lesão. A utilização de radiografias e ultrassonografias ajuda a diagnosticar possíveis artrites degenerativas, e determinar o alinhamento da cabeça do úmero com a glenoide, enquanto que, através da ressonância magnética, é possível avaliar um trauma antes que ocorra atrofia muscular, ou o rompimento do tendão, indicando quando as lesões podem ser agudas (MATSEN, 2008), como pode ser observado nas Figuras 15 e 16.

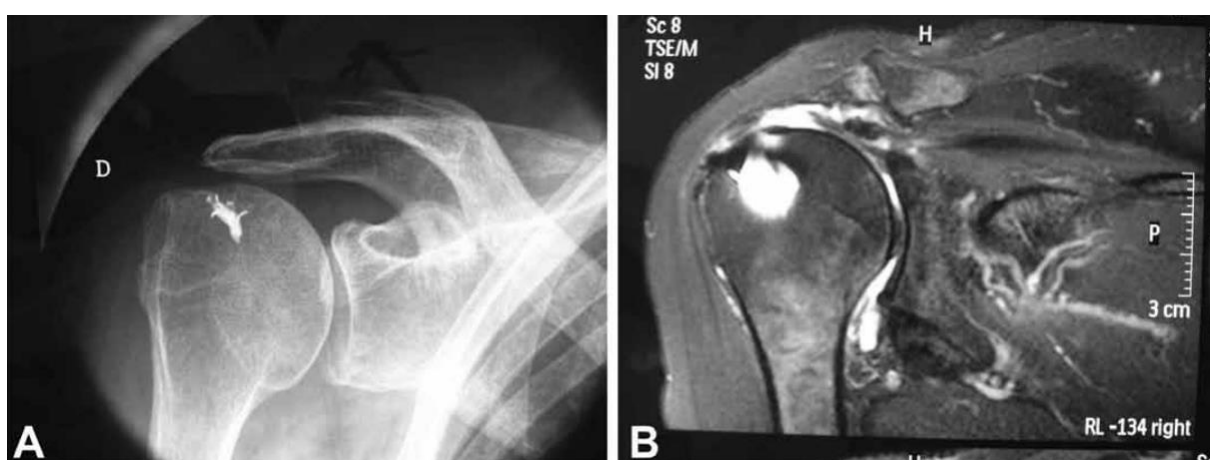


Figura 15 - Exemplo de radiografia (A) e imagem de ressonância magnética (B) do ombro direito com ruptura do tendão do músculo supraespinhal
Fonte: Adaptado de Miyazaki et. al. (2010).

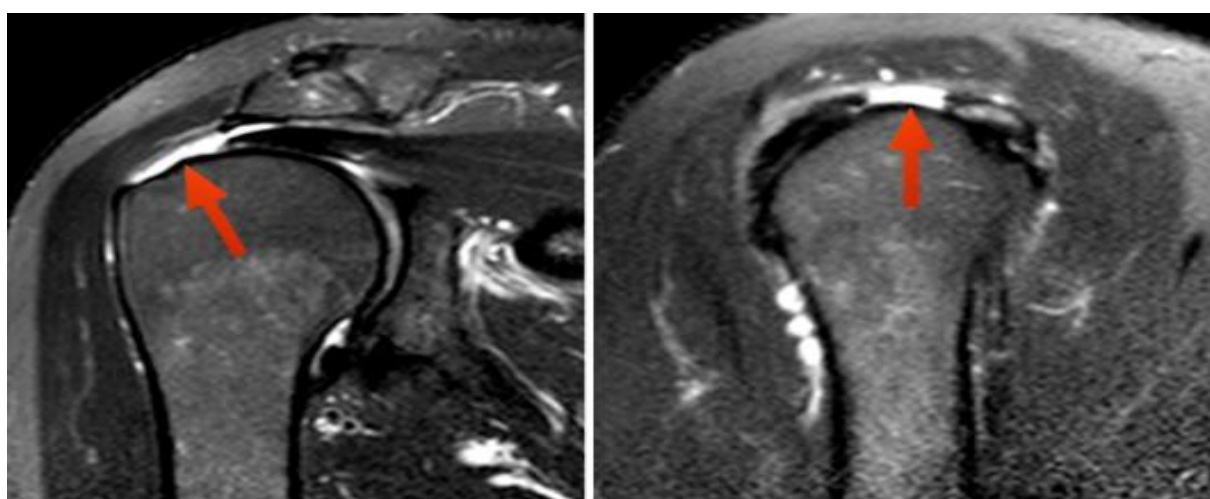


Figura 16 - Ressonância magnética com ruptura do tendão do músculo supraespinhal
Fonte: Malavolta (2017).

2.4 PROCEDIMENTO ARTROSCÓPICO

A artroscopia tem sido adotada com maior frequência nos últimos anos por se tratar de um procedimento pouco invasivo, com recuperação mais rápida e menos dolorosa quando comparado aos processos chamados abertos, o que gera maior satisfação e conforto no período pós-operatório, além de possuir maior confiabilidade por se tratar de uma técnica de simples execução. Avanços tecnológicos têm promovido melhorias no procedimento, como o auxílio visual intra-articular por meio de uma incisão ótica colocada dentro do ombro, o qual permite visualizar o complexo de tendões através de imagem gerada em um monitor, facilitando que o cirurgião execute o reparo das lesões (FISHER, 2010). A técnica pode ser visualizada na Figura 17:

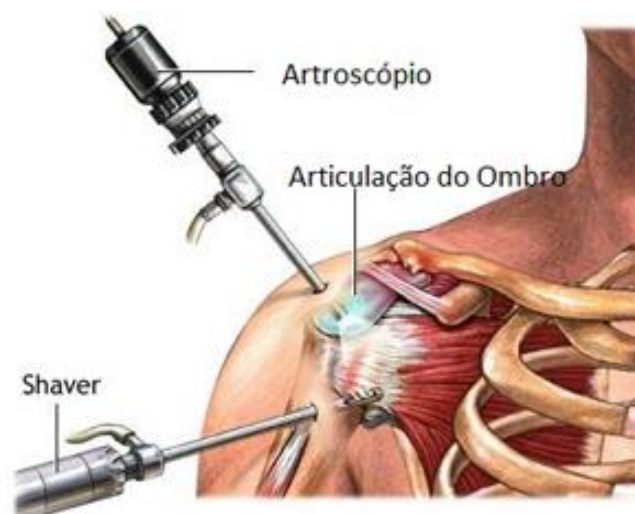


Figura 17 - Procedimento artroscópico esquematizado
Fonte: Schiefer (2017).

A relação de equipamentos utilizados segue um padrão, sendo normalmente empregados um artroscópio de 4,5 mm com 30° de ângulo, em conjunto com sistema óptico e uma máquina para rebarbar o osso, de 3,5 mm a 4,5 mm de diâmetro. A dimensão adotada depende da área a ser tratada e da dificuldade em se chegar aos pontos onde as incisões serão realizadas. O procedimento de sutura dos tendões é executado minuciosamente, levando de 1 a 3 horas para ser finalizado, dependendo da complexidade das lesões. Suas principais etapas estão descritas a seguir:

- a) Introdução do artroscópio através de uma incisão, sendo gerada uma imagem intra-articular em monitor para guiar o cirurgião durante o procedimento;
- b) Introdução do *shaver*, equipamento responsável por rebarbar as fibras dos tendões e preparar o leito do osso, por outra incisão. Após o procedimento de inspeção da região, introduz-se um fluido que expande os tecidos para que o cirurgião consiga realizar o reparo da estrutura; e
- c) Por uma terceira incisão são introduzidas as âncoras no osso, processo auxiliado por suturas realizadas nos ligamentos entre tendão e osso. As âncoras são inseridas através das fibras bursais, para que haja possibilidade de reconstrução das fibras inferiores, as quais geralmente estão rompidas, sempre visando preservar as rotas de sutura vinculadas às fibras superiores (SNYDER, 2003).

Na Figura 18 é possível visualizar o resultado do procedimento concluído:

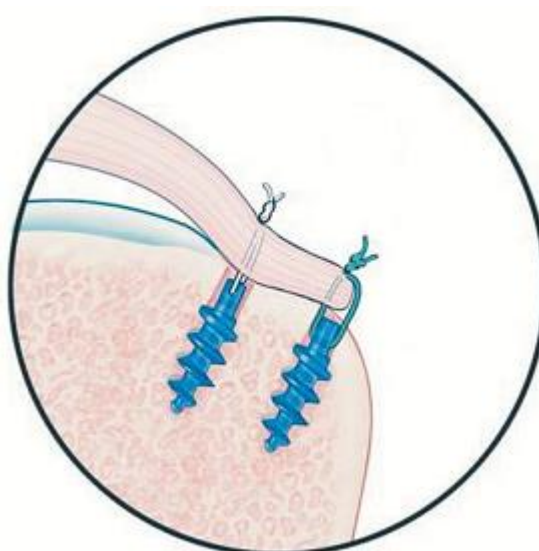


Figura 18 - Âncoras e suturas implementadas
Fonte: Grupo de Cirurgia do Ombro (2017).

As âncoras são dispositivos de fixação entre osso e os tecidos moles que formam os ligamentos e tendões, através dos quais é possível a realização das suturas, procedimento em que o cirurgião utiliza fios de alta resistência para concretizar a união desses tecidos ao osso. São constituídas de duas partes, os fios de sutura, e a base rígida que possui passos helicoidais para promover inserção

rotacional no osso, apresentando um aspecto construtivo similar ao de parafusos roscados. Devem possuir resistência mecânica para garantir a penetração junto ao osso e integridade quando submetidas aos movimentos tracionais promovidos pelo cirurgião durante a realização das suturas (SNYDER, 2003). Além disso, esses dispositivos atuam na recomposição da pegada natural do tendão, permitindo o contato ósseo necessário para a posterior regeneração do tecido. A eficiência desse fenômeno está diretamente relacionada à otimização dos aspectos biomecânicos do reparo nas estruturas tendinosas (YANKE; PROVENCHER; COLE, 2007). Exemplos de âncoras utilizadas em cirurgias podem ser vistos na Figura 19:

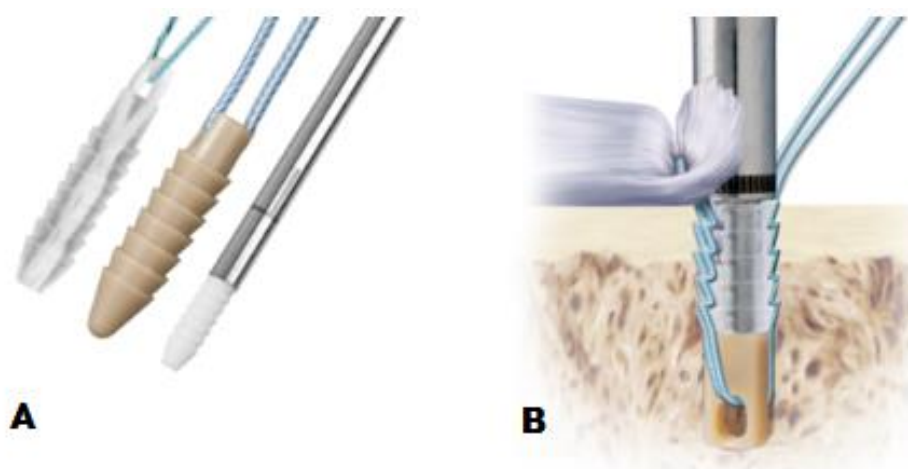


Figura 19 - Âncoras de sutura absorvível (A) e esquema de sutura implantada no osso (B)
Fonte: Cavinatto (2017).

As suturas realizadas nas cirurgias de reparo do manguito rotador podem apresentar, basicamente, quatro configurações, demonstradas na Figura 20, sendo o tipo de lesão o principal fator que determinará o arranjo mais adequado para a correção do trauma. Os arranjos de suturas mais complexos, tais como o ponto Mason-Allen modificado e ponto Lasso-Loop, promovem maior fixação do tendão ao osso (IBÁN et al., 2014).

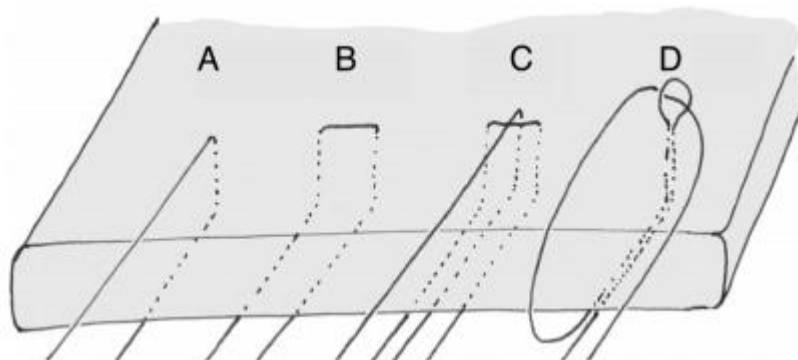


Figura 20 - Ponto simples (A), ponto horizontal (B), ponto Mason-Allen modificado (C), ponto Lasso-Loop (D). Os pontos (C) e (D) são mais resistentes que os pontos (A) e (B)
Fonte: Adaptado de Ibán et al. (2014).

Grande parte dos procedimentos artroscópicos realizados no manguito rotador são situados na zona de inserção do tendão do músculo supraespinhal na tuberosidade maior do úmero, região comumente chamada de *footprint*, demonstrada na Figura 21, devido à falha de suas fibras proximais.

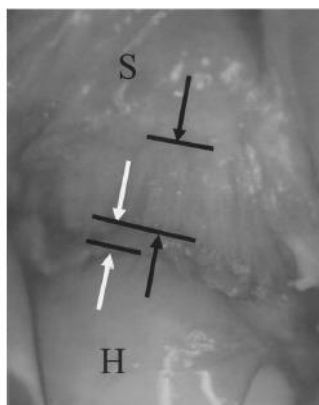


Figura 21 – *Footprint* de um espécime cadavérico. (S) – Reforço fibroso do manguito rotador, (H) – úmero. As flechas brancas apontam para a porção exposta do úmero localizada na região entre a cartilagem articular e a zona de inserção do tendão supraespinhal, e a flecha preta indica a localização do tendão supraespinhal distal
Fonte: Ruotolo (2004).

Nesses casos, arranjos de sutura em fila dupla são adotados, em detrimento da configuração em fila simples, já que esta proporciona uma capacidade limitada de regeneração, chegando a apenas 67% da estrutura original (YAMAGUCHI; TASHJIAN, 2008). Contudo, a tuberosidade maior não apresenta uma densidade óssea uniforme, o que exige que o cirurgião reconheça qual porção do úmero é adequada para a execução da artroscopia (BARBER, 2008).

Exemplos de suturas com fotos obtidas pelo artroscópio podem ser visualizados na Figura 22:

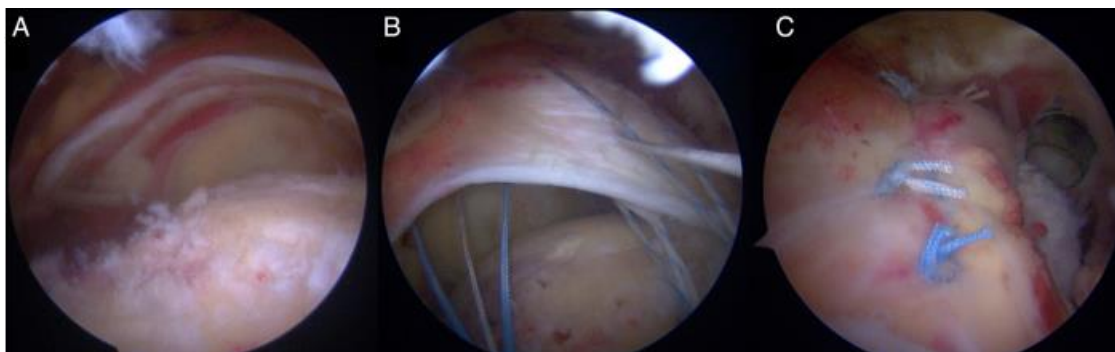


Figura 22 - Lesão do supraespinhal (A). Após a preparação da pegada do osso e colocação dos implantes, as suturas são passadas através do tendão (B), sendo os nós feitos posteriormente para a finalização adequada da sutura (C)
Fonte: Adaptado de Ibán et al. (2014).

Estudos demonstram que esse procedimento possui excelentes resultados de acordo com o acompanhamento pós-operatório dos pacientes, visto que em 88% desses pacientes o reparo anatômico obteve sucesso (SNYDER, 2003). Em outro estudo, uma pesquisa com 42 indivíduos, com idade média de 57 anos, que foram submetidos à cirurgia artroscópica entre 2002 e 2006, no Brasil, apresentou índice de satisfação de 85,7%, com relato de alívio de dores e reativação das funções motoras (RAMOS et al., 2010).

2.5 MATERIAIS DE ENGENHARIA EMPREGADOS NA FABRICAÇÃO DE ÂNCORAS DE SUTURA

As técnicas cirúrgicas para o reparo do manguito rotador têm se desenvolvido no sentido de fornecer uma reconstrução das rupturas caracterizada por melhor fixação ao osso e melhor cicatrização dos tecidos. Os avanços tecnológicos permitem que os procedimentos sejam mais eficazes, tanto durante a operação quanto no período pós-operatório.

Os reparos realizados devem fornecer integridade estrutural para a regeneração do tecido, além de conferirem resistência mecânica para suportar as

forças trativas que envolvem o processo de suturação. Para que a reconstituição ocorra é necessário parametrizar adequadamente o material a ser utilizado, visto que fatores inerentes, tais como diminuição da vascularização, alterações das fibras cartilaginosas e infiltrações gordurosas podem reduzir a vida útil do reparo. Porém, são as forças tracionais provocadas pelos nós que determinarão, em última instância, a escolha do material a ser empregado no procedimento (LEE, 2013).

As âncoras de sutura são utilizadas em procedimentos artroscópicos envolvendo o reparo dos músculos do manguito rotador com o objetivo de fixar os fios de sutura, fortemente atados aos tendões, no osso, por tempo suficiente até que a estrutura degenerada se reestabeleça e consiga desempenhar plenamente sua função na cinemática do ombro (BARBER, 2008).

A maior parte das âncoras disponíveis comercialmente apresenta uma superfície rosqueada ao longo de seu eixo, responsável por garantir a integridade do componente junto ao osso. Âncoras *bolt*, mostradas na Figura 23, são uma alternativa a essa configuração, sendo classificadas como âncoras não-rosCADadas, as quais têm seu formato alterado após a inserção no úmero, sendo fixadas por um ajuste de interferência. A presença de uma abertura para a passagem dos fios de sutura é comum à maioria das âncoras, com exceção de âncoras sem fios de sutura, cujo desenvolvimento foi motivado pela alta complexidade inerente ao processo de amarração dos nós localizados no tendão e na abertura da âncora (GUIMARÃES, 2013).

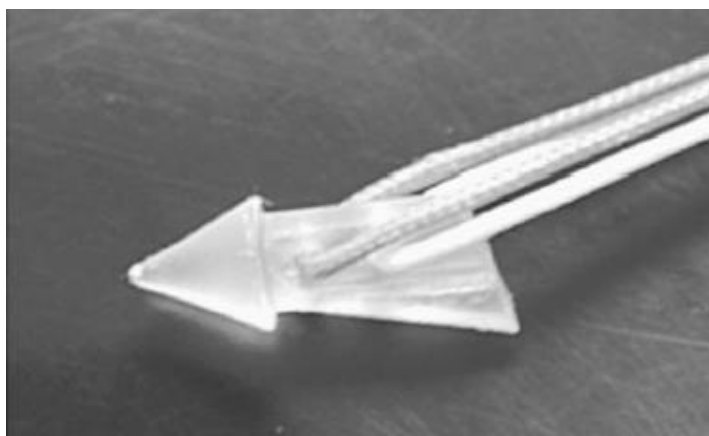


Figura 23 - Uma âncora não-rosCADada Impact™, com duas aberturas para a entrada dos fios de sutura

Fonte: Barber (2008).

A origem de grande parte dos embates entre profissionais da ortopedia que tratam das enfermidades que acometem o complexo do manguito rotador se dá no tipo de material a ser empregado no dispositivo de fixação nas cirurgias artroscópicas. Com o advento dos polímeros sintetizados a partir do ácido glicólico e do ácido láctico, caracterizados pela alta instabilidade, que, se por um lado inviabiliza sua aplicação em processos industriais, por outro constitui em propriedade extremamente importante para fins médicos (MIDDLETON; TIPTON, 2000), o uso de próteses metálicas ficou em pauta.

Alguns dos pontos defendidos pelos adeptos de âncoras metálicas são que essas fornecem uma segura e duradoura fixação até a completa regeneração da estrutura, além de apresentar maiores valores de carregamento de falha se comparadas com âncoras biocompatíveis (MILANO et al., 2010). A Tabela 1 apresenta alguns exemplos de âncoras metálicas, seu tipo, material constituinte, diâmetros menor e maior, opções disponíveis de fios de sutura e magnitude do carregamento de falha suportado.

Tabela 1 - Propriedades de âncoras metálicas e respectivos carregamentos de falha suportados

Âncora metálica	Tipo	Material	Menor diâmetro (broca) [mm]	Menor diâmetro [mm]	Opções de fios de sutura	Carregamento de falha [N]
AxyaLoop® Ti 3,0 mm	Parafuso	Titânio	1,4	3,0	2 suturas de nylon N°2	335,26
AxyaLoop® Ti 5,0 mm			2,1	5,0		457,76
AxyaLoop® Ti 6,5 mm			2,1	6,5		453,7
Corkscrew® FT II e III	Parafuso	Titânio	3,7	5,5	2 ou 3 FiberWire® N°2	330,3 (FTII)
DLPLA	Parafuso	Titânio		5,0	2 suturas Dynema N°2	821,4
PCL	Interferência	Aço inoxidável	3,2	7,0	Poliéster trançado N°2	510
PDO	Parafuso	Titânio	1,4	3,0	1 ou 2 suturas MagnumWire® ou poliéster trançado	135,6
			2,1	5,0		457,76
			2,1	6,5		453,7
PGA-TMC	Parafuso	Titânio	3,5	5,0	2 ou 3 suturas de poliéster trançado N°2	513,8
			3,5	5,0		335,4

Fonte: Adaptado de Ma (2011); Barber (1999); Barber (2003); Barber (2006); Barber (2008).

Como é possível visualizar na Tabela 1, as ligas de titânio estão entre os materiais metálicos mais empregados na fabricação de âncoras ortopédicas. Seu uso começou a ser difundido a partir do início da década de 1970, com o desenvolvimento de estruturas contendo uma matriz de titânio comercialmente puro, que confere altos índices de resistência à corrosão e biocompatibilidade, e fases constituintes de alumínio e vanádio, responsáveis por aumentar a resistência mecânica e reduzir o grau de alongamento do material quando submetido a tensões. Apesar de apresentarem baixa resistência ao desgaste e, portanto, sua utilização não ser recomendada em situações nas quais o dispositivo de fixação está sujeito a esforços maiores durante a fase de recuperação do paciente, como em procedimentos cirúrgicos na cabeça femoral do joelho e no quadril, com risco de arrancamento de debris dos materiais constituintes e posterior alojamento nos tecidos locais, essas ligas metálicas podem ser aplicadas na confecção de âncoras para o reparo dos tendões do manguito rotador (WANG, 1996).

Snyder et al. (2008) externam sua preferência por próteses metálicas nesse tipo de cirurgia, pelos seguintes motivos: são cerca de 30% mais baratas que âncoras bioabsorvíveis e admitem a realização de posteriores intervenções reparadoras, pois não são biodegradáveis, podendo ser facilmente localizadas e, caso necessário, removidas do organismo. Entretanto, Barber (2008) pondera que a oferta de instrumentação específica para a retirada de âncoras metálicas é pequena e, portanto, não se trata de um procedimento simples.

Ainda que, a princípio, o emprego de âncoras metálicas fosse considerado uma solução adequada para um confiável reparo entre tendão e osso, estudos posteriores demonstraram ser significativa a possibilidade de ocorrência de falhas estruturais no período de convalescência do paciente, tais como migração da prótese, dano articular severo e infecção local, exigindo a realização de cirurgias reparadoras (KAAR et al., 2001). O fato de serem um empecilho físico para futuras intervenções cirúrgicas e interferirem nas imagens geradas por ressonância magnética (RMI) aponta para a necessidade da utilização de dispositivos que possam ser absorvidos pelo organismo (MA et al., 2011).

Estudos realizados com materiais bioabsorvíveis concluíram que as âncoras devem satisfazer a fisiologia do corpo, não alterando quimicamente o tendão, além de combinar suas propriedades mecânicas com o processo de cicatrização para que o

tecido seja substituído gradualmente, assegurando, então, a integridade entre as estruturas muscular e óssea (LONGO et al., 2010).

Os materiais usados como base para a confecção das âncoras são compostos químicos sintéticos, tais como: poliéster, polipropileno, poliacrilamida, Dacron® (seda de poliéster e colágeno bovino), carbono, silicone e nylon. Há ainda materiais que são produzidos a partir de tecidos humanos ou animais, possuindo microestrutura das proteínas mais definida, o que assegura uma maior integração com as células do portador e, conseqüentemente, maior velocidade de regeneração dos tecidos se comparados com implantes sintéticos. Entretanto, implantes biológicos apresentam propriedades mecânicas inferiores, podendo cisalhar e comprometer o processo cirúrgico, além de estarem sujeitos a variações de biocompatibilidade, que constituem causas comuns de inflamações e até rejeição ao implante, denominadas *natural extracelular matrix* (ECM) (LONGO et al., 2010).

Os materiais bioabsorvíveis existentes mais comuns no mercado estão listados na Tabela 2. São polímeros preparados a partir de ácido glicólico e lático, poli (dioxanona), poli (trimetileno carbonato) e poli (ϵ -caprotactona), homopolímeros e copolímeros. Implantes fabricados a partir desses compostos possuem a capacidade de transferir lentamente ao osso a carga necessária para suportar a cicatrização e regeneração dos tecidos, bem como promover a recuperação dos movimentos (MIDDLETON; TIPTON, 2000).

Tabela 2 - Propriedades físicas, mecânicas e de degradação dos materiais utilizados na confecção de implantes bioabsorvíveis

Polímero	Ponto de fusão [°C]	Temperatura de transição vítrea [°C]	Módulo de tensão ou flexão [GPa]	Alongamento (%)	Tempo de degradação (meses)
PGA	225-230	35-40	7,0	15-20	6 a 12
LPLA	173-178	60-65	2,7	5-10	> 24
DLPLA	Amorfo	55-60	1,9	3-10	12 a 16
PCL	58-63	-65- -60	0,4	300-500	> 24
PDO	N/A	-10-0	1,5	N/A	6 a 12
PGA-TMC	N/A	N/A	2,4	N/A	6 a 12
85/15 DLPLG	Amorfo	50-55	2,0	3-10	5 a 6
75/25 DLPLG	Amorfo	50-55	2,0	3-10	4 a 5
65/35 DLPLG	Amorfo	45-50	2,0	3-10	3 a 4
50/50 DLPLG	Amorfo	45-50	2,0	3-10	1 a 2
Osso			10-20		
Aço			210		

Fonte: Middleton (2000).

Dentre os materiais listados anteriormente, a biodegradabilidade apresentada pelo PLA é de suma importância ao período pós-operatório das artroscopias realizadas no complexo do manguito rotador, visto que dispensa a necessidade de cirurgia posterior para remoção da âncora cirúrgica. Esse polímero possui um alto valor de tensão de escoamento, mas baixa tenacidade à fratura, o que alentou a exigência de desenvolvimento de novos compostos de poliacetal com maior resistência mecânica (HAMAD et al., 2015).

É possível visualizar na Tabela 3 exemplos de âncoras bioabsorvíveis disponíveis no mercado, seus tipos, materiais constituintes, diâmetros menor e maior, opções disponíveis de fios de sutura e magnitude do carregamento de falha suportado:

Tabela 3 - Propriedades de âncoras bioabsorvíveis e respectivos carregamentos de falha suportados

Âncora bioabsorvível	Tipo	Material	Menor diâmetro (broca) [mm]	Menor diâmetro [mm]	Opções de fios de sutura	Carregamento de falha [N]
AxyaLoop® PLLA 3,0 mm	Parafuso	PLLA	1,55	3,0	2 suturas de nylon N° 2	124,76
AxyaLoop® PLLA 5,5 mm			3,1	5,5		395,1
AxyaLoop® PLLA 6,5 mm			3,1	6,5		384,56
BioCorkscrew™ FT	Parafuso	PLLA	4,0	5,5	2 Fiberwire N° 2	259,9
BioKnotless™	Impacto	PLLA			1 Orthocord® N° 2	242,6
BioRaptor™ 2,9 mm	Impacto	PLLA	2,9	3,7	1 ou 2 suturas N° 2	198
BioZip™	Parafuso	PLLA			2 poliéster trançado N° 2	358,9
Impact™	Interferência	PDLLA	3,5		2 suturas Hi-Fi™ N° 2	201,1
ParaSorb™ PLLA 3,0 mm	Parafuso	PLLA	1,55	3,0	1 ou 2 MagnumWire™ ou sutura (s) de poliéster trançado N° 2	124,76
ParaSorb™ PLLA 5,5 mm			3,1	5,5		395,10
ParaSorb™ PLLA 6,5 mm			3,1	6,5		384,56
SpiraLok™	Parafuso	PLLA		5,0 ou 6,5	2 Orthocord® N° 2	289,5

Fonte: Adaptado de Ma (2011); Barber (1999); Barber (2003); Barber (2006); Barber (2008).

Além dos polímeros citados, há também as próteses termoplásticas, produtos constituídos por poliéter-éter-cetona (PEEK), caracterizados por possuírem alta

resistência química, suportando variações extremas de pH e altas temperaturas. Não são biodegradáveis, mas, ao contrário dos metais, não interferem na geração de imagens dos resultados pós-operatórios via radiografias e RMI, admitindo a realização de revisão cirúrgica quando necessário. A principal vantagem desses implantes está no processo de suturação, na qual a âncora fornece o aperto necessário à sutura, mas sem a necessidade de o cirurgião realizar os nós, já que a âncora avança no osso fazendo o aperto através de nó interno pré-fixado no implante após inserção completa. Estudos apontam que não houve diferenças significativas entre os dois sistemas de âncora (MA et al., 2011).

Na Tabela 4, estão listados o preço médio por quilo das ligas de titânio, do PLA e do PEEK. Ressalta-se que os custos associados à armazenagem desses materiais não estão inclusos nos valores abaixo.

Tabela 4 – Preço médio por quilograma da liga ti-6Al-4V, do PLA e do PEEK

Material	Preço por kg
Liga ti-6Al-4V	R\$ 50,00
PLA	R\$ 8,50
PEEK	R\$ 330,00

Fonte: Adaptado de Anhui Jumei Biological Technology Co., Ltd. (2017); Jiangsu Junhua High Performance Specialty Engineering Plastics (Peek) Products Co., Ltd. (2017); Jiangxi Beluns Plastic Co., Ltd. (2017).

2.6 ROSCAS

Os produtos de fixação ortopédica possuem classificações de acordo com a região onde a inserção será feita, sendo a mais externa de maior densidade do osso (cortical) ou na região interna a de menor densidade (esponjoso). Em ossos de estrutura esponjosa, a âncora deve possuir comprimento entre 25 mm e 55 mm, e um diâmetro máximo de 7 mm (HEIDEMANN et al., 1998). Para que a âncora cumpra com sua função, é necessário prever em sua construção a existência de uma rosca, cujo objetivo seja promover o aumento da área de contato a fim de facilitar a entrada no osso, aumentando a estabilidade no contato inicial e provendo a fixação do dispositivo ao substrato. Na Figura 24 é possível visualizar as roscas comumente utilizadas no mercado.

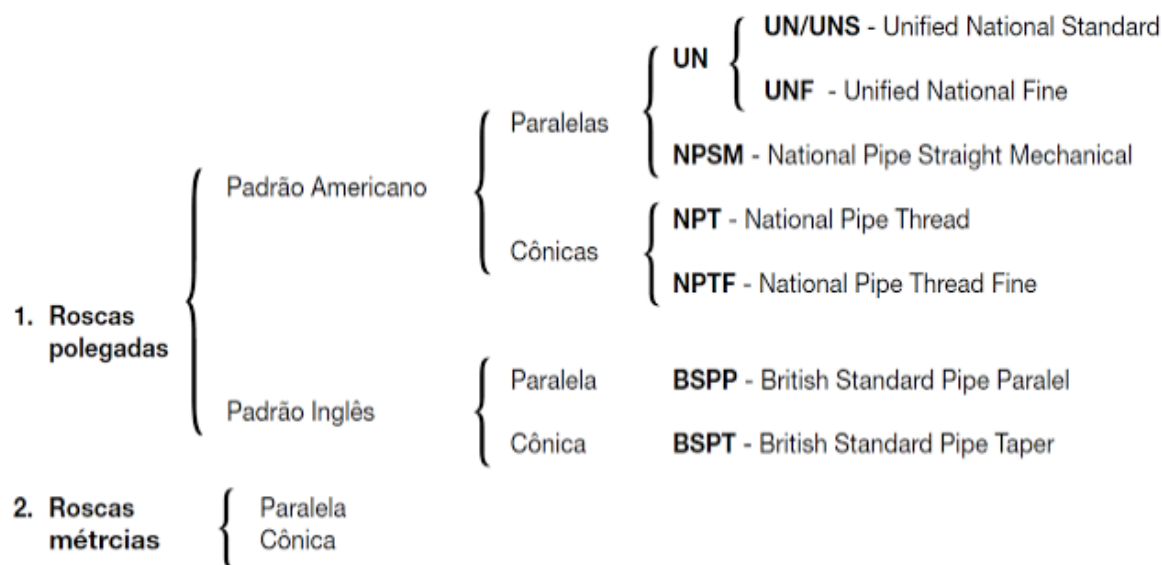


Figura 24 – Principais tipos de roscas
Fonte: Robson Lopes (2013).

A partir dos tipos de roscas mais utilizados, pode-se selecionar a forma que melhor se aplica à construção, facilidade de fabricação, modelo de ancoragem e de fixação do elemento. Em aplicações de parafusos construídos em titânio, conforme a norma ABNT NBR ISO 5835, é recomendado o emprego de roscas assimétricas, enquanto que, para aplicações médicas, devido à grande variedade de geometrias, não há uma norma que regulamente e especifique tais parâmetros para as âncoras cirúrgicas.

Com o objetivo de projetar um parafuso roscado, deve-se calcular seus principais parâmetros construtivos por meio das seguintes equações:

$$\text{Passo} \quad p = \frac{25,4}{n} \quad (1)$$

$$\text{Altura do triângulo fundamental} \quad t = 0,96049 \cdot p \quad (2)$$

$$\text{Altura do filete} \quad t_1 = 0,64033 \cdot p \quad (3)$$

$$\text{Diâmetro nominal} \quad d$$

$$\text{Diâmetro menor} \quad d_1 = d - 2 \cdot t_1 \quad (4)$$

$$\text{Raio de arredondamento} \quad r = 0,13733 \cdot p \quad (5)$$

$$\text{Diâmetro efetivo} \quad d_2 = d_1 + t_1 \quad (6)$$

2.7 PROCESSO DE FABRICAÇÃO

A etapa de fabricação não engloba apenas o desbaste de uma peça, mas também todo o processo que envolve a concepção para que isso ocorra, desde o planejamento do processo, gerando os códigos numéricos, selecionando as ferramentas disponíveis a fim de estudar o comportamento prévio a partir do modelo, até o processo em si de fabricação (DA SILVA; BEVILACQUA, 2005). Um fluxograma do processo de usinagem com comando numérico computadorizado pode ser visualizado na Figura 25.

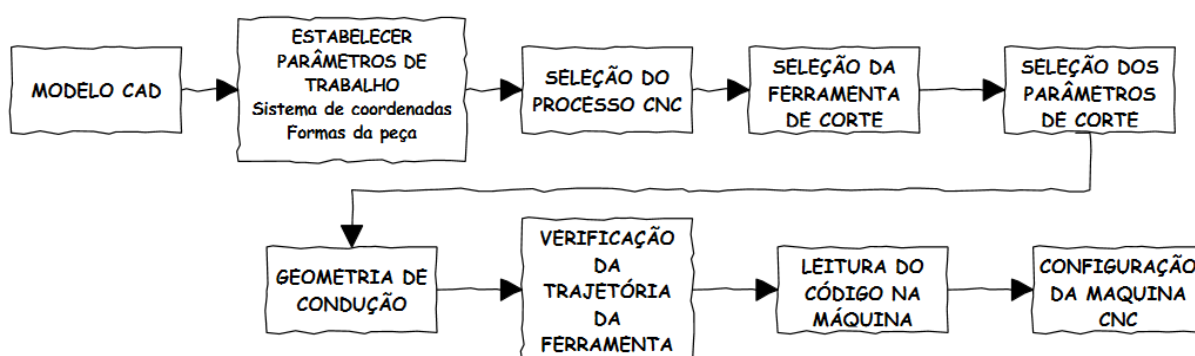


Figura 25 - Fluxograma do processo CNC
Fonte: Adaptado de HSMWORKS (2017).

A tecnologia desenvolvida para fabricação assistida por computador, como o CNC, auxilia no desenvolvimento de geometrias complexas e torna o processo de fabricação mais rápido e reduz a intervenção humana. A grande variedade de máquinas disponíveis torna os processos mais enxutos e seguros se comparados ao processo convencional, além de diminuir perdas pelo aumento da precisão das máquinas (LYNCH, 1992).

As máquinas CNC seguem o padrão de coordenadas cartesianas (X, Y e Z), presente na Figura 26, para referência de código e de processo de fabricação, sendo este o sistema pelo qual todas as ferramentas se referenciam para deslocamento do eixo árvore, no qual elas estão acopladas.

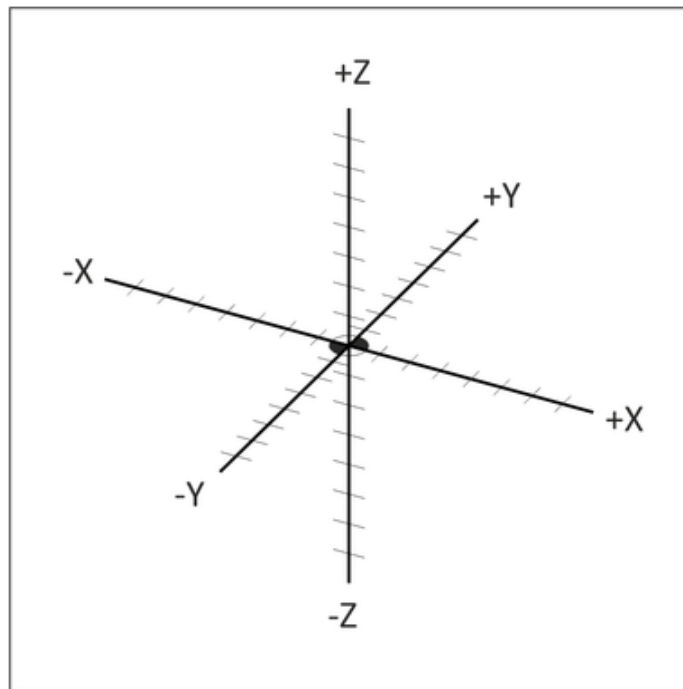


Figura 26 - Sistema de referência do CNC
Fonte: Adaptado de HSMWORKS (2017).

O CNC faz uso de software que processa os códigos gerados pelo CAM, em um circuito fechado de modo a ser executado da esquerda para direita e de cima para baixo como um livro, sendo cada frase escrita em linhas separadas chamadas de blocos. Estas, por sua vez, são organizados em sequência específica visando à maior segurança de execução, previsibilidade e legibilidade, portanto, a estrutura padrão deve ser respeitada, na qual os blocos processam três programas principais (KOREN, 1983).

- Programa de dados de peça: responsável pela leitura e interpretação da geometria da peça, o programa faz sua parametrização numérica por meio da malha, a qual é gerada por ferramenta numérica. Esse programa também é responsável por definir as condições como velocidade do fuso e taxa de alimentação e dimensões dos dados;
- Programa de serviço: responsável por conferir os dados, editar e corrigir o programa de dados de peça;
- Programa de controle: responsável pela leitura dos sinais dos programas anteriores, direciona os eixos afim de movimentá-los.

Os programas CNC são executados por interpolação de dados a taxa de alimentação, pela aceleração e desaceleração do eixo árvore, e executa por meio de contadores de posição que mostram o incremental da distância até o atual caminho percorrido pela ferramenta no eixo árvore.

O diagrama de bloco e o processo de controle do CNC estão representados na Figura 27.

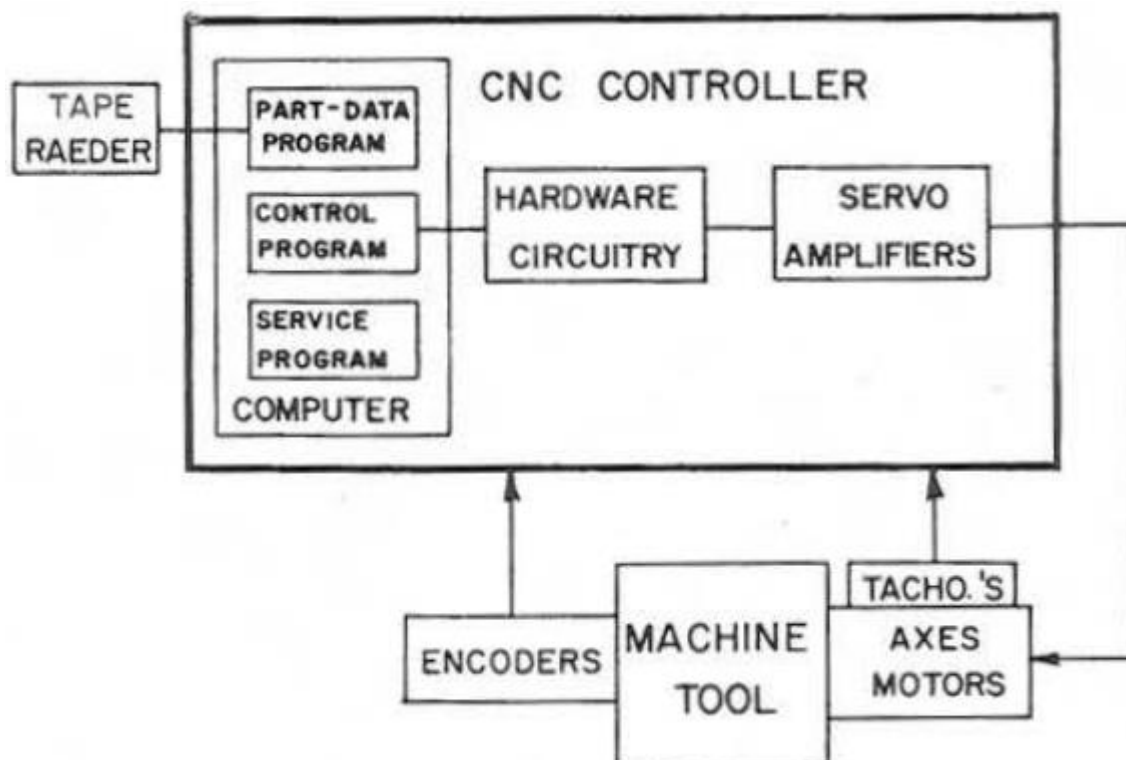


Figura 27 - Blocos de execução de comando numérico
Fonte: Koren (1983).

Os blocos são escritos de modo a simplificar a linguagem homem/máquina, transformando os códigos em números e letras a fim de facilitar a escrita matemática em sequências e sentenças das operações que se busca executar (AUTODESK, 2017). Eles podem ser classificados em:

- Bloco de Dados: são caracteres de letras que possuem objetivo de comunicar as operações que devem ser executadas;
- Bloco de Caracteres: número, espaço, ponto, letra que signifique algo para o comando;

- Bloco de Endereçamento: possui função de passar a informação para que o comando execute uma tarefa ou assumir uma função, é constituído somente por letras alfabéticas;
- Bloco de Palavras: letra seguida de um número, e dependendo da letra depende de um número específico.

É possível visualizar exemplos de códigos comumente utilizados em um programa escrito na linguagem G-Code na Figura 28.

Block	Description	Purpose
%	Start of program.	Start Program
O0001 (PROJECT1)	Program number (Program Name).	
(T1 0.25 END MILL)	Tool description for operator.	
N1 G17 G20 G40 G49 G80 G90	Safety block to ensure machine is in safe mode.	
N2 T1 M6	Load Tool #1.	Change Tool
N3 S9200 M3	Spindle Speed 9200 RPM, On CW.	
N4 G54	Use Fixture Offset #1.	Move To Position
N5 M8	Coolant On.	
N6 G00 X-0.025 Y-0.275	Rapid above part.	
N7 G43 Z1. H1	Rapid to safe plane, use Tool Length Offset #1.	
N8 Z0.1	Rapid to feed plane.	
N9 G01 Z-0.1 F18.	Line move to cutting depth at 18 IPM.	
N10 G41 Y0.1 D1 F36.	CDC Left, Lead in line, Dia. Offset #1, 36 IPM.	
N11 Y2.025	Line move.	
N12 X2.025	Line move.	
N13 Y-0.025	Line move.	
N14 X-0.025	Line move.	
N15 G40 X-0.4	Turn CDC off with lead-out move.	
N16 G00 Z1.	Rapid to safe plane.	
N17 M5	Spindle Off.	Change Tool
N18 M9	Coolant Off.	
(T2 0.25 DRILL)	Tool description for operator.	
N19 T2 M6	Load Tool #2.	
N20 S3820 M3	Spindle Speed 3820 RPM, On CW.	Move To Position
N21 M8	Coolant On.	
N22 X1. Y1.	Rapid above hole.	
N23 G43 Z1. H2	Rapid to safe plane, use Tool Length Offset 2.	
N24 Z0.25	Rapid to feed plane.	Drill Hole
N25 G98 G81 Z-0.325 R0.1 F12.	Drill hole (canned) cycle, Depth Z-.325, F12.	
N26 G80	Cancel drill cycle.	
N27 Z1.	Rapid to safe plane.	End Program
N28 M5	Spindle Off.	
N29 M9	Coolant Off.	
N30 G91 G28 Z0	Return to machine Home position in Z.	
N31 G91 G28 X0 Y0	Return to machine Home position in XY.	
N32 G90	Reset to absolute positioning mode (for safety).	
N33 M30	Reset program to beginning.	
%	End Program.	

Figura 28 – Exemplo de códigos utilizados em um programa escrito na linguagem G-Code
Fonte: Autodesk (2017).

3 MATERIAIS E MÉTODO

Este capítulo objetiva determinar e descrever as etapas de execução do trabalho, assim como as ferramentas que serão empregadas na modelagem geométrica do componente, evidenciando a sequência de realização das atividades por meio de um cronograma.

3.1 MATERIAIS

A modelagem geométrica do componente será executada com a ferramenta SolidWorks®, *software CAD (computer-aided design)* que disponibiliza ao usuário uma interface intuitiva através da qual é possível reunir parâmetros de projeto, estabelecer restrições e gerar modelos tridimensionais que podem ser empregados na etapa de fabricação de componentes. O programa também conta com ferramentas CAE (*computer-aided engineering*) para solução de problemas de engenharia, sendo possível simular numericamente a imposição de esforços mecânicos à estrutura, e, ao inserir as variáveis de projeto, avaliar a viabilidade do sistema.

3.2 MÉTODO

O projeto foi dividido em duas etapas, sendo denominadas fase de pesquisa e fase de execução.

3.2.1 Metodologia de pesquisa

O referencial teórico que servirá de base para a execução da segunda fase deste trabalho será construído por meio de uma pesquisa qualitativa, de caráter exploratório (GIL, 2002), sendo ela estratificada em três principais etapas, durante as quais se adotou a plataforma eletrônica Google Scholar como ferramenta de pesquisa de artigos científicos, dissertações e livros com conteúdo pertinente à solução da situação-problema:

- a) Compilação de conhecimento acerca dos sistemas biomecânicos envolvidos na situação-problema mediante pesquisa adotando as palavras-chave: *shoulder, anatomy, rotator cuff, glenohumeral joint*;
- b) Estudo dos procedimentos cirúrgicos empregados no reparo do manguito rotador por meio de artigos científicos selecionados em pesquisa usando as palavras-chave: *shoulder, arthroscopic, rotator cuff, suture anchor*;
- c) Identificação dos tipos de dispositivos de fixação disponíveis no mercado utilizando as palavras-chave: *suture anchor, bioabsorbable, metallic*.

3.2.2 Planejamento e execução do projeto

Concluída a etapa de pesquisa, procede-se, então, à fase de planejamento e execução do projeto, durante a qual pretende-se executar as seguintes tarefas:

- a) Preparação da modelagem geométrica: a pesquisa de modelos de âncora de sutura utilizada em procedimento cirúrgico de reparo do manguito rotador que sirvam como base para a modelagem geométrica do componente a ser projetado neste trabalho será realizada através do banco de patentes disponível na plataforma Google Patents;
- b) Execução da modelagem geométrica: a modelagem geométrica do componente será executada com a ferramenta SolidWorks®, com a qual os executantes deste projeto já estão familiarizados, já que seu uso foi recorrentemente exigido ao longo do curso de graduação. A posterior análise da viabilidade do modelo gerado será realizada com base nos valores de cargas trativas exercidas no dispositivo de fixação durante e após o

procedimento cirúrgico, já estimadas em estudos anteriores, os quais adotaram o procedimento de testes de carga em espécimes cadavéricos e amostras musculares de bovinos submetidos à cirurgia artroscópica;

c) Análise de materiais de engenharia: a filtragem de materiais cuja aplicação seja viável à situação-problema será amparada pelos dados presentes na bibliografia consultada ao longo deste trabalho, priorizando materiais que apresentem melhores propriedades de resistência mecânica e que possuam boa biocompatibilidade com a porção danificada do manguito rotador; e

d) Estudo sobre os processos de fabricação viáveis: será realizada posterior pesquisa sobre os processos de engenharia comumente empregados na fabricação de âncoras de sutura bioabsorvíveis e, na fase final deste trabalho, será proposto um processo com o qual seja possível gerar um produto de qualidade equivalente aos disponíveis no mercado internacional.

4 RESULTADOS

4.1 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Com auxílio do software CAD (*Computer Aided Design*) SolidWorks®, a âncora foi modelada a fim de gerar a geometria do produto a ser estudado e prognosticar seu comportamento mecânico quando submetido a certos valores de esforços trativos e torcionais, prevendo a possibilidade de ocorrência de falhas que impossibilitem a aplicação do componente em cirurgias artroscópicas. A simulação numérica calcula o comportamento físico e estrutural sob condições de funcionamento predeterminadas, minimizando, assim, erros de projeto, além de possibilitar a realocação de custos aplicados em aspectos superdimensionados para outros mais críticos à viabilidade do sistema e a otimização dos processos empregados. Esta etapa precede à fabricação do protótipo.

Com o propósito de obter uma geometria de âncora cirúrgica diferente das ofertadas pelo mercado, a pesquisa se respalda em protótipo patenteado pela *United States Patent*, órgão norte americano que possui função de legislar, regularizar e registrar petições de propriedade intelectual sobre as obras. A patente selecionada consta nesse banco de dados com o número 6.045.573 e sua data de registro é 04/04/2000. Uma de suas principais diferenças em relação a patentes de parafusos ortopédicos geradas na época é a presença de quatro canais, representados na Figura 29 pelos índices 110 e 120, por onde será feita a inserção transversal de dois fios de sutura pelo cirurgião responsável.

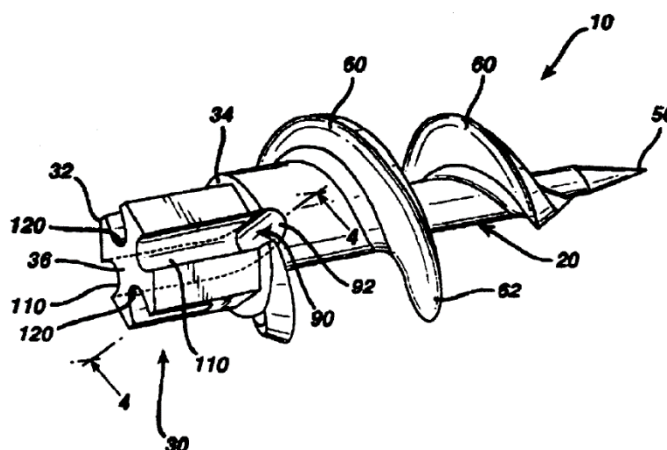


Figura 29 - Modelo da patente 6.045.573
Fonte: U.S.P. (2000).

Esse modelo foi utilizado como parâmetro para determinar a proporção entre as medidas de comprimento e diâmetro do dispositivo, as quais, juntamente às discussões com profissionais da área médica no ramo ortopédico, nortearam o processo de construção do modelo geométrico e a posterior análise numérica feita em *software* CAD/CAE.

Por se tratar de uma geometria complexa, que traria dificuldades tanto nas etapas de modelagem quanto de fabricação do protótipo, optou-se por modificar sua estrutura com o intuito de aumentar a viabilidade do projeto e incorporar metodologias diferentes, mas não menos interessantes, e pertinentes ao estudo realizado.

A geometria selecionada para o presente trabalho atenta a solucionar falhas corriqueiras relatadas por cirurgiões, diminuindo a possibilidade de fratura da âncora após a inserção no osso devido às altas tensões impostas aos fios de sutura ao incorporar dois canais pelos quais passariam um fio de sutura adicional. Além disso, a geometria de tronco de cone acaba gerando uma área de contato superficial com crescimento linear, buscando a implantação mais segura no tecido ósseo.

A opção por modelagem de uma rosca com filete arredondado é justificada por dispensar a necessidade de um centro de usinagem CNC (Comando Numérico Computadorizado) que disponha de cinco eixos simultâneos, o qual, apesar de permitir a geração de peças de todos os formatos, exige do fabricante um maior conhecimento operacional.

A âncora foi desenhada conforme a sequência de passos a seguir:

- a) Modelagem do *Sketch* 2D, como visualizado na Figura 30;

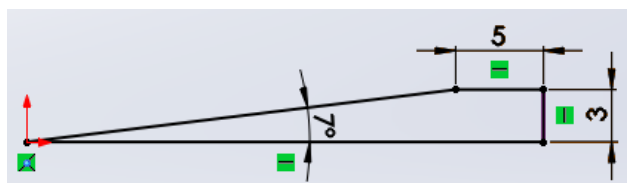


Figura 30 - Sketch do eixo
Fonte: Autoria própria.

- b) Com a ferramenta de revolução foi gerado o sólido tridimensional, conforme a Figura 31;

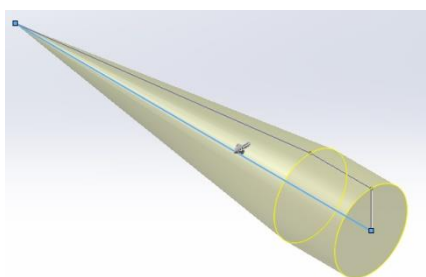


Figura 31 - Modelo em 3D
Fonte: Autoria própria.

- c) Com a ferramenta *Helix* foi criada a linha de rota, e, combinando-a com a ferramenta *Sweep*, foi gerada a rosca de geometria circular, como visualizado na Figura 32.

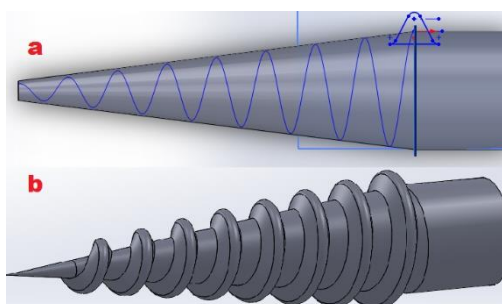


Figura 32 - Modelagem da rosca: a) desenho de rota e perfil; b) sólido gerado
Fonte: Autoria própria.

Visto que o rompimento dos fios de sutura empregados na fixação do tecido ligamentar no reparo do complexo do manguito rotador, devido à alta magnitude das cargas trativas às quais foram submetidos, é frequentemente citado como uma das causas que levam ao fracasso do procedimento artroscópico, optou-se, no presente

trabalho, em aumentar o número de canais reservados para a passagem dos fios de sutura para um total de seis, como visualizado na Figura 33. Isso permitiria a utilização de três fios, reduzindo, assim, a exigência mecânica imposta a cada um deles. A operação de modelagem realizada para implementação dessa particularidade geométrica está discriminada a seguir:

- a) Com a ferramenta *Boss-Extrude* foi criado um *Sketch* sextavado que serviria como base para as furações realizadas com a ferramenta *Cut-Extrude*.

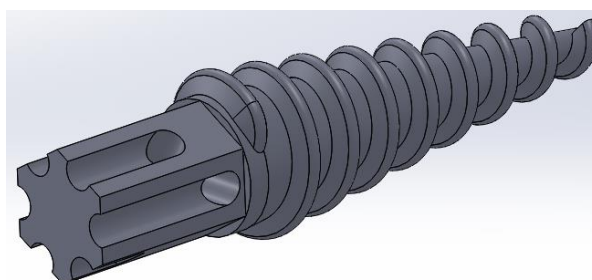


Figura 33 - Detalhes dos canais de sutura
Fonte: Autoria própria.

Tal escolha foi amparada pelos pareceres de médicos ortopedistas especializados nesse tipo de cirurgia, que apontaram o predomínio no mercado de âncoras projetadas para o recebimento de apenas dois fios e, não obstante, a boa receptividade desses profissionais para uma solução que dispusesse de três fios, muito em decorrência da notória perícia nas etapas de passagem e execução dos nós, não constituindo um empecilho a adição de um fio ao sistema. Por outro lado, foi possível prever, ao longo da fase de modelagem geométrica, que a remoção de material da alma do parafuso para preparação dos canais provavelmente fragilizaria a estrutura, fator que reiterou a necessidade da realização da análise de esforços por simulação numérica.

4.1.1 Cálculo da rosca

A escolha por uma rosca de perfil redondo foi fundamentada na diminuição da dificuldade em sua fabricação, visto que, por ser um protótipo de pequena escala, o

ferramental possui limitações perante à geometria da peça, como ângulos e contornos de peça reduzidos. Desse modo, os cálculos foram baseados em uma rosca Whitworth normal, presente na Figura 34, mas sua geometria final foi criada admitindo-se o futuro emprego de uma ferramenta já existente. Quanto à inserção no osso, testes devem ser realizados para conferir a viabilidade de sua aplicação em procedimentos cirúrgicos, porém, não é este o objetivo do estudo.

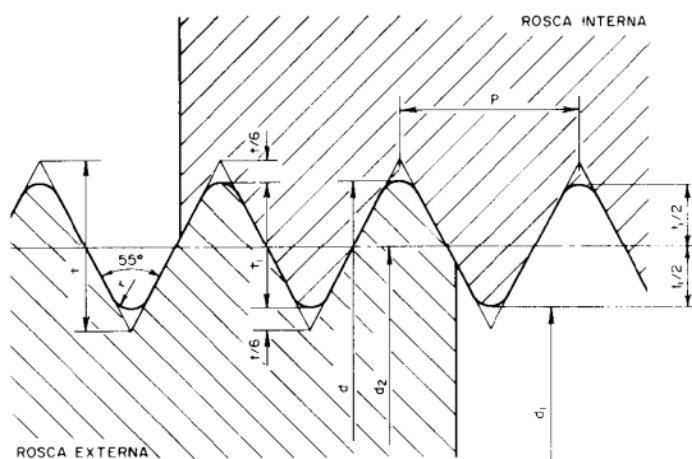


Figura 34 - Rosca Whitworth normal
Fonte: Francesco (1978).

O cálculo da rosca foi realizado com base na norma DIN II. De acordo com as equações (1), (2), (3), (4), (5) e (6), foram calculados os valores do diâmetro menor, do passo, da altura do filete, do diâmetro nominal e do raio de arredondamento da rosca, dispostos na Tabela 5.

Tabela 5 - Resultados do cálculo dos parâmetros da rosca

Diâmetro menor [mm]	Passo [mm]	Altura do filete [mm]	Diâmetro nominal [mm]	Raio de arredondamento [mm]
6,00	2,50	1,60	9,20	0,343

Fonte: Autoria própria.

4.2 ANÁLISE NUMÉRICA

A análise numérica do componente foi realizada com o auxílio da extensão *Simulation* do software SolidWorks™, com a qual é possível, através do FEM (*Finite Element Method*), dividir um corpo rígido em inúmeros elementos finitos, os quais constituirão a malha do problema, representada na Figura 35, e calcular os valores de tensão, deslocamento e deformação a que são submetidas essas partes do componente, dados os parâmetros de entrada de força ou momento. Essa etapa tem como principal objetivo fornecer ao projetista uma estimativa da extensão da aplicabilidade do projeto, ressaltando quais aspectos deveriam ser reforçados.

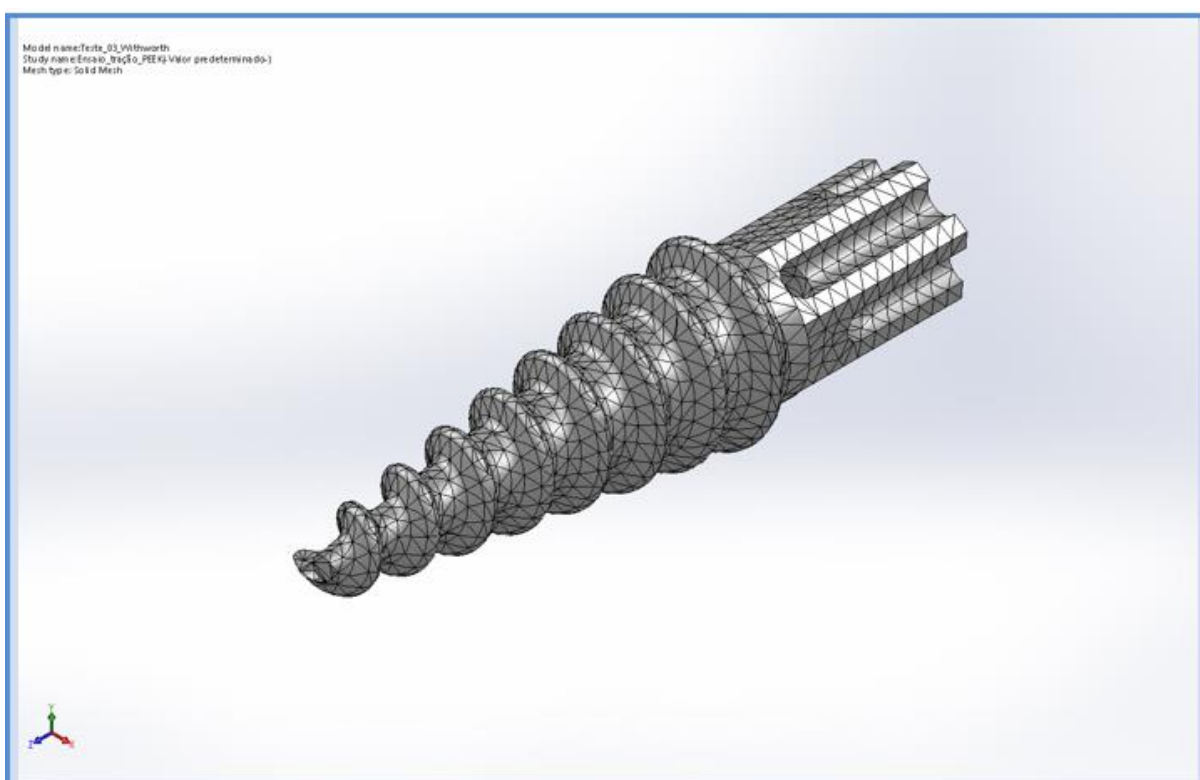


Figura 35 - Malha gerada do componente

Fonte: Autoria própria.

As regiões críticas onde há acúmulo de tensões na âncora cirúrgica foram estimadas ao longo da etapa de modelagem, sendo elas: a ponta responsável pela inserção e pelo acabamento do pré-canal do furo no osso e a alma do parafuso, na qual serão inseridos os fios de sutura. Sendo assim, a simulação teve como intuito demonstrar para quais magnitudes de cargas normais à cabeça sextavada ocorreria a deformação plástica da ponta e quando ocorreria a ruptura da seção correspondente ao diâmetro menor e possível espanamento da cabeça do parafuso, dado certos valores de cargas torcionais.

Primeiramente, foram selecionados os critérios para a determinação das forças e momentos aplicados ao componente. Para avaliar sua resistência à tração, foi adotada uma força arbitrária de 1000 N, com sentido oposto às superfícies perpendiculares ao eixo médio do parafuso. Visando avaliar as tensões impostas devido à força normal relativa ao aperto da cabeça sextavada através do ferramental cirúrgico, admitiu-se que a força média aplicada por um ser humano equivale a 430 N e, dada uma chave de fenda com suporte de mão de diâmetro de 25 mm, foi possível chegar a um valor de carga normal igual a 430 N. Quanto aos esforços torcionais de aperto da âncora, estimou-se um torque equivalente a 5,4 N.m, ainda levando em conta as hipóteses adotadas para o cálculo da tensão normal. Tais parâmetros podem ser visualizados na Tabela 6.

Tabela 6 – Testes mecânicos realizados e respectivos valores dos parâmetros adotados

Teste	Carga normal [N]	Momento [N.m]
Tracional	1000	
Compressão sob condições de trabalho	430	
Torcional sob condições de trabalho		5,4

Fonte: Autoria própria.

Em seguida, motivado pelo recorrente apontamento quanto à real viabilidade mecânica de dispositivos utilizados em aplicações biomédicas, quando comparados a modelos fabricados com materiais convencionais de engenharia, tais como metais de transição, optou-se por realizar as simulações com três tipos de materiais: os polímeros PEEK e PLA (poliacetal) e o titânio. Os valores de suas propriedades mecânicas que foram adotadas como parâmetros para a análise numérica estão dispostos na Tabela 7.

Tabela 7 – Propriedades dos materiais adotados na realização das simulações numéricas

Propriedade	PEEK	PLA	Liga ti-6Al-4V
Limite de elasticidade [MPa]		70	827
Tensão de escoamento à tração [MPa]	90	59	1050
Tensão de ruptura à compressão [MPa]	125		5,4
Módulo de elasticidade [GPa]	3,9	3,5	105
Módulo de cisalhamento [GPa]	0,17	1,3	41
Razão de Poisson	0,4	0,36	0,31
Densidade [kg/m ³]	1310	1300	4429

Fonte: Database do SolidWorks™.

A escolha pelo PEEK como um potencial material constituinte da âncora se deve a suas altas resistências mecânica, estabilidade térmica, dado que é um polímero termoplástico, e biocompatibilidade apresentadas. Entretanto, seu custo ainda é alto, o que constituiria em um empecilho à execução de ordens de compra para a fabricação de protótipos desse material, em um ambiente universitário. Sendo assim, admitiu-se utilizar outro polímero para a simulação numérica, o PLA, por apresentar comportamento mecânico similar ao do PEEK, ainda que, por ser um material bioabsorvível, exija a implementação de parâmetros de fabricação especiais. Por fim, a liga ti-6Al-4V, a mais empregada comercialmente dentre as ligas que possuem o titânio em suas constituições, foi escolhida como representante das âncoras metálicas, visto que está consolidada sua aplicação em materiais com fins cirúrgicos.

Após determinados os principais valores de entrada dos esforços e propriedades dos materiais, foi possível proceder à execução da análise numérica. Como critério de falha do componente, dado que os materiais empregados são considerados dúcteis, foi adotado o critério de falha de Von Mises, o qual estabelece que um corpo só irá falhar se a energia relativa à alteração de sua forma superar a energia gerada pelos deslocamentos de um corpo de prova submetido a cargas tratativas em um ensaio de laboratório (NORTON, 2013). A fórmula analítica que rege esse critério está presente na equação (7), onde σ_1 , σ_2 e σ_3 são as tensões principais e σ_e é a tensão de escoamento do material.

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 < 2\sigma_e^2 \quad (7)$$

Foram, então, realizados testes de tração, com uma carga de 1000 N, testes de compressão, com uma carga equivalente à aplicação real e de valor 430 N e testes de torção, com a geometria fixa na ponta e na extremidade sextavada, adotando um momento de 5,4 N.m. Em todos os casos o componente foi discretizado em uma malha de alta qualidade, com 23690 nós e 15009 elementos. Esses testes são análogos aos ensaios de tração e torção realizados em laboratório, sendo uma boa estimativa para avaliar a ocorrência ou não de falha sob as condições de trabalho.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de tração, com uma força

normal de 1000 N, no material PEEK, podem ser visualizados nas Figuras 36, 37 e 38.

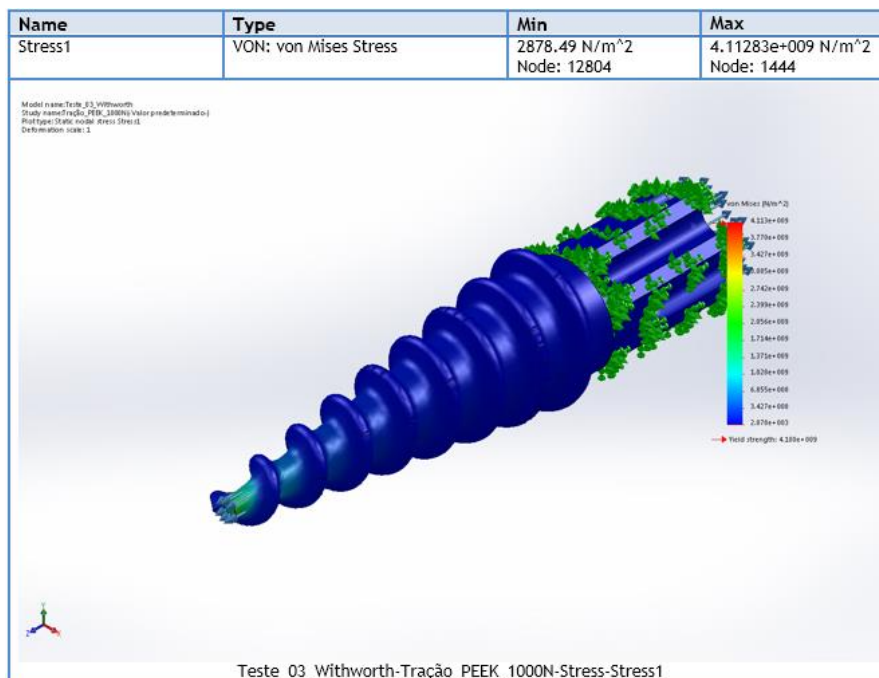


Figura 36 - Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de tração do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

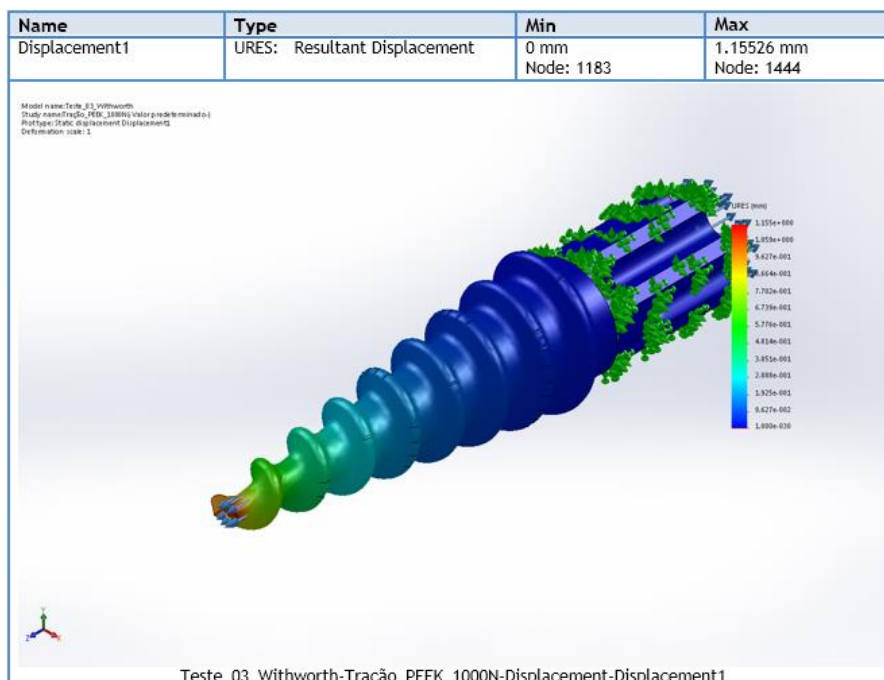


Figura 37 - Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

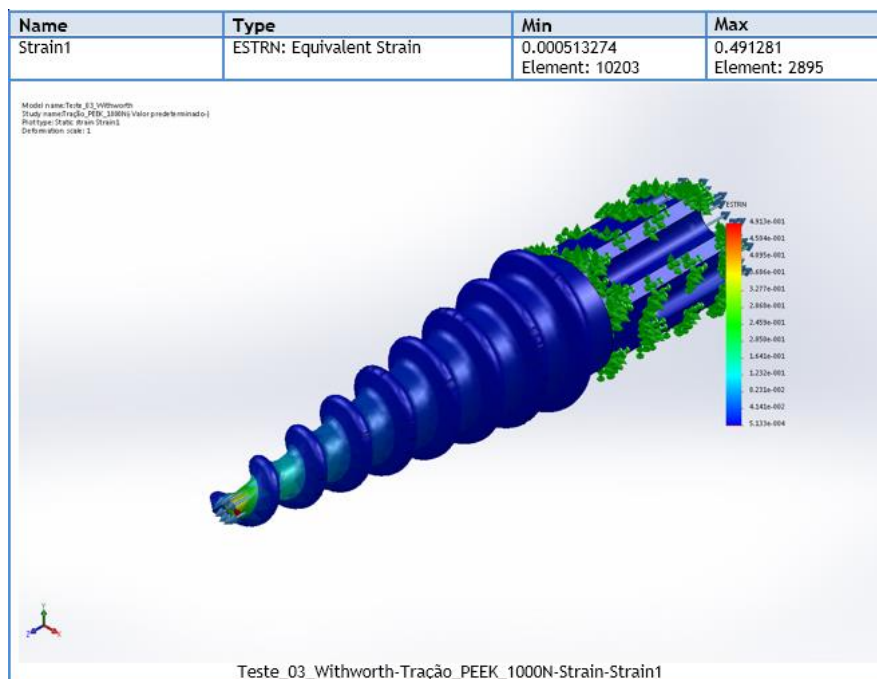


Figura 38 - Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de tração, com uma força normal de 1000 N, no material PLA, podem ser visualizados nas Figuras 39, 40 e 41.

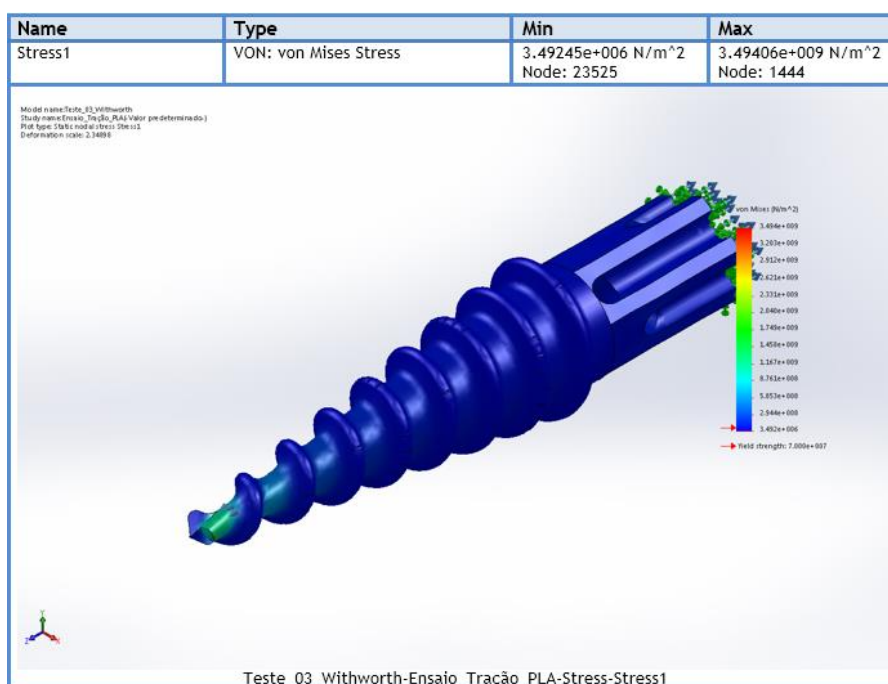


Figura 39 - Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de tração do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

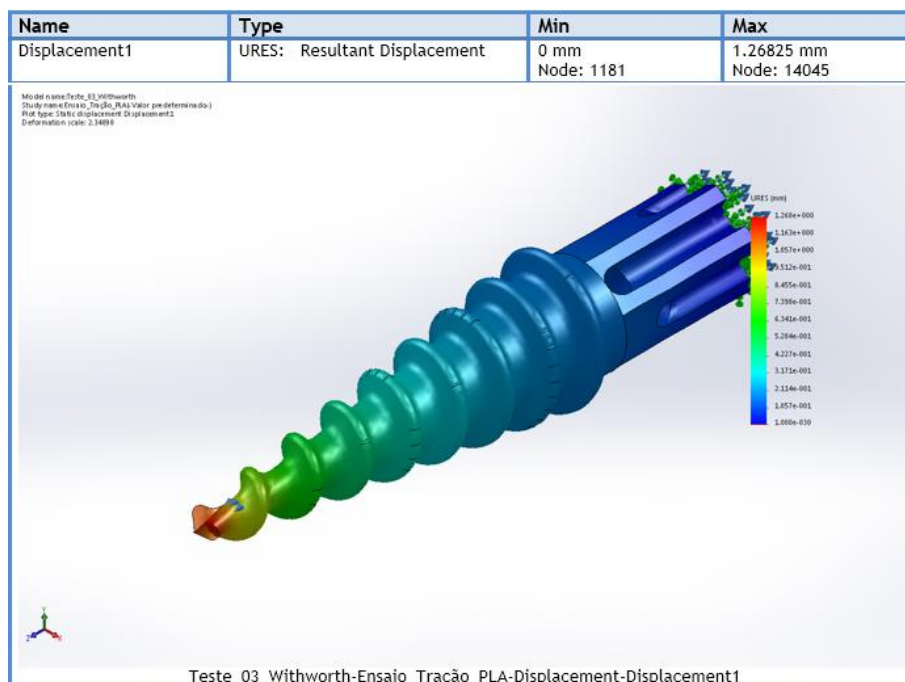


Figura 40 - Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

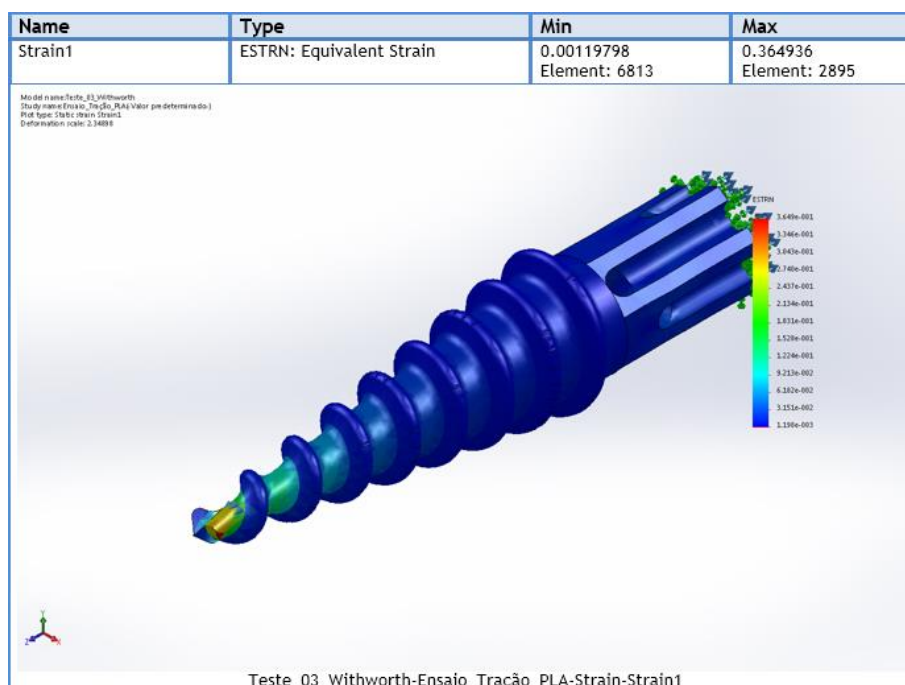


Figura 41 - Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de tração, com uma força normal de 1000 N, na liga ti-6Al-4V, podem ser visualizados nas Figuras 42, 43 e 44.

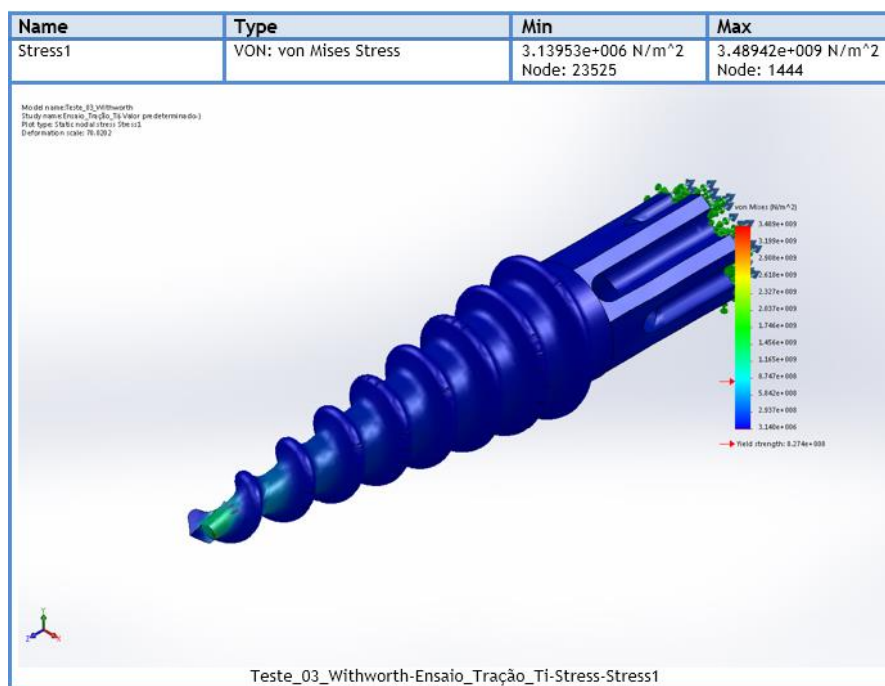


Figura 42 - Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de tração do componente em ti-6Al-4V

Fonte: Autoria própria.

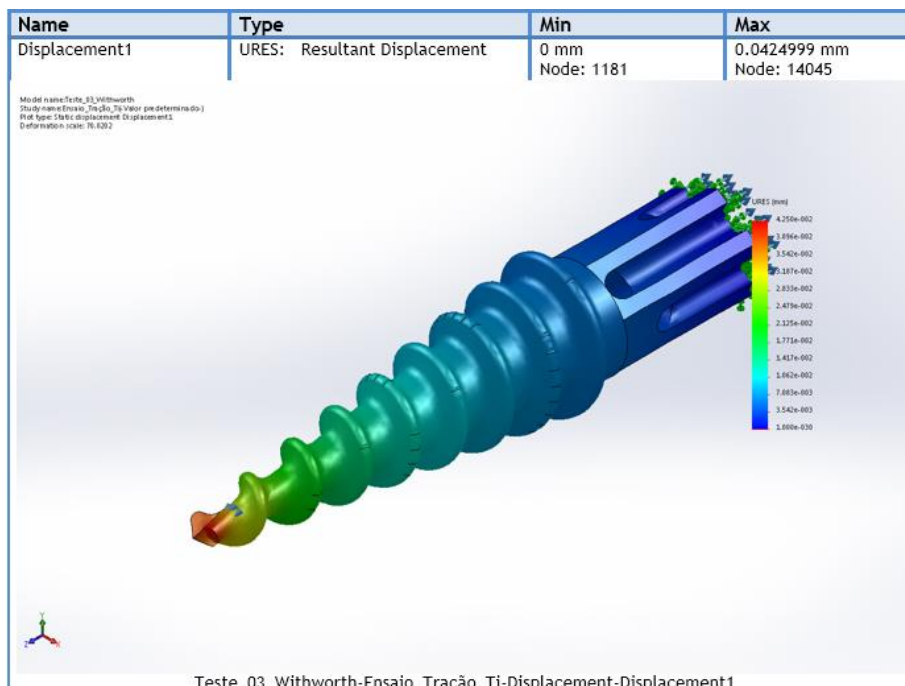


Figura 43 - Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

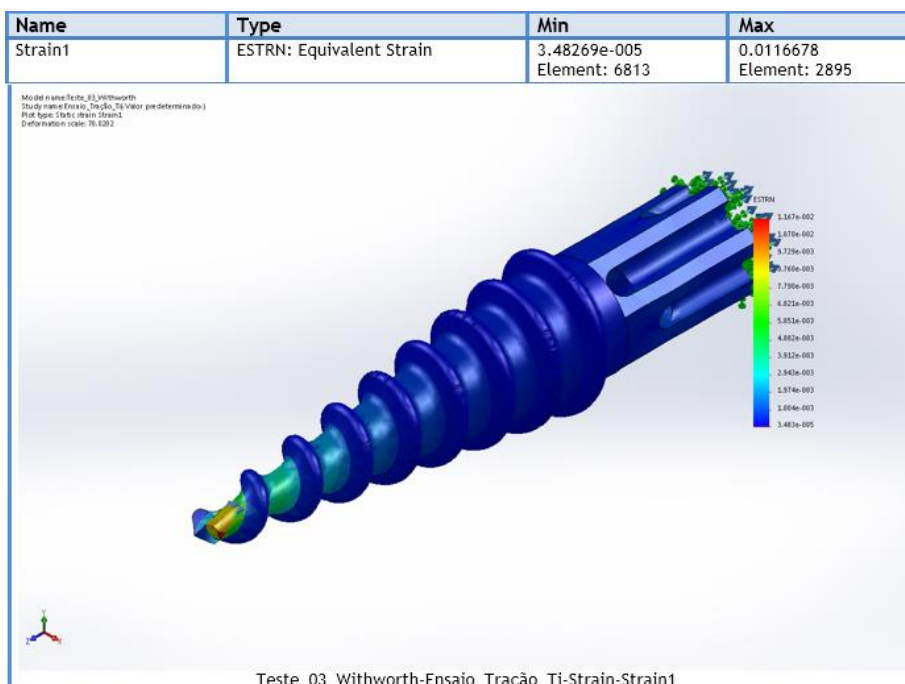


Figura 44 - Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de tração do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de compressão, com uma

força normal de 430 N, no material PEEK, podem ser visualizados nas Figuras 45, 46 e 47.

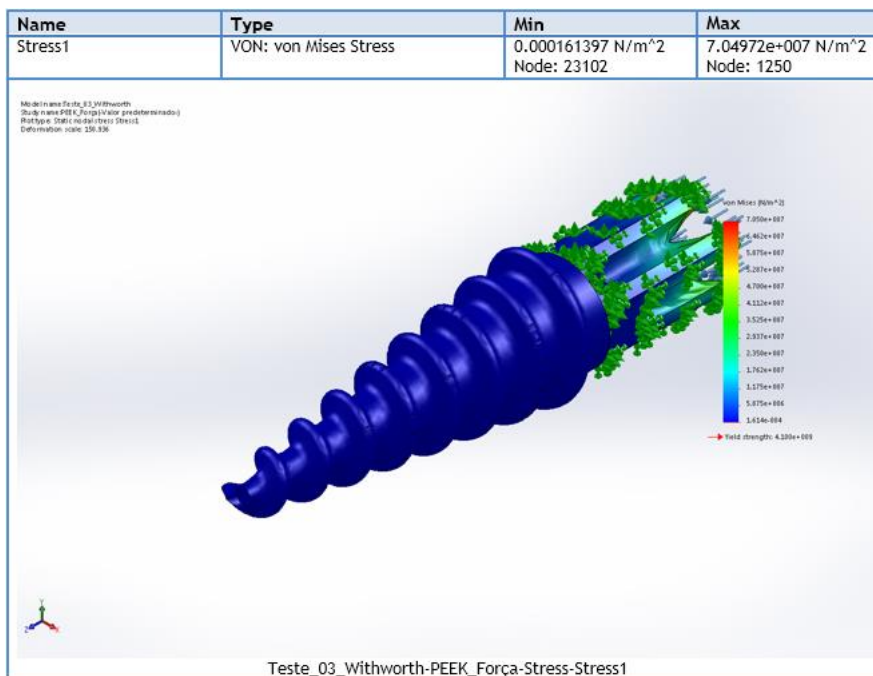


Figura 45 - Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

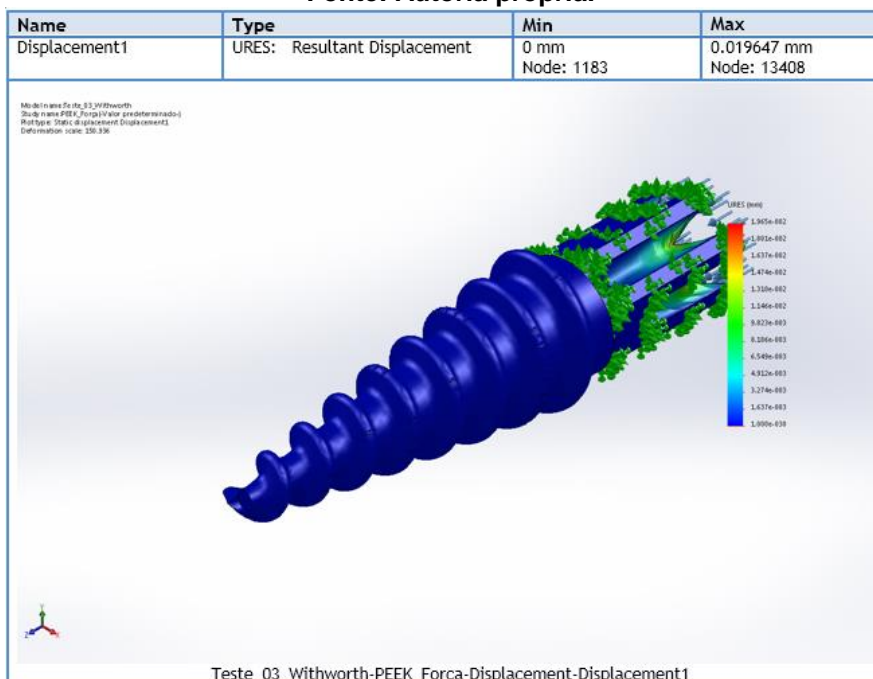


Figura 46 - Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

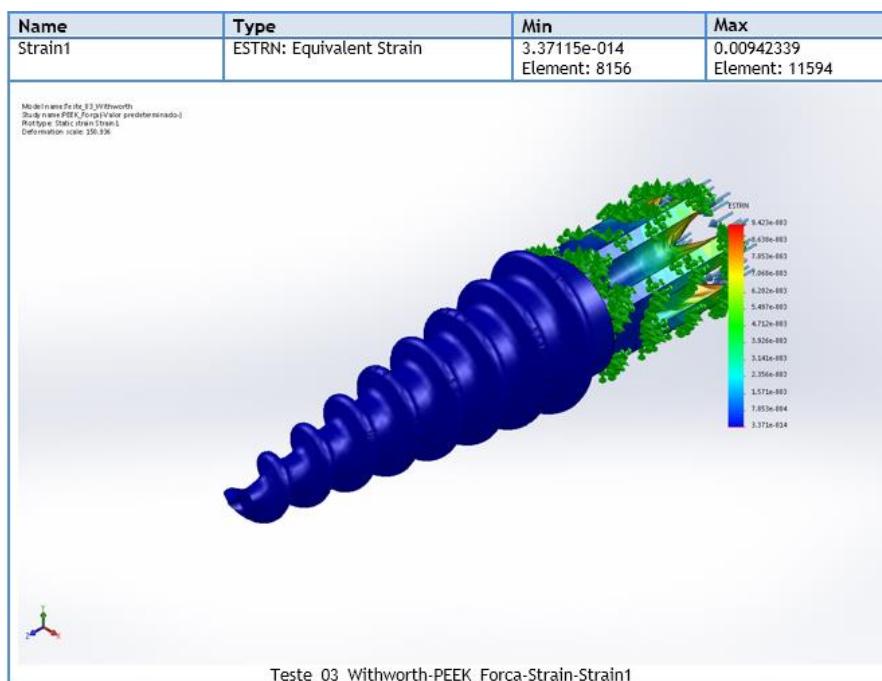


Figura 47 - Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de compressão, com uma força normal de 430 N, no material PLA, podem ser visualizados nas Figuras 48, 49 e 50.

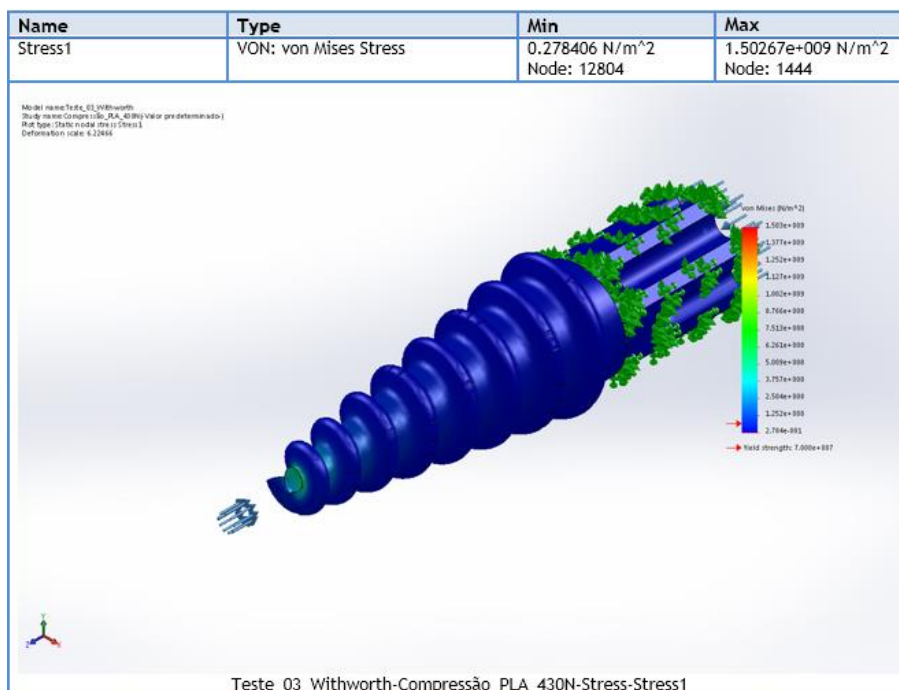


Figura 48 - Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

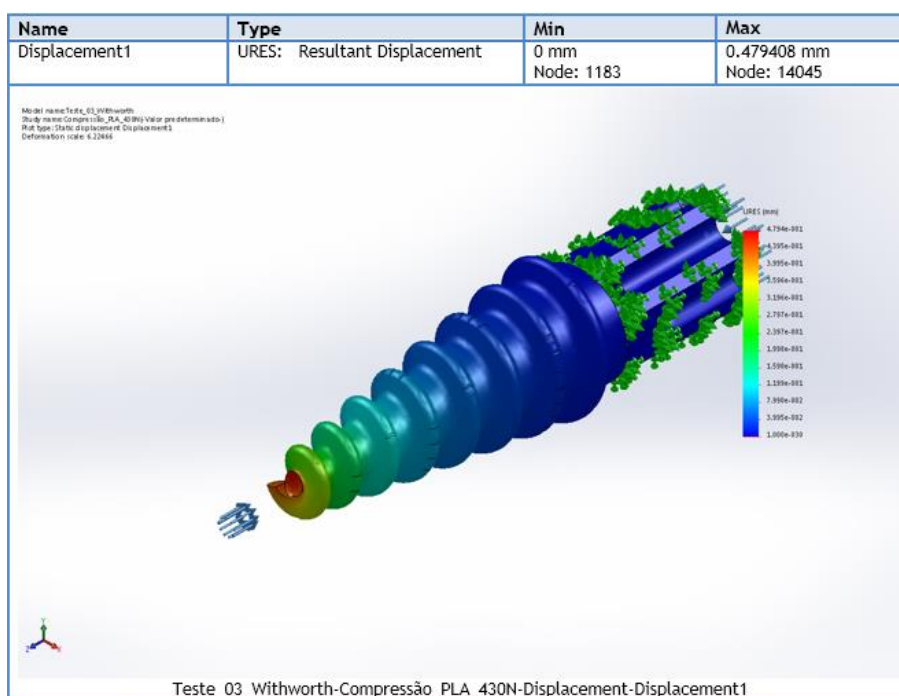


Figura 49 - Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

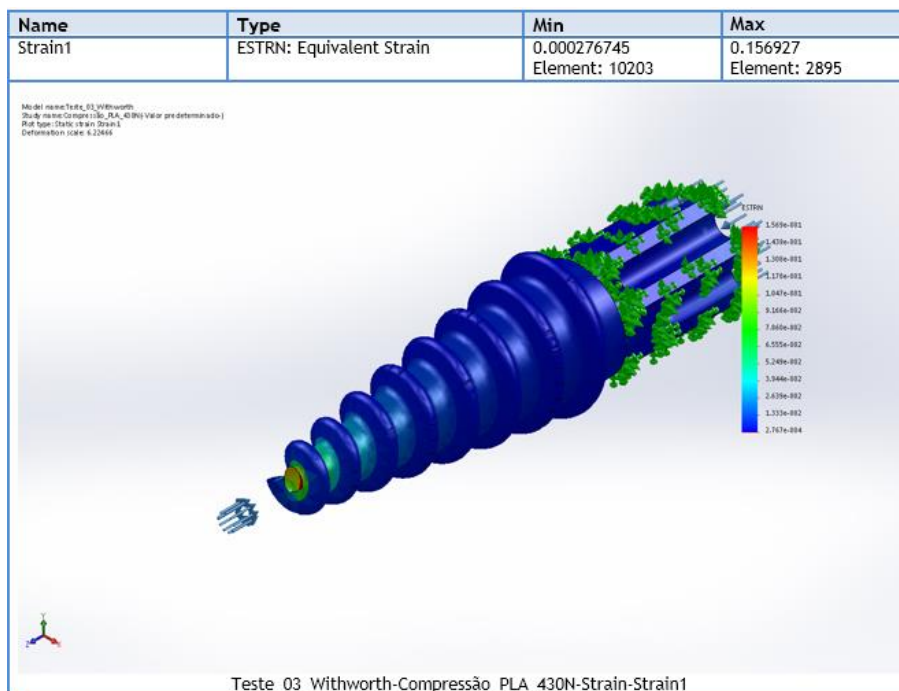


Figura 50 - Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de compressão, com uma força normal de 430 N, na liga ti-6Al-4V, podem ser visualizados nas Figuras 51, 52 e 53.

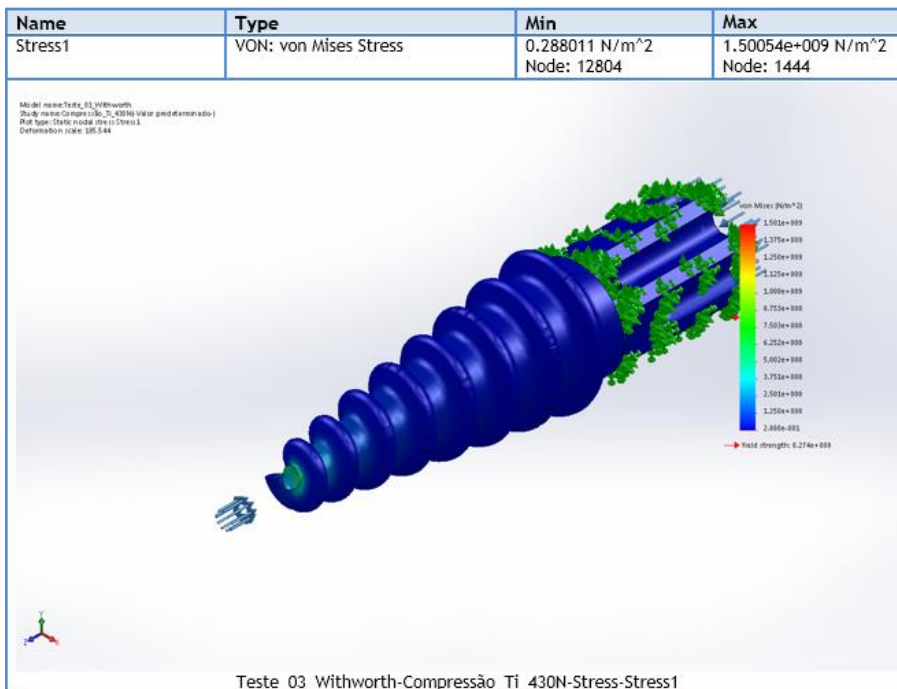


Figura 51 – Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

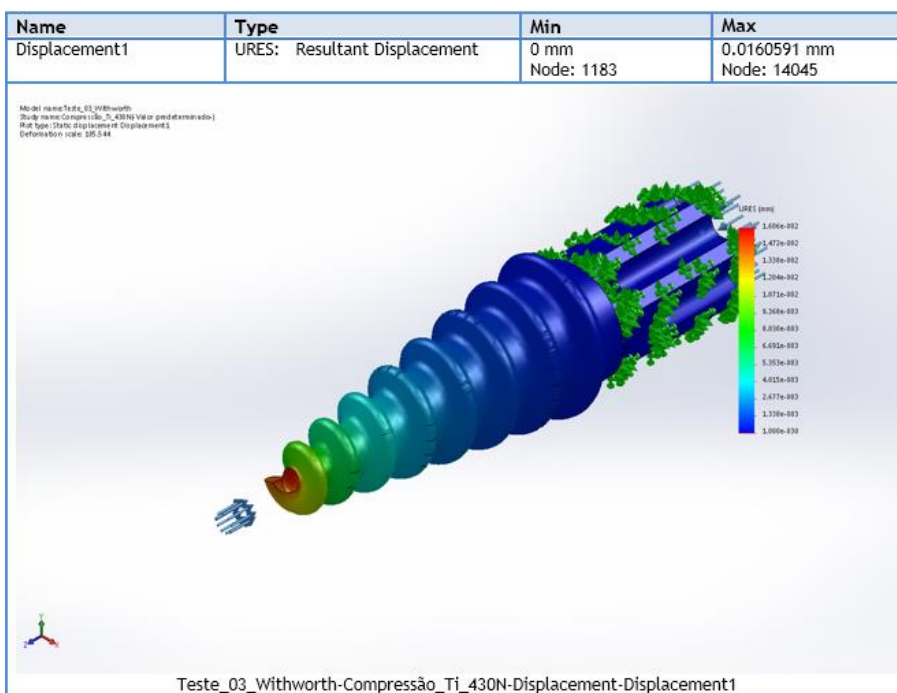


Figura 52 – Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

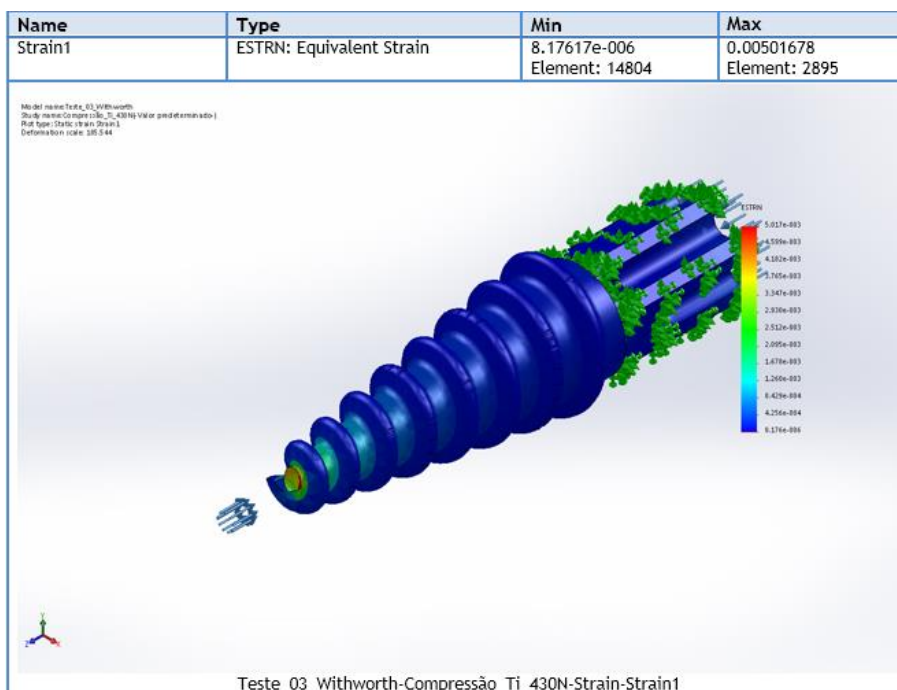


Figura 53 – Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de compressão, com uma carga normal de 430 N, do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de torção, com um momento de 5,4 N.m e geometria fixa na extremidade sextavada, no material PEEK, podem ser visualizados nas Figuras 54, 55 e 56.

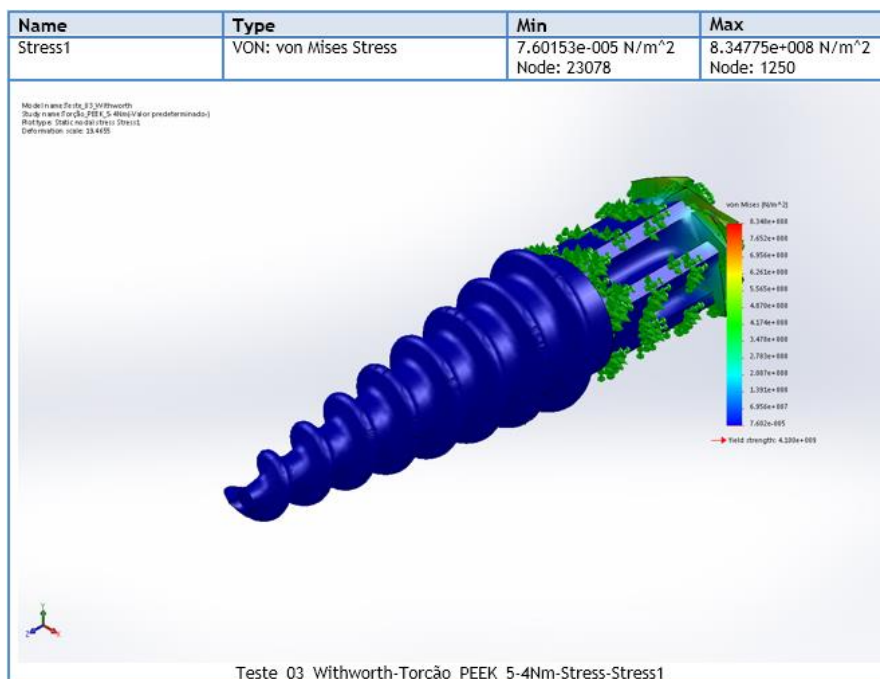


Figura 54 – Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PEEK
 Fonte: Autoria própria.

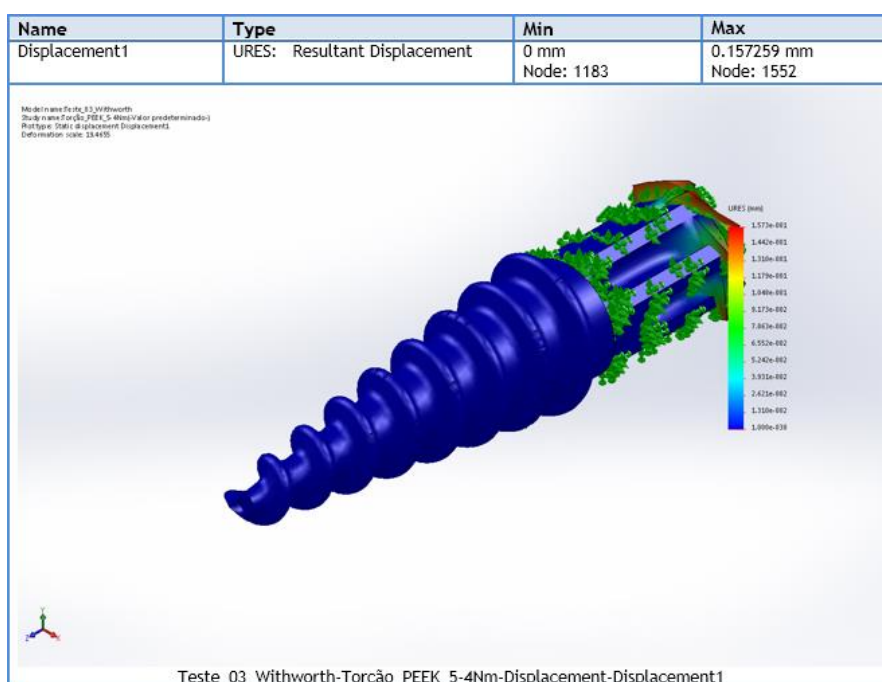


Figura 55 – Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PEEK
 Fonte: Autoria própria.

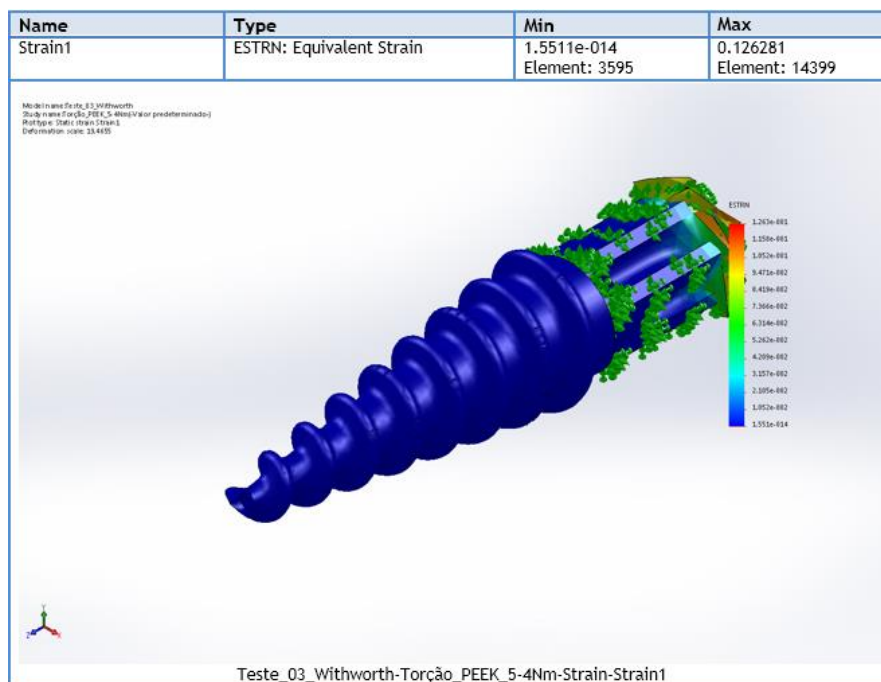


Figura 56 – Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PEEK
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de torção, com um momento de 5,4 N.m e geometria fixa na extremidade sextavada, no material PLA, podem ser visualizados nas Figuras 57, 58 e 59.

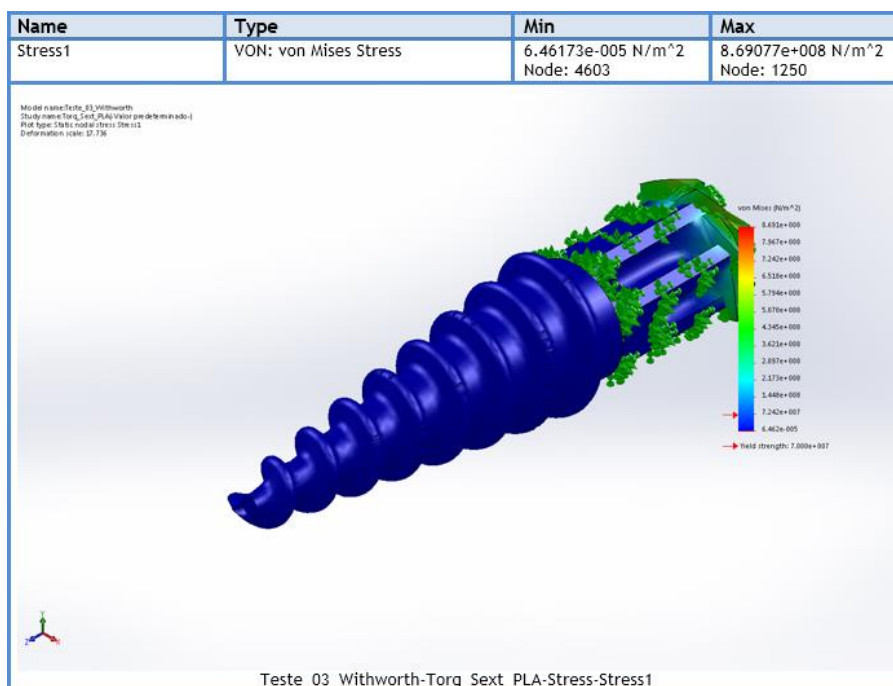


Figura 57 – Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

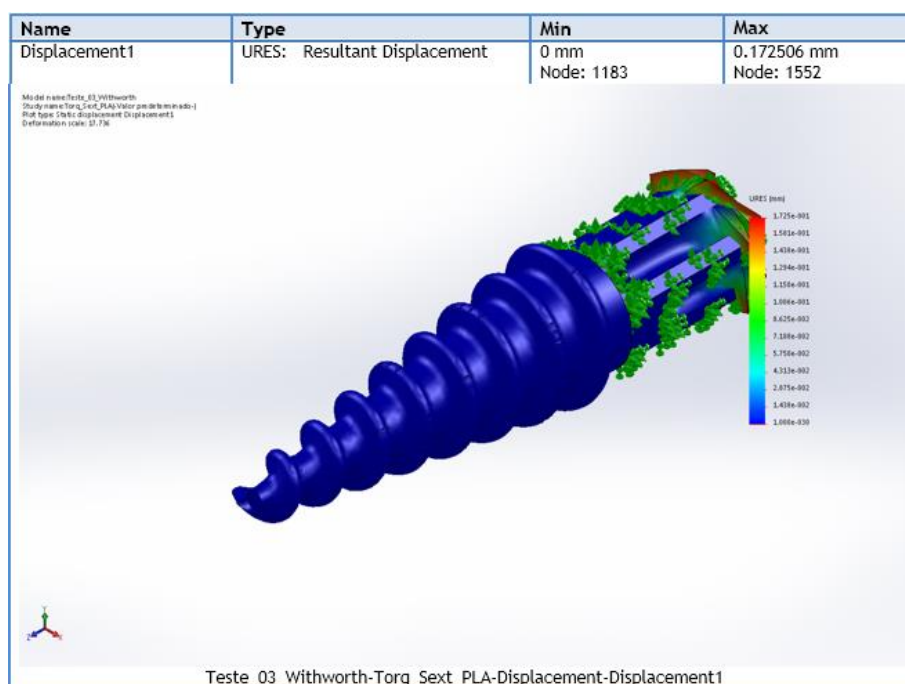


Figura 58 – Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

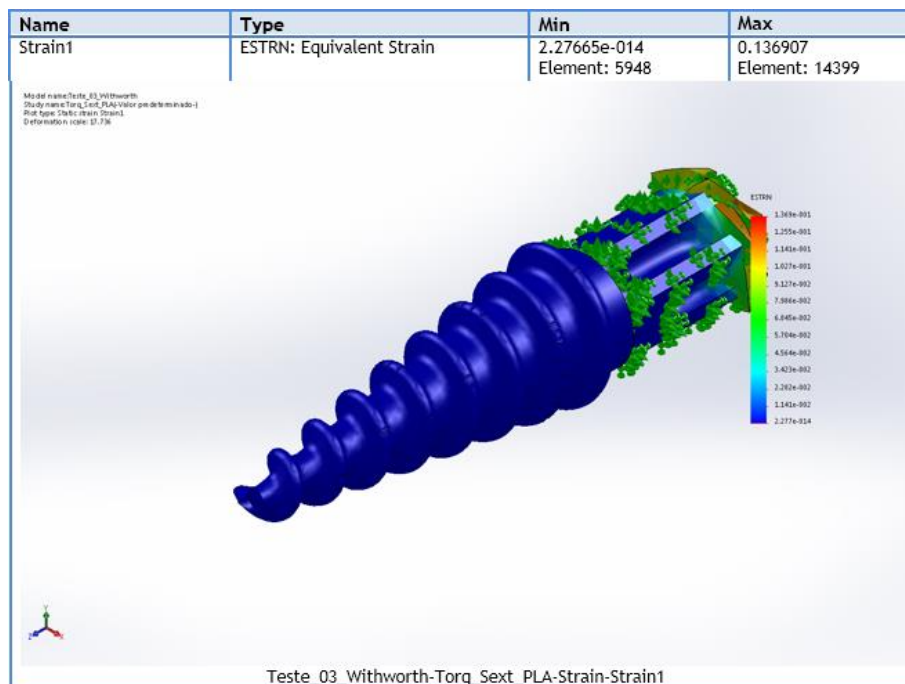


Figura 59 – Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em PLA
Fonte: Autoria própria.

Os resultados gráficos, em termos da tensão de Von Mises, do deslocamento dos elementos e da deformação da estrutura, para o teste de torção, com um momento de 5,4 N.m e geometria fixa na extremidade sextavada, na liga ti-6Al-4V, podem ser visualizados nas Figuras 60, 61 e 62.

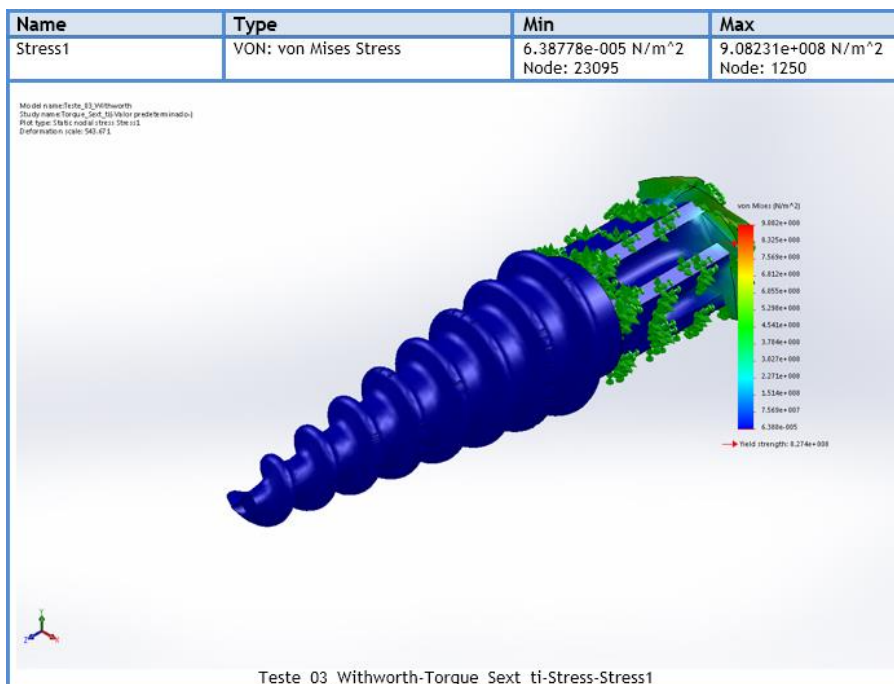


Figura 60 – Tensões de Von Mises na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

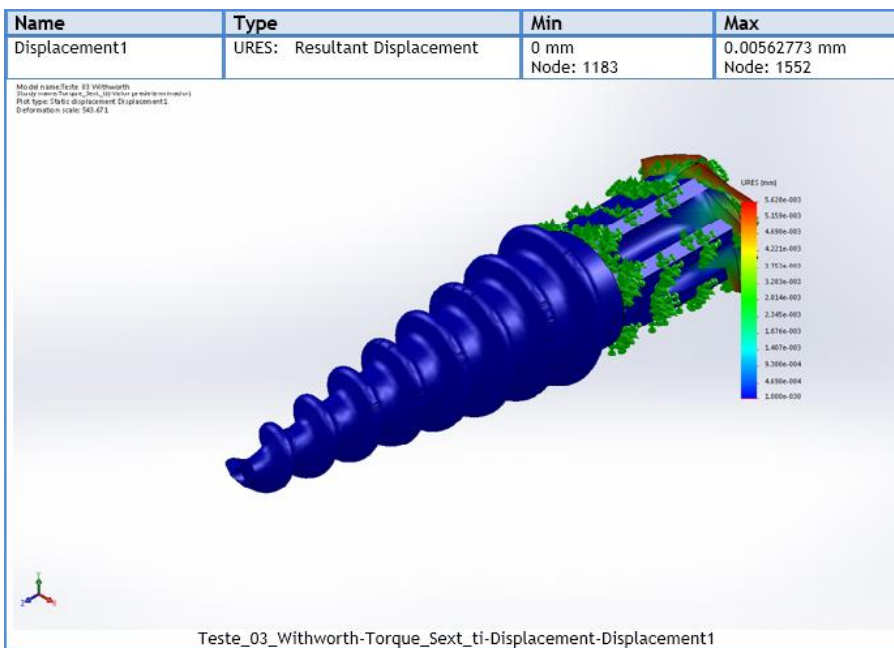


Figura 61 – Deslocamento dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em ti-6Al-4V
Fonte: Autoria própria.

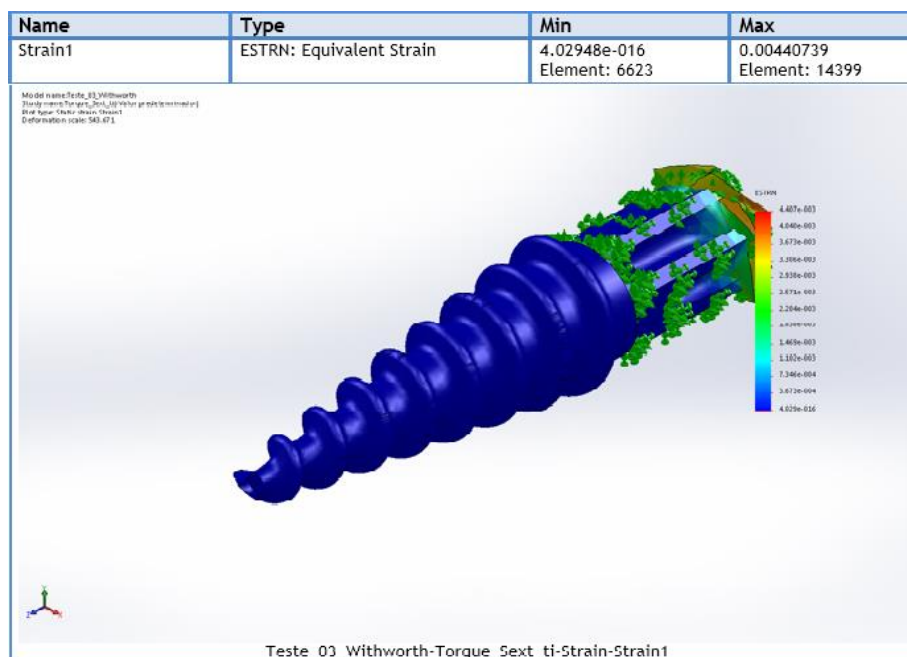


Figura 62 – Deformação dos elementos na malha gerada no ensaio de torção, com um momento de 5,4 N.m, do componente em ti-6Al-4V
 Fonte: Autoria própria.

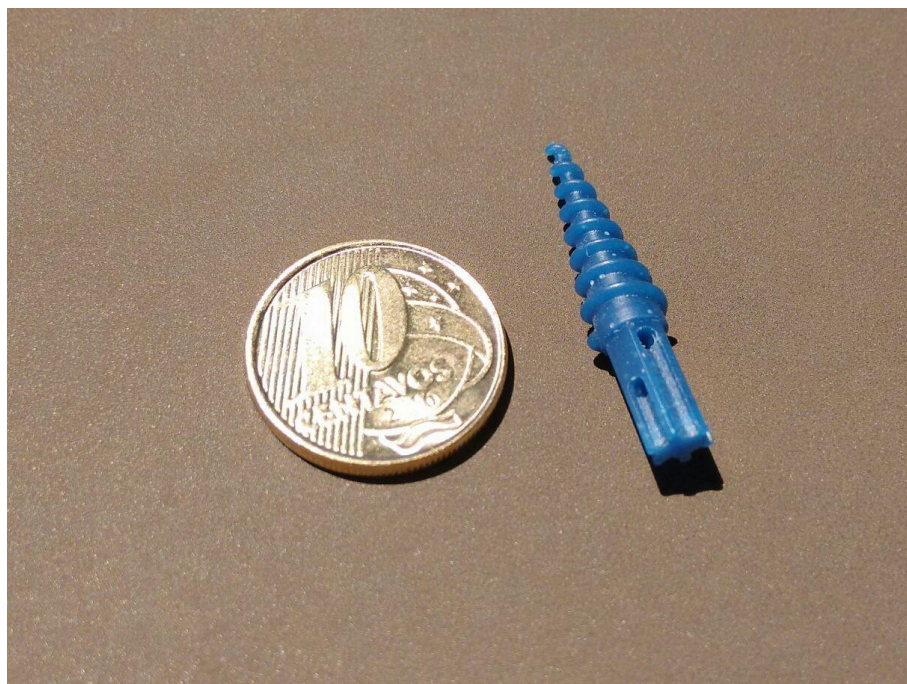
Analisando os resultados obtidos, conclui-se que, para essa forma construtiva, o material PLA pode ser empregado como uma alternativa à dispendiosa fabricação de protótipos em PEEK, tanto pelo seu baixo custo e disponibilidade no mercado, quanto ao seu bom comportamento mecânico. Além disso, ao comparar o desempenho dos representantes poliméricos com o de uma âncora de constituição metálica, percebe-se que, apesar de apresentarem maiores taxas de deformação quando submetidos aos testes de tração e torção, sua utilização em procedimentos artroscópicos também é viável.

4.3 FABRICAÇÃO

A execução de um protótipo, motivada pela maior facilidade de identificar melhorias a serem implementadas no projeto após a confecção do modelo físico, foi desenvolvida externamente à universidade, fato justificado pela maior capacidade técnica e disponibilidade operacional do fabricante. Nesse caso, visto que a criação do primeiro protótipo não teria como objetivo a posterior realização de testes

mecânicos, optou-se por adotar a cera maquinável como constituinte estrutural da âncora, em virtude de sua fácil manipulação em operações de desbaste e acabamento e seu baixo custo.

Desse modo, o presente trabalho se limita a discutir as características basilares para promover a construção do componente. O protótipo desenvolvido pode ser visualizado na Figura 63.



**Figura 63 – Protótipo de âncora cirúrgica desenvolvido em cera maquinável
Fonte: Rodrigo Delay (2017).**

A descrição da rotina de trabalho para o processo de fabricação é enunciada no Quadro 2.

Etapa	Rotina de trabalho	Descrição
Usinagem utilizando cera maquinável (1º protótipo)	Discretização do modelo em software para linguagem da máquina-ferramenta (MACH3)	Avaliação do modelo e desenvolvimento do processo de fabricação em software CAM
Especificação de linguagem	Desbaste lento, desbaste rápido, acabamento	Avaliação dos parâmetros de processo, velocidades de corte e profundidade de corte
Usinagem do perfil, furação e rosca	A partir do software PowerMill® 2018, estabelece a rotina de usinagem e definição dos percursos no quarto eixo da máquina CNC	MACH3 discretiza o perfil do modelo, gerando o código (G-Code) fonte para <i>start</i> de máquina, sendo possível a escolha da ferramenta, e transforma deslocamento rotativo e linear da máquina-ferramenta

Quadro 2 – Descrição das etapas de fabricação
Fonte: Autoria própria.

A partir dos dados obtidos pela discretização do modelo em linguagem G-Code no software PowerMill®, foram enumerados os principais parâmetros para fabricação do elemento. Para um melhor aproveitamento do processo e identificação de possíveis falhas, o software foi usado para gerar o primeiro protótipo virtual, de modo a simular os processos de desbaste lento, furação, desbaste da rosca e acabamento. A partir dessa análise e do melhor resultado obtido, procedeu-se à usinagem da peça no centro CNC. As ferramentas usadas estão presentes no Quadro 3.

Processo	Ferramentas utilizadas
Desbaste	Fresa de topo reto Ø4mm
	Fresa de topo esférico Ø1,5mm
	Fresa de topo long neck Ø0,6mm
Acabamento	Fresa de topo esférico Ø0,3mm
	Fresa de topo esférico Ø0,6mm
	Broca de Ø1,5mm

Quadro 3 - Lista das ferramentas utilizadas
Fonte: Autoria própria.

Tendo concluído a etapa de fabricação, observou-se alguns pontos importantes para o prosseguimento do projeto. A escolha pela confecção do protótipo inicial em cera maquinável, material de altas usinabilidade e disponibilidade, quando comparado àqueles empregados em âncoras cirúrgicas, representou uma economia significativa no dispêndio de recursos humanos e materiais e permitiu com que o

fabricante visualizasse os aspectos críticos que deveriam ser estudados mais a fundo e adaptados para a execução de produtos em materiais biocompatíveis. Sendo assim, foram avaliados a desenvoltura da usinagem do modelo geométrico gerado e o grau de acabamento possível de ser atingido com o emprego das ferramentas anteriormente listadas, em um centro de usinagem CNC dispondo de quatro eixos.

5 CONCLUSÃO

Ao compilar os principais parâmetros requisitados no desenvolvimento de âncoras cirúrgicas empregadas no reparo do manguito rotador, foi gerado, no presente trabalho, um modelo geométrico computacional que apresentasse vantagens técnicas quando comparado às alternativas presentes no mercado, ao optar pela adoção de três fios de sutura, reduzindo as tensões individuais impostas durante e após o procedimento artroscópico. Em seguida, foi realizada simulação numérica com base em valores estimados de aplicação de torque durante a inserção do dispositivo na estrutura óssea, após a qual foi concluído que as formas construtivas em PEEK, PLA e ti-6Al-4V apresentam viabilidade técnica.

Por fim, foi fabricado, por meio de operações de desbaste e acabamento em equipamento CNC de quatro eixos, um protótipo da âncora desenvolvida em material de menor custo e piores propriedades mecânicas e biológicas, de modo a analisar o grau de precisão possível de ser atingido dadas as ferramentas utilizadas e a ausência de um quinto eixo de usinagem.

REFERÊNCIAS

ANHUI JUMEI BIOLOGICAL TECHNOLOGY CO., L. PLA pellets with high quality with low price Red Masterbatch. 2017. Disponível em: < https://www.alibaba.com/product-detail/PLA-pellets-with-high-quality-with_60654663141.html?spm=a2700.7724857.main07.204.2956dfe9005YSp >. Acesso em: 8 dez 2017.

AUTODESK. Sobre a definição de blocos. 2017. Disponível em: < <https://knowledge.autodesk.com/pt-br/support/autocad/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2017/PTB/AutoCAD-Core/files/GUID-F81D7F1E-1F0A-45AD-AC7E-891A85A0033A-htm.html> >. Acesso em: 9 dez 2017.

BARBER, F. A. Suture anchor options. In: (Ed.). **Arthroscopic Rotator Cuff Surgery**: Springer, 2008. p.34-54.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A. Suture anchors—update 1999. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 15, n. 7, p. 719-725, 1999.

BARBER, F. A. et al. Sutures and suture anchors—update 2006. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 22, n. 10, p. 1063-1069. e2, 2006.

BARBER, F. A.; HERBERT, M. A.; RICHARDS, D. P. Sutures and suture anchors: update 2003. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 19, n. 9, p. 985-990, 2003.

BECHTOL, C. O. Biomechanics of the Shoulder. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 146, p. 37-41, 1980.

BEN KIBLER, W. The role of the scapula in athletic shoulder function. **The American journal of sports medicine**, v. 26, n. 2, p. 325-337, 1998.

CAVINATTO, L. Luxação do ombro. 2017. Disponível em: < <http://www.dornoombro.com/problemascomuns/> >. Acesso em: 5 jun 2017.

CODMAN, E. A. **The Shoulder; Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions in Or about the Subacromial Bursa**. 1934.

DA SILVA, A. D.; BEVILACQUA, J. C. Implementação de Pós-Processadores em Sistemas CAD/CAM Dedicados. COBEF-Congresso Brasileiro de Engenharia de Fabricação, 2005. p.2005.

DAVID, L. et al. Biomechanics of ligaments and tendons. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 6, n. 1, p. 125-182, 1978.

FATTINI, C. A.; DANGELO, J. G. **Anatomia humana básica**. Atheneu, 2002.

FRANCESCO, P. Projetista de máquinas. **São Paulo: Pro-Tec**, 1978.

GIL, A. C. Como classificar as pesquisas. **Como elaborar projetos de pesquisa**, v. 4, p. 44-45, 2002.

Grupo de Cirurgia do Ombro. Cirurgia do manguito rotador. 2017. Disponível em: < <http://www.cirurgiadeombroecotovelo.com.br/cirurgia-do-manguito-rotador/> >. Acesso em: 5 jun 2017.

GUIMARÃES, M. V. **Desenvolvimento de um novo implante utilizado no tratamento de lesões do manguito rotador**. 2013. (Mestrado). Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

HAMAD, K. et al. Properties and medical applications of polylactic acid: A review. **Express Polymer Letters**, v. 9, n. 5, 2015.

HEIDEMANN, W. et al. Drill free screws: a new form of osteosynthesis screw. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 26, n. 3, p. 163-168, 1998.

HSMWORKS. Chapter 4: Coordinate System. 2017. Disponível em: < http://www.hsmworks.com/docs/cncbook/en/#Ch04_CoordinateSystem >. Acesso em: 9 dez 2017.

HUROV, J. Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. **Journal of Hand therapy**, v. 22, n. 4, p. 328-343, 2009.

IBÁN, M. Á. R. et al. Reparación artroscópica de las roturas del manguito rotador. **Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular**, v. 21, n. 2, p. 109-119, 2014.

JIANGSU JUNHUA HIGH PERFORMANCE SPECIALTY ENGINEERING PLASTICS (PEEK) PRODUCTS CO., L. price of peek per kg PEEK rod from China PEEK. 2017. Disponível em: < https://www.alibaba.com/product-detail/price-of-peek-per-kg-PEEK_60628382004.html?spm=a2700.7724857.main07.1.4e774f26E9VT8z&s=p >. Acesso em: 8 dez 2017.

JIANGXI BELUNS PLASTIC CO., L. Pom Rods 1.75mm pla welding rods. 2017. Disponível em: < https://www.alibaba.com/product-detail/Pom-Rods-1-75mm-pla-welding_1814938710.html?spm=a2700.7724838.2017115.10.3b633ed2LduocD >. Acesso em: 8 dez 2017.

KAAR, T. K. et al. Complications of metallic suture anchors in shoulder surgery: a report of 8 cases. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 17, n. 1, p. 31-37, 2001.

KAHLE, W. et al. **Color atlas and textbook of human anatomy. Vol. 1, Locomotor system**. Thieme, 2004.

KOREN, Y. **Computer control of manufacturing systems**. McGraw-Hill New York et al., 1983.

LEE, T. Q. Current biomechanical concepts for rotator cuff repair. **Clinics in orthopedic surgery**, v. 5, n. 2, p. 89-97, 2013.

LIPPITT, S.; MATSEN, F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 291, p. 20-28, 1993.

LONGO, U. G. et al. Tendon augmentation grafts: a systematic review. **British medical bulletin**, p. ldp051, 2010.

LOPES, R. PRINCIPAIS TIPOS DE ROSCAS. 2013. Disponível em: < <http://solidprize.blogspot.com.br/2013/01/principais-tipos-de-roscas-unf-npt-bsp.html> >. Acesso em: 9 dez 2017.

LYNCH, M. Basic Principles of CNC. **TECHNICAL PAPERS-SOCIETY OF MANUFACTURING ENGINEERS-ALL SERIES-**, 1992.

MA, R. et al. Arthroscopic rotator cuff repair: suture anchor properties, modes of failure and technical considerations. **Expert review of medical devices**, v. 8, n. 3, p. 377-387, 2011.

MALAVOLTA, E. Lesão do manguito rotador. 2017. Disponível em: < <http://eduardomalavolta.com/blog/lesao-do-manguito-rotador> >. Acesso em: 6 jun 2017.

MARTEL, É. M. et al. Avaliação de resultados pós - operatórios do tratamento videoartroscópico para luxação recidivante de ombro com o uso de âncoras metálicas. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 51, n. 1, p. 45-52, 2016.

MIDDLETON, J. C.; TIPTON, A. J. Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices. **Biomaterials**, v. 21, n. 23, p. 2335-2346, 2000.

MILANO, G. et al. Comparison between metal and biodegradable suture anchors in the arthroscopic treatment of traumatic anterior shoulder instability: a prospective randomized study. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 18, n. 12, p. 1785-1791, 2010.

MOSELEY, H. 3 The Clavicle: Its Anatomy and Function. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 58, p. 17-28, 1968.

NHO, S. J. et al. Bioabsorbable anchors in glenohumeral shoulder surgery. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 25, n. 7, p. 788-793, 2009.

NORTON, R. L. **Projeto de máquinas**. Bookman Editora, 2013.

OMBREGT, L. **A system of orthopaedic medicine**. Elsevier Health Sciences, 2013.

Ortopedia e Traumatologia. Anatomia do Ombro, Músculos e Tendões. 2017. Disponível em: <http://www.ombrocotovelo.com.br/anato%20ombro%20mang%20rot.htm> >. Acesso em: 20 mai 2017.

PEAT, M. Functional anatomy of the shoulder complex. **Phys Ther**, v. 66, n. 12, p. 1855-1865, 1986.

RAMOS, C. H. et al. Resultados do tratamento artroscópico das rupturas do manguito rotador. **Acta Ortop Bras [periódico na Internet]**, v. 18, p. 15-8, 2010.

RUOTOLO, C.; FOW, J. E.; NOTTAGE, W. M. The supraspinatus footprint: an anatomic study of the supraspinatus insertion. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 20, n. 3, p. 246-249, 2004.

SANTOS, A. E. D. Desenvolvimento de parafuso de interferência bioabsorvível para cirurgia de joelho em PLDL (poli ácido láctico) e compósito PLDL+ β TCP (beta trifosfato de cálcio). 2015.

SCHEIBEL, M. T.; HABERMEYER, P. A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 19, n. 3, p. 330-333, 2003.

SCHENKMAN, M.; RUGO DE CARTAYA, V. Kinesiology of the shoulder complex. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 8, n. 9, p. 438-450, 1987.

SNYDER, S. J. **Shoulder arthroscopy**. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

SNYDER, S. J.; BARE, A. A.; ALBRITTON, M. J. Tendon-to-Tuberosity Repair: Medial Footprint Fixation. In: (Ed.). **Arthroscopic Rotator Cuff Surgery**: Springer, 2008. p.105-117.

TERRY, G. C.; CHOPP, T. M. Functional anatomy of the shoulder. **Journal of athletic training**, v. 35, n. 3, p. 248, 2000.

VON SCHROEDER, H. P.; KUIPER, S. D.; BOTTE, M. J. Osseous anatomy of the scapula. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 383, p. 131-139, 2001.

WILK, K. E.; ARRIGO, C. A.; ANDREWS, J. R. Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 25, n. 6, p. 364-379, 1997.

YAMAGUCHI, K.; TASHJIAN, R. Surgical Indications and Repairability of Rotator Cuff Tears. In: (Ed.). **Arthroscopic Rotator Cuff Surgery**: Springer, 2008. p.1-14.

YANKE, A.; PROVENCHER, M. T.; COLE, B. J. Arthroscopic double-row and transosseous-equivalent rotator cuff repair. **The American journal of orthopedics**, v. 36, n. 6, p. 294-297, 2007.

WANG, K. The use of titanium for medical applications in the USA. **Materials Science and Engineering: A**, v. 213, n. 1-2, p. 134-137, 1996.