

VINCENT EDWARD WONG DIAZ

**DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE PERSONALIZADA PARA  
SUBLUXAÇÃO DE OMBRO POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE  
ESCANEAMENTO CORPORAL**

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Engenharia da UNESP – Campus Bauru,  
para obtenção do título de Mestre em  
Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Manufatura

Orientador: Cesar Renato Foschini

Bauru, SP

Dezembro 2019

E25d

Edward, Wong Diaz Vincent.  
DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE PERSONALIZADA  
PARA SUBLUXAÇÃO DE OMBRO POR MANUFATURA  
ADITIVA A PARTIR DE ESCANEAMENTO CORPORAL / Wong  
Diaz Vincent Edward, 2019. 67 p. :il.,tabs., fotos

Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista  
(UNESP), Faculdade de Engenharia, Bauru

Orientador: Foschini Cesar Renato

1. Process, Manufacturing. 2. Image Processing. 3.  
Scanning Systems. I. Título.

**ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE Mestrado de VINCENT EDWARD WONG DIAZ, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DA FACULDADE DE ENGENHARIA - CÂMPUS DE BAURU.**

Aos 06 dias do mês de dezembro do ano de 2019, às 10:00 horas, no(a) Anfiteatro da Seção Técnica de Pós-graduação da FEB, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI - Orientador(a) do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA do(a) Programa de Pós-Graduação em Design / FAAC/UNESP/Bauru, Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade de São Paulo/São Carlos, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da DISSERTAÇÃO DE Mestrado de VINCENT EDWARD WONG DIAZ, intitulada **DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE PERSONALIZADA A PARTIR DE ESCANEAMENTO CORPORAL. ESTUDO DE CASO: ÓRTESE PARA SUBLUXAÇÃO DE OMBRO POR MANUFATURA ADITIVA**. Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: APROVADO. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI

Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA

Prof. Dr. CARLOS ALBERTO FORTULAN

PROPOSTA DE ALTERAÇÃO DO TÍTULO

A BANCA EXAMINADORA PROPÕE A ALTERAÇÃO DO TÍTULO DO TRABALHO DO ALUNO:  
VINCENT EDWARD WONG DIAZ

DE: "DESENVOLVIMENTO DE UMA ÓRTESE PERSONALIZADA A PARTIR DE ESCANEAMENTO CORPORAL. ESTUDO DE CASO: ÓRTESE PARA SUBLUXAÇÃO DE OMBRO POR MANUFATURA ADITIVA."

PARA:

*Desenvolvimento de uma órtese personalizada para  
subluxação de ombro por manufatura aditiva  
a partir de escaneamento corporal*

Bauru, 06 de dezembro de 2019.

Prof. Dr. Cesar Renato Foschini

Orientador

Aos Meus Pais, Lucy e Vincent

À Minha família

Aos meus Amigos

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família e os meus irmãos que com o seu apoio e sua boa energia me impulsionaram em cada momento desta pesquisa.

Aos Professores Cesar Renato Foschini, Carlos Alberto Fortulan e Valeria Elui pelo seu apoio e orientação que foram fundamentais para crescer como profissional e como ser humano.

Aos meus colegas de laboratório e o técnico encarregado, que com seu apoio e sugestões ao longo do curso me permitiram desenvolver cada uma das etapas desse projeto de maneira satisfatória.

## RESUMO

DESENVOLVIMENTO DE UMA ORTESE PERSONALIZADA PARA SUBLUXAÇÃO DE OMBRO POR MANUFATURA ADITIVA A PARTIR DE ESCANEAMENTO CORPORAL.

A órtese é um dispositivo aplicado à superfície externa do corpo para: controlar o alinhamento biomecânico, corrigir ou acomodar a deformidade, proteger e suportar uma lesão, auxiliar na reabilitação, reduzir a dor, aumentar a mobilidade e a independência. Nos últimos anos, o desenvolvimento de órteses usando manufatura aditiva tem se incrementado tanto para membros superiores como inferiores devido a sua capacidade de reposicionar o membro de maneira mais precisa e personalizada. Este trabalho teve como objetivo desenvolver uma metodologia para projetar e fabricar uma órtese de subluxação de ombro utilizando escaneamento corporal e manufatura aditiva. O usuário foi submetido ao escaneamento 3D para obtenção do modelo digital sólido em formato 3D, operações elementares espaciais foram aplicadas ao modelo escaneado do usuário para a obtenção da órtese a fim de gerar uma silhueta tridimensional adequada ao ombro/tórax do paciente. Finalmente, a silhueta foi evoluída a órtese pela agregação de espessura, furos e contornos. Uma vez obtida a órtese, foi impressa, ajustada e testada no paciente. Uma primeira versão foi proposta em função do relato do paciente quanto à adaptação do ombro e conforto, e outras duas versões evolutivas foram desenvolvidas e avançaram para outros aspectos importantes como a redução de peso, graus de liberdade nos ombros saudáveis e ganho de conforto. Em cada um dos três protótipos foi aplicado um questionário de avaliação para o usuário, com o intuito de melhorar diferentes aspectos da órtese ao mesmo tempo. A órtese desenvolvida foi capaz de posicionar o osso do paciente no lugar apropriado, corrigindo a deformidade. Reduzindo a dor e aumentando a segurança durante as atividades de rotina do paciente.

**Palavras Chaves:** Manufatura aditiva, Reabilitação de usuários de órtese, CAD-CAM, Processamento de imagem 3D, Órtese de controle de postura, Tecnologia Assistiva.

## **ABSTRACT**

### **DEVELOPMENT OF A CUSTOM SHOULDER ORTHOSIS BY ADDITIVE MANUFACTURING FROM BODY SCAN.**

Orthotics is a device applied to the external surface of the body to control biomechanical alignment, correct or accommodate the deformity, protect and support an injury, assist in rehabilitation, reduce pain, increase mobility and independence. In recent years, the development of orthosis using additive manufacturing has been increasing for both upper and lower limbs because of their ability to more accurately and custom reposition the limb. This work aimed to develop a methodology to design and manufacture a shoulder subluxation orthosis using body scanning and additive manufacturing. The user underwent 3D scanning to obtain the solid digital model in 3D format, spatial elemental operations were applied to the user's scanned model to obtain the orthosis to generate a three-dimensional silhouette suitable for the patient's shoulder / chest. Finally, the silhouette was evolved into orthosis by aggregating thickness, holes and contours. Once the orthosis was obtained, it was printed, adjusted and tested on the patient. A first version was proposed based on the patient's report on shoulder adaptation and comfort, and two other evolutionary versions were developed and advanced to other important aspects such as weight reduction, degrees of freedom in healthy shoulders and comfort gain. In each of the three prototypes an evaluation questionnaire was applied to the user to improve different aspects of the orthosis at the same time. The developed orthosis was able to position the patient's bone in the appropriate place, correcting the deformity. Reducing pain and increasing safety during routine patient activities.

**Keywords:** Additive manufacturing, Rehabilitation of orthosis users, CAD-CAM, 3D image processing, Posture control orthosis, Assistive Technology



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Anatomia óssea do ombro	15
Figura 2: (A) Art. Glenoumeral. Corte plano escapular (B) Art. acromioclavicular e esternoclavicular	16
Figura 3: Pacientes internados no Depto. De A&E com luxação de ombro nos últimos três anos.	19
Figura 4: (A) Paciente com órtese confeccionada, 1-banda de tensão têxtil; 2-tira de suspensão de couro; 3 suporte de aço inox; 4-Capa do ombro (B) Órtese pré-fabricada comercializada por Mercur®	21
Figura 5: Scanners corporais (a) o scanner de fotogrametria TC2, (b) o scanner a laser Hamamatsu e (c) o scanner de ondas de rádio intellifit.	25
Figura 6: Tipos de irregulares (A) <i>Holes</i> (B) de <i>Multicontour Hole</i>	27
Figura 7: Correção de falha da superfície mediante <i>Triangle</i>	28
Figura 8: Esquematização do translado de modelo	29
Figura 9: Esquematização de Duplicado geométrico	29
Figura 10: Esquematização de rotação de modelos	30
Figura 11: Esquematização de Reescala de modelos	30
Figura 12: Descrição representativa de operações booleanas	31
Figura 13: Representação dos diferentes tipos de corte e puncionamento dentro da modelagem geométrica	32
Figura 14: Esquema do processo de FDM	34
Figura 15: Visão geral do processo de desenvolvimento de produto	37
Figura 16: Figura 16: Esboço do conceito da órtese em desenvolvimento. (A) vista frontal; (B) vista posterior.	38
Figura 17: Dimensões principais do paciente em formato STL poligonal em mm	39
Figura 18: Vista inferior do modelo de estudo	40
Figura 19: Região de estudo A	40
Figura 20: Vista inferior da superposição da região A (corpo do paciente) a região B (espaço contato lona-paciente) (C) Região representativa da órtese	41
Figura 21: Órtese modelada	42

Figura 22: Testes preliminares.	43
Figura 23: Vista preliminar do protótipo I modelado.	46
Figura 24: Protótipo I impresso.	47
Figura 25: Protótipo I impresso.	48
Figura 26: Primeiro protótipo da órtese de ombro. (A) Vista anterior, (B) Vista posterior, (C) Vista Lateral – Tiras de tração seguindo as porções do músculo deltóide, Teste do uso da órtese usando roupa diária.	49
Figura 27: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo I	49
Figura 28: Impressão do protótipo II	50
Figura 29: (A) Acoplamento da órtese; (B) melhora na espessura da órtese para melhor acoplamento (C) Vista posterior do usuário com órtese (D) Vista anterior do usuário com órtese. (E) e (F) limitação de 90 graus.	51
Figura 30: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo II (comparação com protótipo I)	51
Figura 31: Vista preliminar do protótipo III modelado.	52
Figura 32: Impressão do protótipo III	53
Figura 33: Teste com a terceira versão do protótipo da órtese de ombro	53
Figura 34: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo III (Comparação com protótipo II)	54
Figura 35: Comparação da avaliação do usuário usando os tres prototipos	54

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Casos de luxação e subluxação de ombro registrados na União Européia	19
Tabela 2: Principais sistemas de CAD 3D mecânicos proprietários e gratuitos.	22
Tabela 3: Classificação das principais tecnologias de AM	33
Tabela 4: Especificações técnicas de diferentes sistemas de AM	36
Tabela 5 Propriedades mecânicas do ABS P400	43
Tabela 6: Características técnicas do protótipo I	47
Tabela 7: Características técnicas do protótipo II	50
Tabela 8. Características técnicas do protótipo III	52

## SUMARIO

CAPITULO I INTRODUÇÃO	13
1.1. Introdução	13
1.2. Objetivos	14
1.2.1. Objetivo Geral	14
1.2.2. Objetivos Específicos	14
1.3. Estrutura do texto	14
CAPITULO II REVISÃO BIBLIOGRAFICA	16
2.1. Estudo da biomecânica do ombro	16
2.1.1. Articulação	16
2.1.2. Ação Muscular	17
2.1.3. Ligamentos	18
2.1.4. Luxação e subluxação de ombro	18
2.1.5. Estatística de luxação e subluxação de ombro	19
2.1.5.1. Estados Unidos	19
2.1.5.2. Reino Unido	19
2.1.5.3. União Européia	20
2.1.5.4. Latinoamerica	21
2.1.6. Ortese de Subluxação de ombro	21
2.2. Modelagem geométrica	22
2.2.1. Sistemas CAD	23
2.2.2. Abordagens Médicas	24
2.2.3. Escaneamento tridimensional	24
2.2.3.1. Fotogrametria	25
2.2.3.2. Varredura Laser	25
2.2.3.3. Onda Milimétrica	26
2.3. Processamento de imagem 3D em software de modelagem para AM	27
2.3.1. Melhoramento do modelo mediante reparação de superfície	27
2.3.2. Importação do modelo	28
2.3.3. Translação	28
2.3.4. Duplicado geométrico	30

2.3.5. Rotação	30
2.3.6. Reescala	31
2.3.7. Operações booleanas	31
2.3.8. Corte e punção	32
2.4. Método de Processos de fabricação em aplicações medica	33
2.4.1. Seleção de técnica de AM para fabricação de ortese	34
2.4.2. Tecnologia de AM por FDM	35
2.4.3. Seleção de material	36
CAPITULO III MATERIAIS E MÉTODOS	38
3.1. Pre-processamento do modelo	40
3.1.1. Digitalização tridimensional	40
3.1.2. Melhoramento do modelo mediante reparação de superfície	40
3.2. Processamento do modelo CAD	41
3.2.1. Modelagem da ortese	41
3.2.2. Sistema de Fixação	43
3.2.3. Sistema de Ventilação	43
3.3. Pos-processamento	44
3.3.1. Manufatura aditiva	44
3.3.2. Acabamento e infiltração	45
3.3.3. Instalação de acessórios	45
3.3.4. Testes	45
3.3.5. Feedback e Formulários	46
CAPITULO IV RESULTADOS E DISCUSSÕES	47
4.1. Testes preliminares	47
4.2. Protótipo I	48
4.3. Protótipo II	51
4.4. Protótipo III	52
4.5. Discussões	55
CAPITULO V CONCLUSÕES	60
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
ANEXOS	65

## CAPITULO I

### INTRODUÇÃO

#### 1.1. Introdução

Originário do grego “ortho”, que traduz reta, o propósito de uma órtese de ombro é utilizado com diferentes fins, em alguns casos a intenção consiste em estabilizar ou imobilizar o ombro para mantê-lo alinhado, em outros, é utilizado para impedir ou corrigir a deformidade posicionando o ombro na posição correta, e por último, permite promover a cura ou assistir a função do ombro.

Na atualidade, as órteses, do ponto de vista de manufatura são fabricadas sobre medida ou pré-fabricadas. As órteses sob medida são confeccionadas diretamente sobre a pele do paciente, pelo próprio terapeuta e dependem muito da sua expertise, habilidade e experiência. Por outro lado, as órteses pré-fabricadas possuem tamanhos definidos, são fabricadas em série e geralmente confeccionadas em oficinas ortopédicas especializadas (ELUI; OLIVEIRA, SANTOS, 2011).

Recentemente, o surgimento de novas abordagens de manufatura aditiva (AM) tem estimulado a novos descobrimentos aplicados na área médica, permitindo desenvolver novos dispositivos médicos personalizados com a diminuição do custo de fabricação com precisão da dimensão e da forma (PALOUSEK, et al., 2014). Adicionalmente está também sendo explorado para a possibilidade de fabricação de implantes, tecidos ósseos e órgãos. (MECHELS, et al., 2012) (VISSER, et al., 2013).

Na aplicação de abordagens utilizando manufatura aditiva, um papel fundamental se centra no desenvolvimento do modelo a ser impresso. Devido à capacidade de imprimir modelos de geometrias complexas, tem sido recorrente o uso de diferentes métodos de aquisição de dados concentrados em três grupos: sistemas CAD, abordagens médicas, e escaneamento tridimensional.

O escaneamento tridimensional é uma das abordagens mais favoráveis para a digitalização e processamento de modelos tridimensionais usando a manufatura aditiva. Sua capacidade de obter geometrias complexas em poucos segundos e com resolução apropriada, permite que esta seja uma abordagem atrativa para área médica.

Devido à crescente demanda no desenvolvimento de dispositivos médicos mediante manufatura aditiva, a redução de tempo no processo de fabricação, e a obtenção de resultados satisfatórios na área médica, este projeto propôs o desenvolvimento de uma técnica de aquisição tridimensional, modelagem e fabricação de uma órtese personalizada que foi aplicada a um estudo de caso na correção de uma deformidade causada por subluxação inferior de ombro.

## 1.2. Objetivos

### 1.2.1. Objetivo geral

O presente trabalho objetivou ao desenvolvimento de técnica de aquisição tridimensional de imagem corporal, modelagem e fabricação de órtese personalizada por manufatura aditiva e aplicação no estudo de caso de usuário portador de subluxação de ombro.

### 1.2.2. Objetivos específicos

Estudo de Softwares de processamento de imagem 3D e suas operações;

Escaneamento 3D de um paciente com subluxação inferior de ombro, onde se verificou o dimensionamento geral e as estratégias de modelagens necessárias para gerar ideias de uma possível órtese.

Desenvolvimento de diferentes modelos de possíveis órteses as quais foram impressas em escala e que permitiu avaliar o posicionamento da órtese sobre um modelo do corpo também impresso em escala. Após avaliação técnica e econômica do projeto preliminar, iniciou-se a fabricação de protótipos em tamanho real para avaliações técnicas.

Sucessivas melhorias e aperfeiçoamentos foram realizados na busca de adaptabilidade, conforto, flexibilidade e outras considerações técnicas juntamente com profissionais da área da saúde e o paciente.

## 1.3. Estrutura do texto

Esta seção descreve de maneira resumida a composição dos diferentes capítulos em que este estudo foi estruturado.

Além da introdução, onde são explicados os princípios deste projeto e quais são os objetivos a cumprirem, este projeto está conformado por mais quatro capítulos.

O capítulo 2, Neste capítulo é apresentado uma revisão literária sobre a biomecânica do ombro e os elementos que conformam o ombro. Posteriormente é definida a luxação e subluxação de ombro e apresentada uma revisão estatística dos casos de luxação e subluxação em escala internacional. Por outra parte explicam-se os diferentes tipos de modelagem geométrica 3D, os tipos de escaneamento corporal, processamento, e operações elementares no processamento de imagem, assim como aspectos relevantes na AM para o desenvolvimento de ortese 3D.

O capítulo 3 aborda a aplicação da metodologia desenvolvida para o desenvolvimento da órtese de subluxação de ombro iniciando pelo processamento das informações de entrada no desenvolvimento de conceito, assim como a aplicação das diferentes operações do ponto de vista de modelagem para obter a órtese final.

No capítulo 4, foram apresentados e discutidos os resultados de três protótipos desenvolvidos. As características técnicas, a visualização do modelo impresso e a avaliação do questionário por parte do usuário durante desenvolvimento de AVD'S são apresentadas neste capítulo. Assim como uma comparação dos dados obtidos no questionário apresentados de maneira global.

No capítulo 5, foram descritas as conclusões obtidas no projeto, assim como aspectos importantes para melhorar em estudos futuros. Também foi apresentada uma visão para os futuros trabalhos a serem realizados.



## CAPÍTULO II

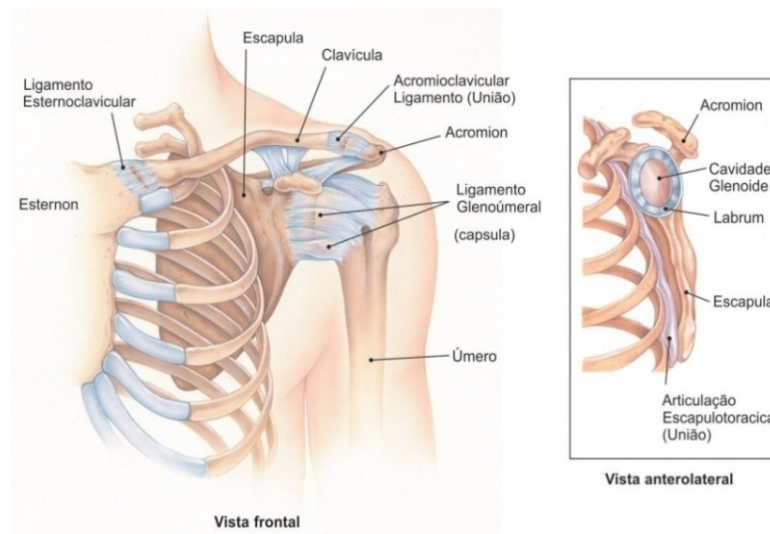
### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo foi desenvolvida uma revisão bibliográfica que aborda quatro tópicos de estudo que serão utilizados ao longo do desenvolvimento do projeto, estes são: a biomecânica do ombro, a modelagem geométrica, o processamento de imagem 3D, e finalmente, a manufatura aditiva.

#### 2.1. Estudo da Biomecânica do ombro

O ombro é a articulação mais móvel do corpo humano e está composto por três elementos como se apresentam na Figura 1: o úmero, a clavícula e a escápula, assim como dos músculos associados, ligamentos e tendões (QUILLEN; WUCHNER, HATCH, 2004). A maneira em como os ossos do ombro se unem, são definidas como articulações do ombro.

Figura 1: Anatomia óssea do ombro



Fonte: Adaptado de QUILLEN; WUCHNER; HATCH (2004)

##### 2.1.1. Articulações

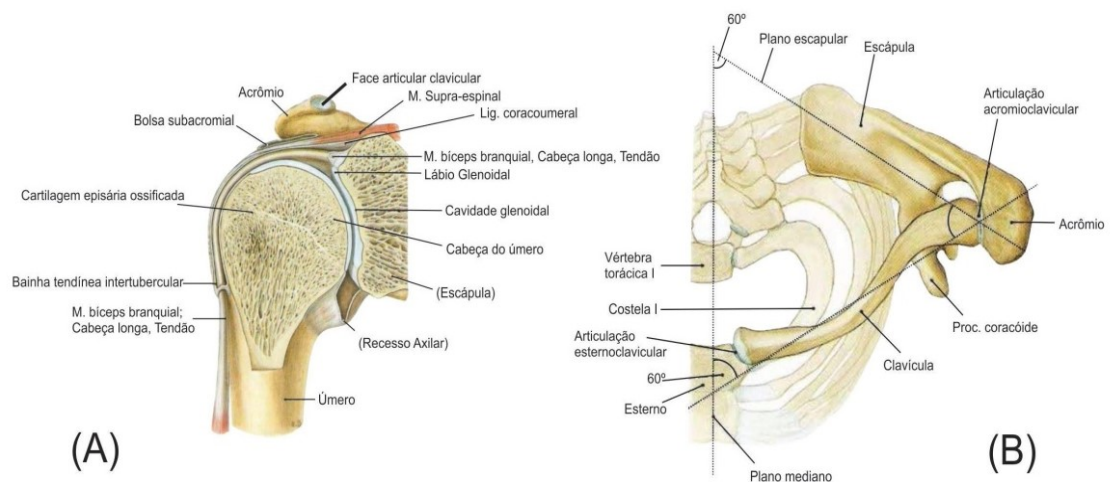
Existem três tipos de articulações que unem o tronco com a extremidade superior. Estas articulações são definidas como: Articulação glenoumeral, articulação esternoclavicular e articulação acromioclavicular. A articulação glenoumeral é a principal e mais importante do ombro. Esta articulação é definida como articulação sinovial esférica de 3 graus de liberdade e vincula a cavidade

glenóide com a cabeça do úmero como é apresentado na Figura 2A (CORREA, 2011).

A articulação esternoclavicular é uma articulação sinovial que permite a união entre a clavícula e o esterno. Sua função permite o movimento da clavícula em três planos, ântero – posterior e vertical, embora também ocorra alguma rotação. Seu movimento pode se descrever como uma elevação e depressão (LIPPERT, 2006).

A articulação acromioclavicular (AAC) permite a união articular entre a clavícula e a escápula. Esta articulação fornece a capacidade de levantar o braço acima da cabeça e funciona como um ponto de pivô, atuando como um suporte para ajudar no movimento da escápula, resultando em um maior grau de rotação do braço (CUÉLLAR; CUÉLLAR, 2015). Esta articulação pode ser observada na Figura 2B.

Figura 2: (A) Art. Glenoumeral. Corte plano escapular (B) Art. acromioclavicular e esternoclavicular



Fonte: SOBOTTA, (2018).

### 2.1.2. Ação Muscular

A ação muscular é possível graças à presença do manguito rotador, que é um grupo de músculos e seus tendões que age para estabilizar dinamicamente o ombro. Estes grupos de músculos estão formados por o músculo supraespinhal, o músculo infraespinhal, o músculo redondo menor, e subescapular. A função que tem este grupo de músculos é manter a cabeça do úmero acoplada à cavidade glenóide,

reforçar a cápsula articular, assim como resistir deslocamentos indesejáveis da cabeça do úmero em direção anterior posterior e superior.

### 2.1.3. Ligamentos

Os ligamentos são uma banda de tecido sólida e elástica que permite a união dos ossos que conformam o ombro. Estes são responsáveis por absorver os esforços de origem estática devido ao reposicionamento das estruturas ósseas durante o movimento. Entre os ligamentos que podem ser encontrados nesta região se encontra o ligamento coracoclavicular, que é uma articulação sinovial diartrosica presente entre o tubérculo conóide da clavícula e a superfície superior da parte horizontal do processo coracoide da omoplata (RAMBERDE, 2009). Outro ligamento é o coracoacromial (LCA), uma banda triangular forte que se estende entre o processo coracoide e o acrômio. Este ligamento restringe o deslocamento superior da cabeça do úmero, é um componente do arco coracoacromial, uma estrutura óssea ligamentar que se estende entre o acrômio e o processo coracoide da escápula (DEMIR; GÜNERI, 2019).

### 2.1.4. Luxação e subluxação de ombro

A luxação pode ser definida como o deslocamento articular que ocorre quando há uma separação anormal entre a cabeça do úmero e a cavidade glenoidal (QUILLEN; WUCHNER; HATCH; 2004). Um deslocamento parcial é referido como uma subluxação, e pode ocorrer na direção posterior, inferior e anterior, sendo a última a mais freqüente dos casos. Os sintomas gerados por causa deste tipo de lesão são dor no ombro e instabilidade, sendo que podem complicar até uma lesão de Bankart, lesão de Hill-Sachs, ruptura do manguito rotador ou lesão do nervo axilar. O diagnóstico é tipicamente baseado mediante sintomas e confirmado por Raio-X.

Segundo (PAPADAKIS et al., 2018) a luxação anterior de ombro é comum em mais de 95% dos casos, e geralmente a cabeça do úmero descansa o processo coracoide, conhecido como luxação subcoracoide. As luxações sub-glenóide, subclavicular e intratorácica ou retroperitoneal também podem ocorrer, estas geralmente são causadas por um golpe direto ou queda de um braço estendido. O paciente, tipicamente segura seu braço externamente girando e levemente abduzido (WELSH 2019).

Por outra parte as luxações posteriores são menos comuns, resultam da aplicação de uma carga axial ao braço abduzido e girado internamente. As luxações posteriores clássicas também ocorrem como resultado de eletrocussão ou convulsões devido ao desequilíbrio de força entre os rotadores internos que dominam os rotadores externos (SARWARK, 2010).

A luxação inferior é menos freqüente, ocorrendo em menos de 1%. Essa lesão é causada por uma abdução do braço que força a cabeça do úmero contra o acrômio (YAMAMOTO et al., 2003). Este tipo de lesão por sua vez representa uma taxa alta de complicação e isso se deve em grande parte às lesões vasculares, neurológicas, de tendões e de ligamentos que podem ocorrer a partir desse mecanismo de lesão.

#### 2.1.5. Estatística de luxação e subluxação de ombro

##### 2.1.5.1. Estados Unidos

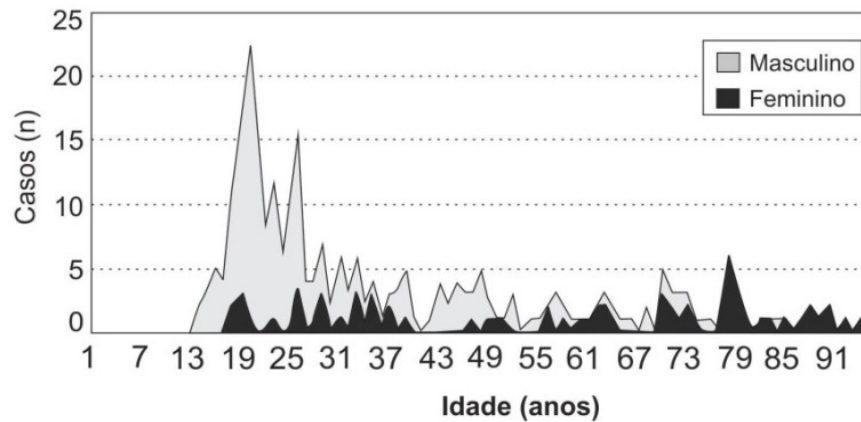
Em 2007 foi desenvolvido um estudo em atletas da academia militar dos Estados Unidos de América. Segundo o estudo 84,6% das instabilidades do ombro relacionadas ao esporte eram subluxação do ombro e 15,4% era luxação de ombro. Foram registrados 99 casos com subluxações onde 45 casos (45,5%) experimentaram o primeiro evento de subluxação enquanto os restantes 54 casos (54,5%) tiveram subluxação recidivante (OWENS et al, 2007).

##### 2.1.5.2. Reino Unido

No ano 2009 foi desenvolvida uma análise de espectro etário dos pacientes internados no departamento de A&E de Walgrave com luxação de ombro nos últimos três anos anteriores à data mencionada (CUTTS; PREMPEH; STEVEN, 2009).

Durante o desenvolvimento do estudo observou-se que existem dois grupos predominantes, o primeiro formado por homens adultos jovens com uma faixa etária entre 19 a 35 anos que sofreram lesões de alta energia no ombro e o segundo grupo que foi formado por mulheres de 67 a 80 anos de sexo feminino. Geralmente esses casos de luxação na terceira idade se apresentam devido à diminuição de cálcio nos ossos, o que faz com que as lesões nessa região sejam mais propensas a ocorrer (CUTTS; PREMPEH; STEVEN 2009).

Figura 3: Pacientes internados no Depto. De A&E com luxação de ombro nos últimos três anos.



Fonte: Cutts; Premepeh; Steven, 2009.

#### 2.1.5.3. União Européia

A Eurostat, oficina europeia de estatística encarregada de produzir dados e promover a harmonização dos métodos estatísticos dos estados membros, publicou um estudo desenvolvido entre os anos 1998 e 2007 (EUROSTAT, 2012). O número de casos de luxação e subluxação de ombro como são apresentados na Tabela 1, apresenta um incremento com o passar de cada ano. Uma destas razões é o aumento de acidentes de trânsito que terminam em traumatismos, por outra parte, o seu máximo pico apresentado no último ano de estudo (2007).

Tabela 1: Casos de luxação e subluxação de ombro registrados na União Européia

Ano	Casos Registrados	Acumulada	Variância Acumulada
1998	17.490	17.490	4,17
1999	19.988	37.478	8,93
2000	28.299	65.777	15,67
2001	35.544	101.321	24,13
2002	40.985	142.306	33,89
2003	46.318	188.624	44,92
2004	49.459	238.083	56,7
2005	51.494	289.577	68,96
2006	51.605	341.182	81,96
2007	78.701	419.883	100

Fonte: EUROSTAT 2012.

#### 2.1.5.4. Latinoamerica

No México foi desenvolvido um estudo (GRAJEDA; HERNANDEZ; ESCALANTE; 2017) no ano 2016 com pessoas apresentando diagnóstico de luxação glenoumeral anterior que assistiram á emergência no hospital de ortopedia em Yucatán México, durante o período de estudo foram registrados 68 pacientes com eventos de luxação glenoumeral, dentre eles, 46 indivíduos cumpriram com os critérios a estudar: 28 (61 %) dos ombros foram direitos e 18 (39%) foram esquerdos; 35 (76% sujeitos foram masculinos e 11 (24%) femininos, com uma idade média de 43 anos com antecedentes de 1,96 eventos de luxação prévios.

Na Colômbia foram avaliadas 132 historias clínicas de pacientes de 16 a 94 anos no ano 2013, (GONZALES, 2015) 62% foram homens e 59% das luxações ocorreram do lado direito. Foram observados traumas de alta energia em 15% dos pacientes, intermediária em 28% das lesões e 57% em lesões de baixa energia.

#### 2.1.6. Órtese de subluxação de ombro

Do ponto de vista de manufatura, uma órtese pode ser classificada em dois grupos, o primeiro grupo definido como confeccionadas, e o segundo grupo como pré-fabricada.

As confeccionadas são fabricadas pelo terapeuta diretamente sobre a pele do paciente respeitando os princípios operacionais da órtese assim como as suas individualidades do paciente sempre avaliando os princípios anatômicos e as forças aplicadas para determinar sua eficácia, conforto e proteção adequada à articulação. Um das vantagens deste tipo de órteses são: a boa adaptação e indicação específica, por outra parte, seu custo é alto comparado com as órteses pré-fabricadas, este tipo de ortese é apresentado na Figura 4A.

Já as órteses pré-fabricadas, possuem um tamanho definido, geralmente são fabricadas em série utilizando tecidos sintéticos (lona, velcros) de maneira que permitam regular a tensão em função do tipo de lesão que o paciente padece. As desvantagens apresentadas por este tipo de órtese se devem a que nem sempre atende às necessidades do paciente, por outra parte a sua dificuldade para vestir, e em alguns casos como o apresentado na Figura 4B, a órtese passa pela região diagonal do pescoço o que incomoda ou impossibilita o uso para pacientes com

traqueostomia. Por outro lado as suas vantagens são o seu baixo custo, e a sua praticidade.

Figura 4: (A) Paciente com órtese confeccionada, 1-banda de tensão têxtil; 2-tira de suspensão de couro; 3 suporte de aço inox; 4-Capa do ombro (B) Órtese pré-fabricada comercializada por Mercur®



Fonte: (A) ASSAD 2018, (B) COOL, 1989.

Um modelo geométrico é uma representação tridimensional de um objeto à qual é atribuída uma série de propriedades com diferentes fins. O principal objetivo é solucionar um problema de engenharia, este pode ser desenvolvido de maneira física ou virtual através de simulações. Uma das maneiras do estudo destes modelos de maneira física é utilizando abordagens de manufatura como é o caso da AM, onde o modelo é adquirido e posteriormente mediante configuração da interfase e da informação fornecida pelo técnico, a peça é impressa. Dessa maneira, uma peça com geometria obtida no modelo, é reproduzida e pode ser utilizada para estudos dimensionais, ou para diferentes ensaios. Por outra parte do ponto de vista virtual, o modelo pode ser utilizado para outras etapas do processo, como análise de elementos finitos, para obter respostas a modelos físicos reais, ou análise de transferência de calor para observar como o plástico injetado passa de estado líquido ao sólido durante o processo de injeção de peças.

## 2.2. Modelagem geométrica

Um modelo geométrico é uma representação tridimensional de um objeto à qual é atribuída uma série de propriedades com diferentes fins. O principal objetivo é solucionar um problema de engenharia, este pode ser desenvolvido de maneira física ou virtual através de simulações. Uma das maneiras do estudo destes

modelos de maneira física é utilizando abordagens de manufatura como é o caso da AM, onde o modelo é adquirido e posteriormente mediante configuração da interface e da informação fornecida pelo técnico, à peça é impressa. Dessa maneira, uma peça com geometria obtida no modelo, é reproduzida e pode ser utilizada para estudos dimensionais, ou para diferentes ensaios. Por outra parte do ponto de vista virtual, o modelo pode ser utilizado para outras etapas do processo, como análise de elementos finitos, para obter respostas a modelos físicos reais, ou análise de transferência de calor para observar como o plástico injetado passa de estado líquido ao sólido durante o processo de injeção de peças.

### 2.2.1. Sistemas CAD

É a técnica mais comumente utilizada dentro do grupo de técnicas de processamento de imagem. Permite desenvolver modelos paramétricos, utilizando uma interface gráfica que facilita a visualização dimensional dos mesmos. A continuação uma lista dos principais sistemas de CAD 3D mecânicos proprietários e gratuitos (Tabela 2) (VOLPATO, 2017).

Tabela 2: Principais sistemas de CAD 3D mecânicos proprietários e gratuitos

Sistemas CAD 3D	Empresa	Natureza
CATIA	Dassault systèmes	Proprietário
CREO	Parametric Technology Corporation - PTC	Proprietário
INVENTOR	Autodesk Inc.	Proprietário
NX UNIGRAPHICS	Siemens PLM Software	Proprietário
RHINOCEROS	Robert Mcneel & Associates	Proprietário
SOLID EDGE	Siemens PLM Software	Proprietário
SOLIDWORKS	Dassault systèmes	Proprietário
SKETCHUP	Trimble Navigation, ltd	Proprietário e gratuito
FreeCAD	--	Gratuita
OpenSCAD	--	Gratuita
OpenCASCADE	--	Gratuita

Fonte: VOLPATO (2017)

Uma das suas principais vantagens é a possibilidade de desenvolver modelos geométricos 3D a partir de operações com sólidos e/ou superfícies o que permitem menos problemas na conversão do modelo nativo em um dos formatos usados na AM.



### 2.2.2. Abordagens Médicas

Existem diferentes abordagens médicas que são utilizadas para obter informação 3D de pacientes. Este tipo de exame permite ter uma apreciação das regiões internas do corpo como órgãos internos, vasos sanguíneos e ossos. Um dos exames que permite obter esta informação é a tomografia computadorizada, assim como a ressonância magnética, e ultrassom 3D.

A tomografia é uma das abordagens utilizadas para obter informação geométrica do paciente, esta consiste em uma obtenção do modelo por seções, através do uso de um tipo específico de onda penetrante. O equipamento utilizado para este tipo de abordagem é definido como tomógrafo, e é operada por um radiologista (HERMAN 2009).

A ressonância magnética É uma abordagem de imagem médica utilizada em radiologia que permite formar imagens da anatomia e dos processos fisiológicos do corpo. Esta abordagem consiste na emissão de rádio frequência emitida por prótons ao tecido examinado. O sinal que emite cada próton é capturado e processado por um computador e por sua vez estas se transformam em imagens de alta qualidade. Por ser não invasiva, não emite radiação.

O uso de este tipo de abordagem permite observar alterações nos tecidos com o intuito de detectar câncer ou outras patologias.

O Ultrassom 3D é uma abordagem médica utilizada para criar imagem de estruturas internas do corpo como tendões, músculos, articulações, vasos sanguíneos e órgãos internos.

Esta abordagem médica converte as imagens obtidas pelo ultrassom 2D em escala de cinza padrão em um conjunto de dados volumétricos. Uma das vantagens de utilizar este método é a capacidade de obter imagens em tempo real com a possibilidade de ser levado até o leito bem como, apresenta baixo custo comparado com outras modalidades de aquisição de imagem.

### 2.2.3. Escaneamento tridimensional

O escaneamento tridimensional surge à raiz da necessidade de criar um método que permita oferecer ao usuário um custo menor comparado com a

abordagem médica, e que por outro lado, permite diminuir o tempo de processamento de imagem (FARAHANI et al., 2017). Outro aspecto que foi considerado no surgimento desta nova abordagem é a capacidade de gerar um modelo em pouco tempo e com superfície complexa com o intuito de diminuir a dependência do procedimento utilizado nos sistemas CAD.

A diferença entre escaneamento tridimensional e digitalização 3D, é que na digitalização 3D descreve o processo pelo qual um detector atravessa um objeto, superfície ou parte do corpo e usa radiação eletromagnética. Por outra parte no escaneamento 3D normalmente possuem sensores de imagem que capturam a luz refletida em um objeto como dados de pixel (FARAHANI et al., 2017).

#### 2.2.3.1. Fotogrametria

Segundo a Sociedade Americana de Fotogrametria e Sensoriamento Remoto, a fotogrametria é definida como “A arte, ciência e tecnologia de obter informações confiáveis sobre objetos físicos e o médio ambiente através do processo de registro, medição e interpretação de imagens fotográficas e padrões de imagens radiantes eletromagnéticas e outros fenômenos” (SLAMA; THEURER; HENDRIKSON, 1980). Em outras palavras consiste na extração de medições tridimensionais a partir de dados bidimensionais (Imagens).

A fotogrametria utiliza métodos de outras áreas como à geometria projetiva ou a óptica. A captura digital de imagens e o processamento fotogramétrico incluem vários estágios bem definidos, que permitem a geração de modelos digitais 2D ou 3D do objeto como um produto final (SUŽIEDELYTĖ; BAGŽIŪNAITĖ; MALYS, 2015).

#### 2.2.3.2. Varredura Laser

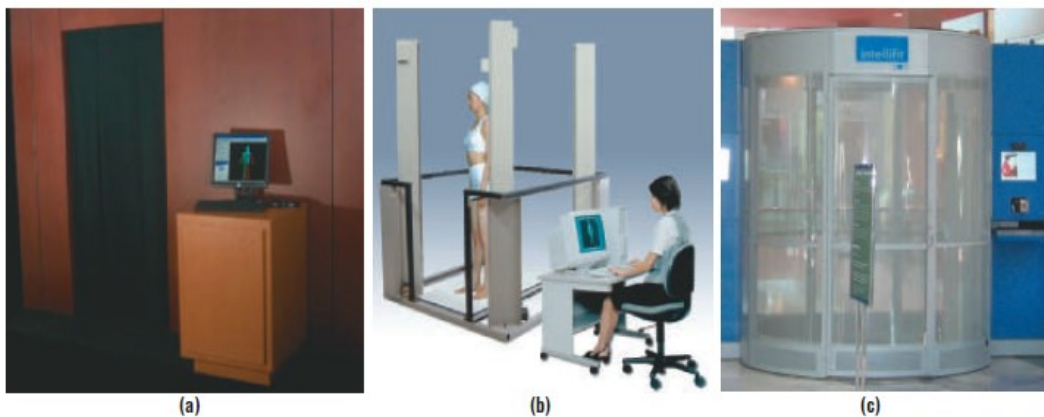
A varredura laser é uma abordagem utilizada no campo da digitalização de objetos 3D. Este tipo de escâner trabalha com um telêmetro a laser usando o princípio de triangulação, projetando um único ponto, linha ou várias linhas sobre o objeto. Ao fazer uma medição de distância o scanner captura rapidamente a forma da superfície do objeto. A construção do modelo 3D completo envolve a combinação de vários modelos de superfície a partir de diferentes ângulos de visão (GERALD 2004).

### 2.2.3.3. Onda milimétrica

Este tipo de scanner 3D trabalha com a projeção de padrões de luz, e são baseados em câmeras 2D convencionais. Este tipo de scanner apresenta vários pares de câmeras, com as quais as imagens são captadas e enviadas para um computador onde são calculadas as disparidades binoculares entre pontos correspondentes em cada par de imagens (TRELEAVEN; WELLS 2007).

Geralmente o uso de escaneamento 3D para desenvolvimento de geometrias utilizando impressoras 3D está cada vez mais sendo utilizado na área de pesquisa voltada à área médica. É necessário um modelo geométrico obtido mediante escaneamento de maneira que possam ser manipuladas mediante operações existentes dentro da modelagem algébrica computadorizada do software CAD para posteriormente obter o modelo final impresso que permita resolver o problema de estudo, Na Figura 5 são apresentados os diferentes tipos de Scanners corporais.

Figura 5: Scanners corporais (a) o scanner de fotogrametria TC2, (b) o scanner a laser Hamamatsu e (c) o scanner de ondas de rádio intellifit.



Fonte: Treleaven; Wells; (2007).

O modelo 3D pode ser processado em diferentes formatos, sendo o mais utilizado o formato estereolitografia (STL). Esse formato caracteriza-se por ser uma forma simples e robusta de representar modelos tridimensionais por meio de uma malha triangular que recobre todas as superfícies de um objeto. Ao mesmo tempo em que está disponível para processar imagens 3D em programas CAD e é geralmente um objeto sem descontinuidade ou singularidades. (TRELEAVEN; WELLS; 2007).

### 2.3. Processamento de imagem 3D em software de modelagem para AM

Uma vez definido o tipo de modelagem geométrica que se pretende utilizar para o desenvolvimento da órtese, é necessário escolher o software que melhor se adapta às necessidades do especialista para o processamento de dados 3D de entrada. Existem diferentes aspectos que devem ser considerados à hora de escolher o software. Como acessibilidade da interface, capacidade de processamento, custo. Porém, a maioria dos softwares de processamento de imagem oferece as mesmas operações o que permite certa homogeneidade à hora de comparar o software.

Estas operações começam pela reparação de superfície, importação do modelo, translação, rotação, operações booleanas, duplicado, reescala, entre outras. A continuação será apresentada em detalhe cada uma destas operações.

#### 2.3.1. Melhoramento do modelo mediante reparação de superfície

A aproximação da geometria real do paciente ao modelo depende muito da qualidade do instrumento que está sendo utilizado. Quando a obtenção da imagem se produz mediante câmeras de baixa resolução é comum que o modelo a ser trabalhado experimente regiões onde se perde a superfície, ou onde existam irregularidades geométricas, pelo que é recomendado consertar essas regiões com diferentes estratégias a serem explicadas a continuação.

Inicialmente é necessário analisar o modelo geométrico de maneira que possam ser avaliados os tipos de correções que podem ser aplicados. A maioria dos softwares de modelagem 3D conta com uma ferramenta que trabalha como um assistente de correção. No software MAGICS, 2016 se denomina Fix Wizard. Esta ferramenta permite avaliar o modelo de estudo nos diferentes aspectos.

*Normal fixing*: o *normal fixing* consiste em identificar aqueles triângulos do modelo geométrico que não estão definidos corretamente. O *normal fixing* inverte esses triângulos de maneira que possa fechar o modelo sem erros.

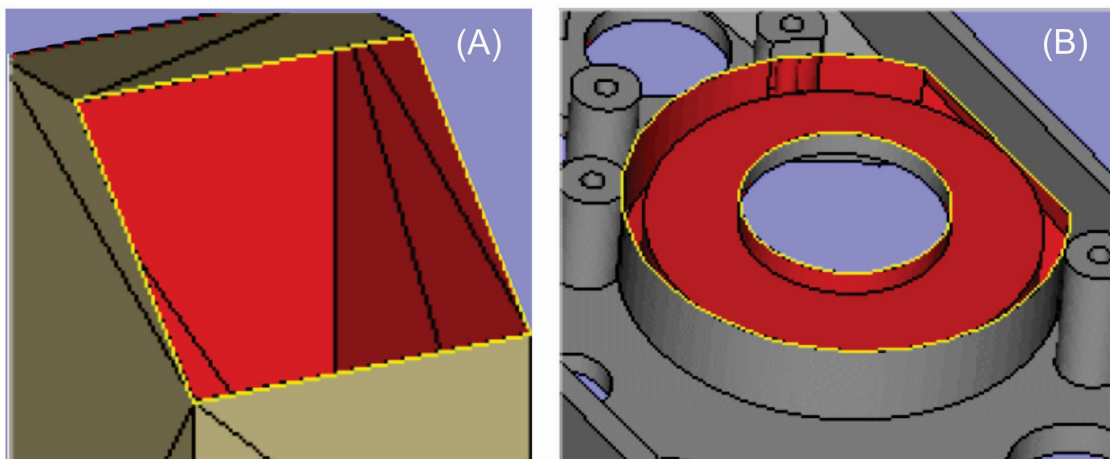
*Stitching*: é identificado e aplicado quando existem alguns pontos do triângulo que precisam ser reposicionados. O *stitching* trabalha como uma espécie de costura nos pontos do triângulo que precisam ser unidos para corrigir a superfície do modelo.

*Noise Shells*: a função é identificar e aplicar recuperações dos triângulos quando as camadas externas de algumas regiões do modelo são menores e menos densas que o resto, formando uma espécie de casca de ruído. O assistente definido como *Noise Shell*, faz a avaliação e repara nessas regiões invertendo os triângulos invertidos da superfície.

*Holes*: Em alguns modelos é freqüente observar triângulos que são perdidos. Esses triângulos podem ser visualizados como “buracos” únicos ou compostos. Esse tipo de “buraco” na verdade é um tipo especial de contorno ruim sem triângulos no interior. Esse tipo de erro pode aparecer como se apresenta na Figura 6.

Para a recuperação do dimensionamento neste tipo de região, pode se aplicar a operação de *Fix wizard*, para identificar o erro, e o *Holes* predeterminado pelo software, que fornece a melhor opção no desenvolvimento, por outra parte é possível que o projetista possa construir a direção e o sentido da superfície que se quer desenvolver.

Figura 6: Tipos de irregulares (A) *Holes* (B) de *Multicontour Hole*



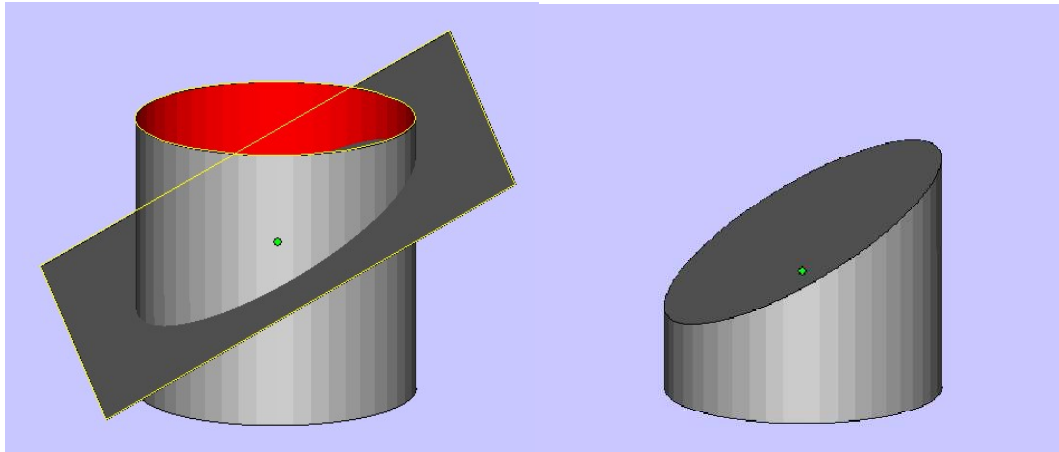
Fonte: MAGICS, 2016.

*Triangle*: Para resolver as bordas que ainda restam, é necessária uma fixação mais criativa. Alguns possíveis erros que se pode ainda encontrar são superfícies desagregadas. Nesse caso, uma superfície está aderida fora do design e precisa ser cortada e removida. Este tipo de irregularidade é apresentado na Figura 7.

*Overlaps*: A *Overlaps* é aplicada quando existem sobreposições geométricas que devem ser removidas para algumas aplicações como fresamento ou FEA.

*Shells*: Podem acontecer que o seu modelo se compõe de múltiplas cascas. Se utiliza o *shell* para manipular as cascas. Como realmente não é um erro, não tem maneira automática de resolver este problema.

Figura 7: Correção de falha da superfície mediante *Triangle*



Fonte: MAGICS, 2016

### 2.3.2. Importação do modelo

Uma vez obtido o modelo 3D mediante as técnicas de aquisição de modelos 3D, se faz necessário trabalhar com uma extensão de arquivo que seja compatível com o software de trabalho.

Geralmente quando se refere a sistemas CAD 3D, os softwares especificados no Anexo 1, possuem extensões próprias dos softwares, e ao mesmo tempo oferecem a oportunidade de gravar os arquivos com extensões de outros softwares utilizados regularmente na modelagem 3D.

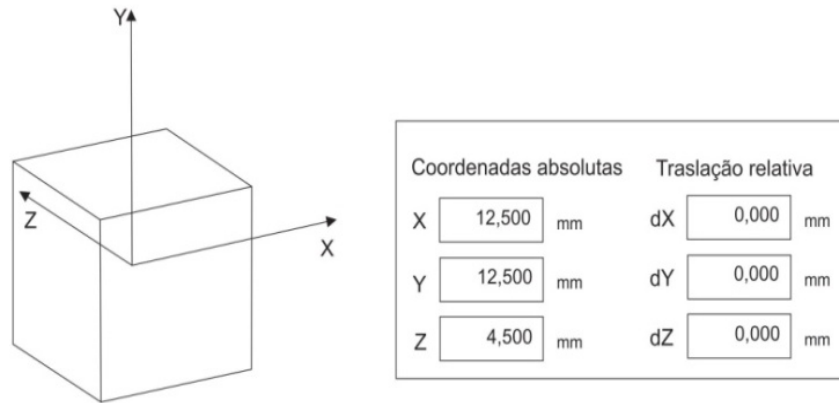
Uma das desvantagens de mudar de extensões consiste no processo de conversão do arquivo, que geralmente termina por apagar informações geométricas ou internas do modelo. Assim como gerar irregularidades na superfície do mesmo. Dependerá da nova extensão utilizada para ver que parâmetros serão considerados em diante.

### 2.3.3. Translação

O translado interativo consiste no deslocamento de um ou vários modelos geométricos, dentro de um sistema de referência ou por deslocamento definido pela visão do projetista. Este sistema de referência é definido pelo usuário ou por defeito

gerado pelo software. A vantagem de deslocar o modelo de maneira parametrizada é a capacidade de poder obter resultados com precisão, o que gera diminuição no tempo de trabalho (Figura 8).

Figura 8: Esquemática do translado de modelo

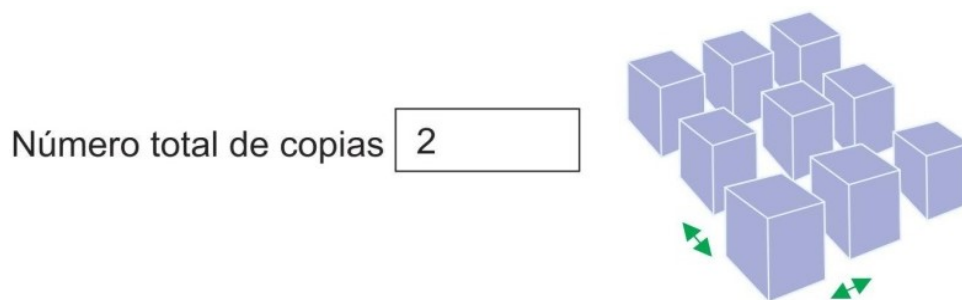


Fonte: Autor

#### 2.3.4. Duplicado geométrico

O duplicado geométrico parametrizado consiste na reprodução de um modelo “n” vezes como seja necessário com o intuito de realizar modificações de maneira individual ou em conjunto para obter um determinado modelo final produto de diferentes operações previamente executadas (Figura 10).

Figura 9: Esquemática de Duplicado geométrico



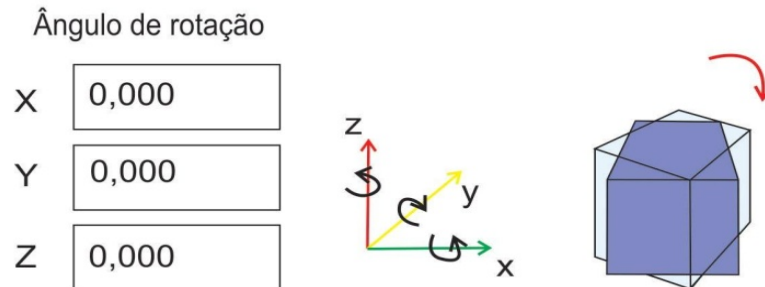
Fonte: Autor

#### 2.3.5. Rotação

A rotação interativa consiste em rotar de maneira paramétrica ou visual um modelo ou um conjunto de modelos sobre qualquer eixo de rotação do mesmo. O

giro do modelo pode ser em qualquer sentido e aplicado segundo o sistema de referência do software, ou do sistema de referência definido pelo usuário (Figura 9).

Figura 10: Esquematização de rotação de modelos

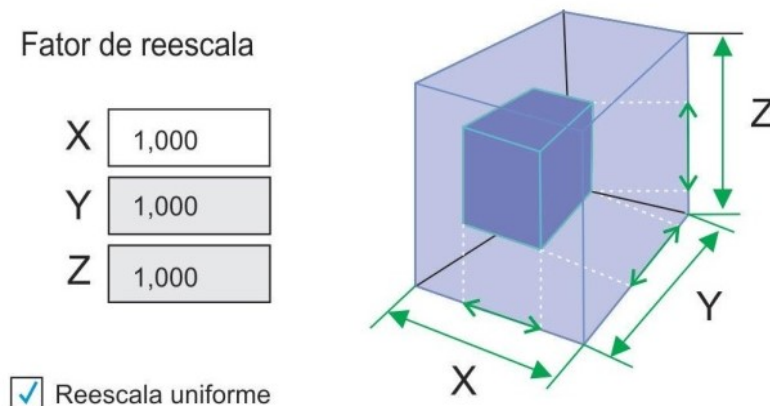


Fonte: Autor

### 2.3.6. Reescala

O redimensionamento consiste na ampliação ou redução da geometria, de maneira manual, uniformemente distribuída ou parcialmente distribuída. De maneira padronizada o redimensionamento é feito entorno do centro de cada parte individualmente como apresentado na Figura 11. Porém é possível que o usuário defina esse centro de maneira manual conforme a necessidade do modelo precise.

Figura 11: Esquematização de Reescala de modelos



Fonte: Autor

### 2.3.7. Operações booleanas

Uma das operações mais destacadas dentro da modelagem geométrica é definida como operação booleana, do ponto de vista teórico segue a lógica de

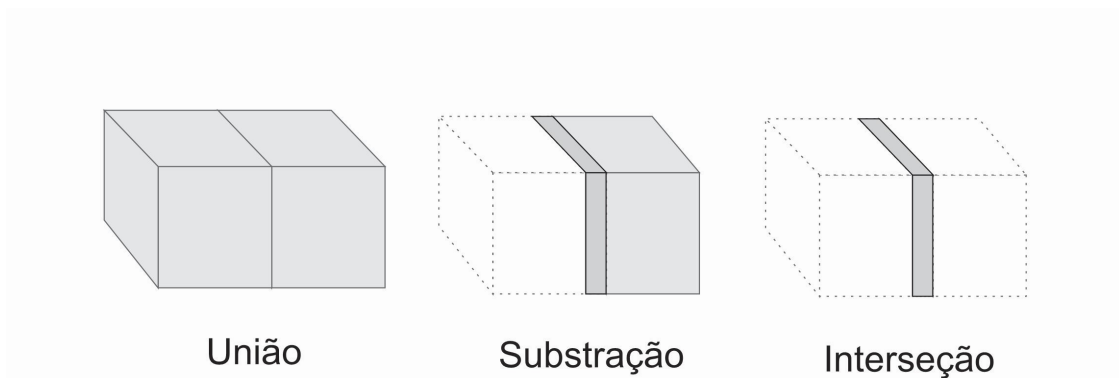


álgebra de conjuntos, e elas podem ser classificadas em três tipos. União, subtração e interseção.

A primeira definida como união, consiste em fundir sólidos ou regiões em um objeto só. Uma das necessidades que esta operação requer, é que os modelos que estão em processamento estejam envolvidos. Gráficamente quer dizer, se tocando. Uma das considerações que devem ser tomadas na hora de aplicar este procedimento é o fato de serem operações irreversíveis, por tanto verificar o posicionamento das peças é vital para a sua aplicação de maneira efetiva (GINDIS, 2013).

A segunda operação é definida como subtração, é utilizada com bastante frequência e é indispensável na modelagem geométrica. Esta operação remove o volume de um corpo em intersecção com um corpo de base. Somente a camada inferior é sólida, o restante é subtraído dela. E por último a terceira operação se define como interseção. E consiste em combinar os elementos volumétricos de um modelo A que também estão no modelo B, gerando assim um modelo resultante estes tipos de operações booleanas são representadas na Figura 12.

Figura 12: Descrição representativa de operações booleanas

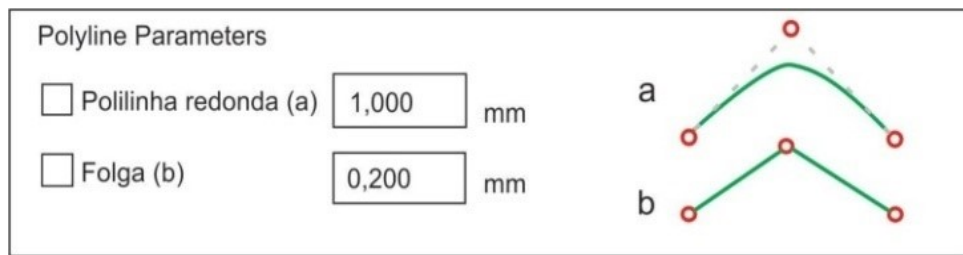


Fonte: GINDIS, 2013

#### 2.3.8. Corte e punção

Este comando permite cortar peças e fazer furos em arquivos STL. Ele pode ser feito mediante uma linha de corte definida pelo usuário. Essa linha pode ser feita por *polilinha*, círculo ou secção como apresentado na Figura 13 (MAGICS, 2016).

Figura 13: Representação dos diferentes tipos de corte e punção dentro da modelagem geométrica



Fonte: Autor

#### 2.4. Métodos de processos de fabricação em aplicações médicas

Um objetivo importante para aplicação de processos de tecnologia médica consiste em manter, ajudar ou restaurar a mobilidade do usuário. Em muitas áreas médicas e pacientes dependem de projetos personalizados ou pequenas quantidades para produção de dispositivos médicos. Outros dos fatores importantes além da tecnologia utilizada consiste no material e na mão de obra dos dispositivos, pelo que produtos também devem estar disponíveis rapidamente e de preferência a um preço econômico. Geralmente esses equipamentos tem aspectos que são importantes destacar como a individualização, o desenvolvimento de geometrias complexas, a integração funcional, a redução de custos e a disponibilidade rápida. Pelo que a manufatura aditiva tem tomado um papel importante para o desenvolvimento de produtos com este fim.

Antes da chegada dos processos de manufatura aditiva, o desenvolvimento de orteses envolvia a criação de um molde da superfície de trabalho e a partir deste molde era criado um molde de gesso positivo que era então usado para moldar um termoplástico diretamente. Com a chegada dos processos de manufatura aditiva, novas técnicas foram utilizadas para aplicações médicas.

Atualmente existem no mercado uma ampla quantidade de tecnologias disponíveis de manufatura aditiva, o que torna muito mais difícil o estabelecimento de uma classificação que atenda bem a todas as tecnologias (KULKARNI; MARSAN; DUTTA, 2000). A escolha do processo de AM mais adequado para o propósito do projeto vai depender de fatores como: facilidade na fabricação de peças e dispositivos geométricos complexos personalizados, maior precisão e consistência

nas peças finais com a vantagem adicional de capacidade de repetição para peças e produtos personalizado (SALEH, 2013).

Na Tabela 3 foram apresentadas as diferentes tecnologias de manufatura aditiva (FOGGIATTO, 2005).

Tabela 3: Classificação das principais tecnologias de AM

	Sigla	Processo de Prototipagem rápida	Instituição/Empresa	
Sinterização	FPM	Moldagem de formas livres por pó	RPI Inc.	
	CAM-LEM	Fabricação assistida por computador de materiais laminados	Univ. Case Western e CAM-LEN Inc.	
	EOSINT	Sinterização por laser	EOS Alemanha	
	SLS	Sinterização seletiva a laser	3D Systems Inc.	
	SOLIDCENTER	Laminação de papel	Kira Corp. (Japão)	
Colagem	LOM	Moldagem de objetos laminados	Helysys	
	3DP	Impressão tridimensional	MIT, Z-corp, 3D systems	
	JP5	Sistemas JP5	3D Systems Inc.	
Adesão Química	Deposição	FDM	Moldagem por fusão e deposição	Stratasys Inc.
		SSM	Sanders Model Maker	Sanders Prototype
		BPM	Moldagem por partícula balística	BPM Inc.
		SDM	Manufatura por deposição de formas	Stanford
		CC	Escultura de contorno	USC
		DMD	Deposição direta de metal	Michigan
	TSF	Fabricação topográfica de cascas	Formas Inc.	
	Fotocura	SGC	Cura sólida por máscara	Cubital Inc. (Israel)
		STEREOS	Fotolitografia	EOS (Alemanha)
STL		Estereolitografia	3D systems Inc.	

Fonte: FOGGIATTO, 2005

#### 2.4.1. Seleção de técnica de AM para fabricação de órtese

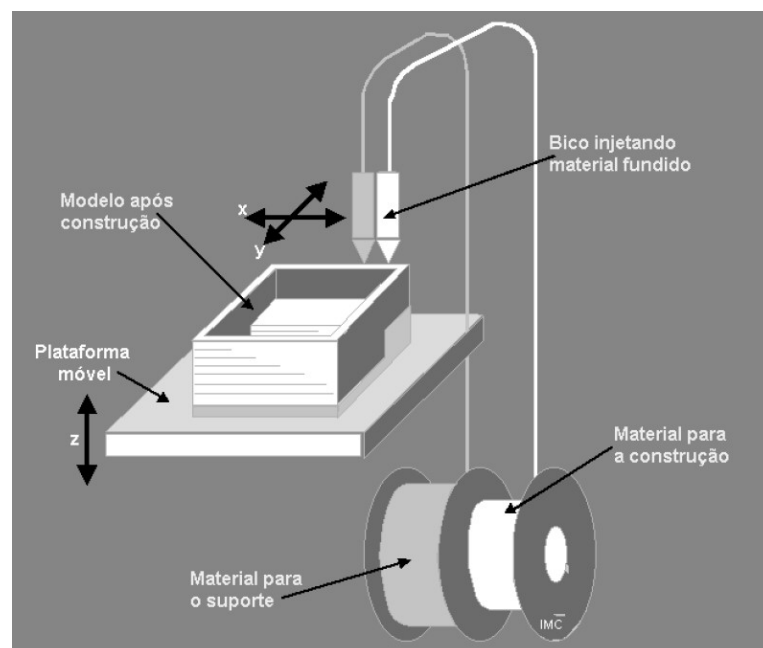
Uma das considerações mais importantes para o uso da AM como técnica dentro do desenvolvimento de órtese é saber o modelo com o qual se está trabalhando. Este deve cumprir com quatro considerações que, segundo (SALEH, 2013), são importantes para uma escolha certa. O primeiro consiste na fabricação de recursos com geometria complexa, por outro lado é importante que o modelo que se deseja imprimir se encaixe na estrutura anatômica individual do paciente. Outra

das considerações consiste em estabelecer o processo de fabricação de maneira que possa se minimizar as complicações na produção. E por último o aumento da automação no processo de projeto e fabricação. De maneira que com esses quatro fatores se possa obter uma peça em menor tempo, ao menor custo para que o mesmo ofereça uma margem de ganho maior.

#### 2.4.2. Tecnologia de AM por FDM

A tecnologia de FDM é uma das mais importantes e pioneiras na área de AM. Foi desenvolvida em 1988, e o primeiro equipamento foi comercializado no início de 1992, pela empresa Stratasys Ltd. Estados Unidos (VOLPATO, 2017) (CHUA; LEONG; LIM, 2010). Suas siglas provem do inglês *Fused Deposition Modeling*, isto se deve a que o princípio se baseia na deposição de material como é apresentado na Figura 14.

Figura 14: Esquema do processo de FDM



Fonte: FOGGIATTO, 2005

A construção de peças mediante FDM inicia mediante aquecimento e extrusão de filamentos. O processo de FDM utiliza um sistema de construção que combina a ação de uma plataforma que se desloca na direção z (vertical) com o movimento de um cabeçote extrusor nas direções x e y (plano horizontal) (FOGGIATTO, 2005). Ao mesmo tempo, mediante o aquecimento e a extrusão é expelido o material, e o suporte de material por dois bicos diferentes. A maioria das

máquinas FDM utiliza materiais na forma de filamento de seção circular que são fornecidos em bobinas (STRATASSYS, 2004). Na Figura 16 se descreve o princípio de AM mediante deposição de material.

#### 2.4.3. Seleção de material

O material utilizado para o desenvolvimento de órtese deve combinar características físicas e propriedades mecânicas incluindo elasticidade, densidade, durabilidade, flexibilidade, compressibilidade, resistência e rigidez, facilidade de fabricação e disponibilidade (SALEH, 2015).

Da tabela 3 é possível ter uma visão das técnicas utilizadas para aplicação de manufatura aditiva. Estas técnicas são apropriadas dependendo da aplicação a ser empregada e conseqüentemente gera vantagens e desvantagens segundo cada aplicação. Nos processos onde é empregada a extrusão de material é possível ter uma resolução que varia de 100 a 150  $\mu\text{m}$  no processo de FDM, e de 100  $\mu\text{m}$  a 1 cm no processo de 3D dispensing. Os materiais utilizados no FDM se encontram o ABS, PLA, PC, HIPS. Oferecendo materiais e maquinas de baixo custo. Porem uma das desvantagens é a alta temperatura utilizada no processo e a rugosidade da superfície.

Os materiais utilizados nas técnicas de AM mediante foto polimerização se encontram os acrilatos e o epóxi com uma resolução que varia de 25 a 100  $\mu\text{m}$ . Nesta técnica a vantagem principal se centra na excelente qualidade e precisão da superfície, as melhores propriedades mecânicas e menor anisotropia, em contra partida sua baixa velocidade de construção e sua limitação de materiais fazem deste processo um pouco mais limitado.

Em técnicas de Binder Jetting a resolução varia de 25  $\mu\text{m}$  a 100  $\mu\text{m}$ , estas técnicas possibilitam o uso de materiais como acrilatos, PLA, cerâmicos, gomas, tintas condutivas e dielétricas. As vantagens oferecidas por este tipo de técnicas são a sua capacidade de oferecer diferentes materiais, sua alta resolução e seu baixo tempo de processo. Por outra parte é necessário o uso de tinta de baixa viscosidade, estes processos oferecem uma rugosidade maior na superfície do modelo e uma limitação nas tensões do material.

Por ultimo no processo de laminação de paginas. A resolução obtida nesta técnica varia de 200 a 300  $\mu\text{m}$ . Os materiais a serem utilizados variam dentre PVC e papel. E as vantagens oferecidas são: equipamento de impressão compacto, e as desvantagens são a baixa resolução, alta anisotropia e a limitação de materiais.

Geralmente os materiais macios tendem a quebrar rapidamente durante a quantidade de atividades na fase de serviço, o que reduz significativamente a vida útil e o suporte das órteses (GOODMAN; 2004) (CASELLI, 2004).

Para selecionar o material ideal para o desenvolvimento de órteses, este deve contar com certas características como dureza e rigidez suficiente para contrapor o posicionamento do osso que se deseja reabilitar, deve ser fácil de fabricar, assim como ter facilidade para o seu uso, disponibilidade de material e resistência ao impacto, uma vez que a órtese deve suportar o manuseio brusco.

As propriedades mecânicas de materiais tradicionais e materiais semi-rígidos utilizados na fabricação de órteses segundo (MCPOIL, SCHUIT, KNECHT, 1989). se sugerem que seja com uma espessura da casca que comumente varia de 2 mm a 4 mm.

A Tabela 4 mostra as especificações técnicas e o custo do material em diferentes técnicas de fabricação usadas para fabricação de modelo de órtese.

Tabela 4: Especificações técnicas de diferentes sistemas de AM

Nome de impressora	Volume de construção mm	Resolução Aprox. mm	BV $\text{cm}^3$	Custo de Material \$/Kg
Spro 60 SD SLS	381 x 330 x 457	$\pm 0,08$	57.458.61	76,8
Ipro 8000 SLA	650 x 350 x 300	$\pm 0,05$	68.250.00	342
PolyjetConnex 500	500 x 400 x 200	0,1 – 0,3	40.000.00	270
3DP V-Flash	178 x 229 x 203	$\pm 0,22$	8.259.08	546
Dimension uprint	203 x 152 x 152	$\pm 0,245$	4.719.47	396
Dimension SST 768	203 x 203 x 305	$\pm 0,245$	19.677.38	396

Fonte: SALEH, 2015

## CAPITULO III

### MATERIAIS E METODOS

O desenvolvimento da metodologia de projeto foi dividido em duas fases conforme a metodologia descrita por (ASSAD, FORTULAN; MEDOLA. 2015) e representada na Figura 15, à primeira, definida como fase conceitual foi desenvolvida por (ASSAD, 2018). E compreende o levantamento de patentes e artigos científicos envolvendo luxação e subluxação de ombro assim como dispositivos de tecnologia assistiva. Nesse estudo, uma análise de dados exploratórios foi desenvolvida com pacientes do hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, e posteriormente se aplicou a metodologia TRIZ. Obtendo dessa maneira um esboço inicial do protótipo desejado.

Figura 15: Visão geral do processo de desenvolvimento de produto



Fonte: Assad; Fortulan; Medola (2015).

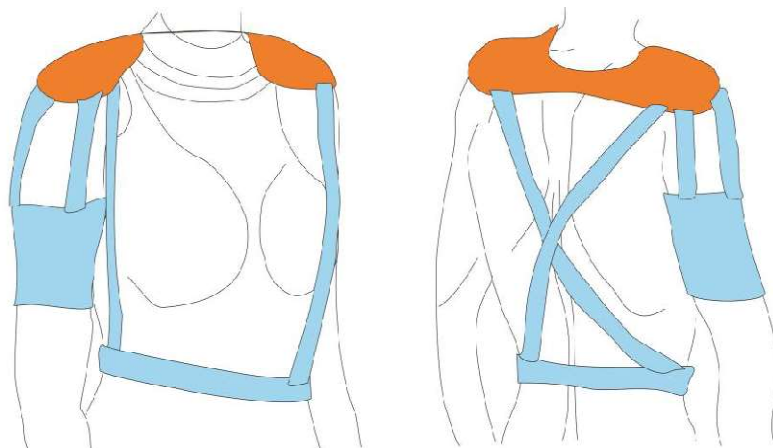
A fase dois do projeto inicia com a Revisão Bibliográfica das áreas abordadas pelo projeto (Biomecânica, Modelagem geométrica, sistemas CAD e métodos de processamento de fabricação por manufatura aditiva) todos estes temas foram importantes, pois permitiram abordar em detalhe os conceitos básicos utilizados durante a metodologia de projeto aplicada neste caso de estudo. Por outro lado, os dados de saída obtidos na fase conceitual, são considerados dados de entrada na fase de desenvolvimento de produto.

Na Figura 16 é apresentado o esboço da ortese. Neste esboço é possível observar a disposição do neoprene em regiões que não incomoda o peito em pacientes de gênero feminino. Por outra parte a concentração de tensão que exerce o úmero quando é reposicionado no lugar de encaixe é levado para o ombro não lesado o que gera uma melhor eficácia no reposicionamento diminuindo a dor. Por outra parte o paciente considerado para o desenvolvimento de projeto foi identificado como G.M, de 24 anos, apresentando lesão de plexo braquial esquerdo devido a

acidente automobilístico o desenvolvimento deste projeto cumpre com o comitê de Ética apresentado no Anexo 2.

Uma vez apresentado os dados de entrada, foi estruturado o desenvolvimento da metodologia em três etapas: A primeira compreende o Pré-processamento, nesta etapa se recebeu o modelo do paciente escaneado em formato STL, e foi feita uma avaliação geral enquanto as medidas principais de maneira que corresponda com as medidas do paciente, isto devido a que em alguns equipamentos de medição a resolução pode gerar alterações do modelo real ao modelo computacional. Posteriormente uma avaliação de superfície foi feita com a ajuda do software de modelagem CAD que permite melhorar a superfície do modelo que conseqüentemente influencia no acabamento e estética da órtese.

Figura 16: Esboço do conceito da órtese em desenvolvimento. (A) vista frontal; (B) vista posterior.



Fonte: ASSAD 2018

O processamento do modelo que consiste em: colocar os quesitos do usuário como prioridade e desenvolver diferentes estratégias para satisfazer cada uma das necessidades do paciente considerando sempre o ponto de vista técnico, e o esboço inicial desenvolvido. De esta etapa surgiram testes iniciais em tamanho reduzido e posteriormente três protótipos que foram especificados com mais detalhe na etapa de discussão de resultados.

Finalmente o pós-processamento consiste na sua posterior fabricação e teste no paciente, assim como a montagem dos acessórios que conformam a órtese e o acabamento, e os reforços necessários.



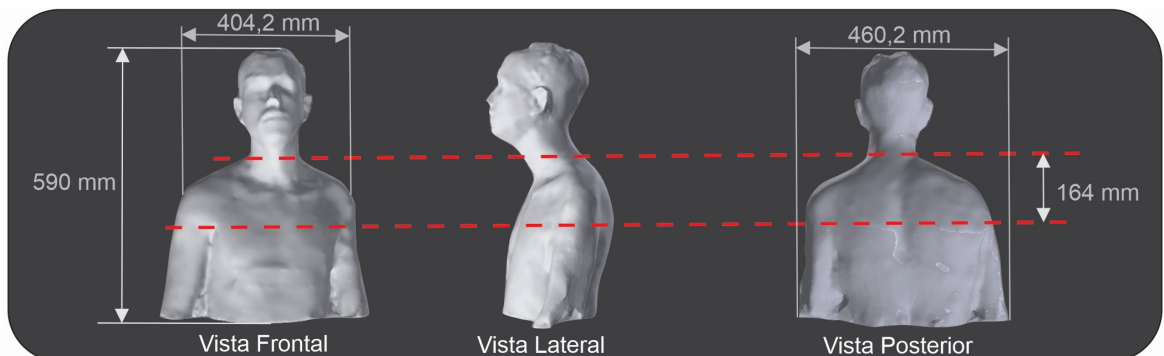
### 3.1. Pré-processamento do modelo

#### 3.1.1. Digitalização tridimensional

Durante a digitalização tridimensional foi desenvolvido o escaneamento mediante um escâner de onda milimétrica composta por 40 câmeras de cinco megapixels, ao redor do corpo. O modelo foi salvo em formato STL poligonal (540.264 triângulos).

Uma das considerações que foram tomadas foi o posicionamento do paciente. Foi indispensável que o paciente e o membro afetado estivessem posicionados de maneira correta à indicada pelo médico de acordo com o tipo de subluxação observada de maneira que o mesmo consiga ter uma evolução efetiva. Na Figura 17 é observado o paciente em formato STL, com as dimensões principais, e região crítica de estudo (região embaixo das faixas vermelhas).

Figura 17: Dimensões principais do paciente em formato STL poligonal em mm



Fonte: Autor

O arquivo obtido após escaneamento do paciente se manteve em formato STL e importado no software de processamento de imagem Magics 18.03 (Materialise). As medidas observadas foram verificadas de maneira que se ajuste com o paciente de estudo devido a que em alguns casos a resolução do equipamento de digitalização assim como as configurações pode gerar discrepâncias enquanto ao modelo e o paciente em tamanho real.

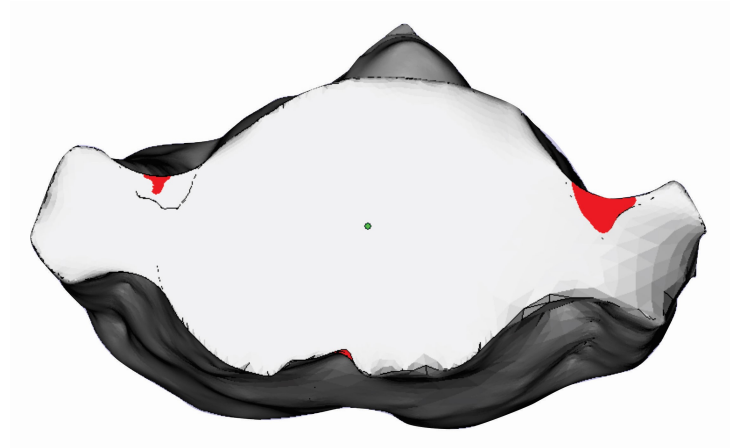
#### 3.1.2. Melhoramento do modelo mediante reparação de superfície.

Uma vez o modelo aberto no software, é necessário verificar o seu estado, geometria e dimensionamento, para isto, utilizou-se a ferramenta de Fix wizard de maneira que permitisse recuperar a superfície de estudo.

Foram detectadas duas irregularidades no estudo de casca (Shell), 29 triângulos em *Overlaps* e 225 triângulos interceptados. Observando a geometria podemos encontrar visivelmente que as irregularidades estão geradas em regiões que não estão ao alcance da região de estudo como se apresenta na Figura 18 (regiões em vermelho).

O alisamento da superfície do modelo não tem influência significativa nas órteses, e na sua fixação, pois a área de contato entre a órtese e o ombro será recoberta por um tecido de lona macio e respirável que permite o acoplamento da órtese ao ombro sem gerar desconforto no paciente.

Figura 18: Vista inferior do modelo de estudo



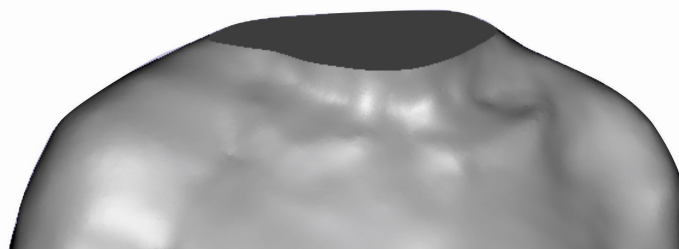
Fonte: Autor

### 3.2. Processamento do modelo CAD

#### 3.2.1. Modelagem da órtese

Para estudar a geometria da órtese, uma região de interesse é definida e destacada, denominada região A (região dentro das linhas vermelha Figura 19).

Figura 19: Região de estudo A



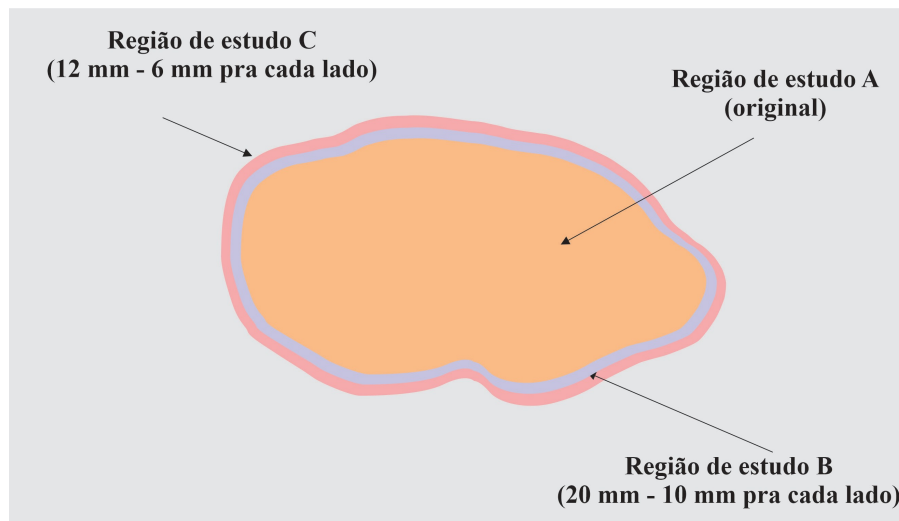
Fonte: Autor

Inicialmente a região A foi duplicada e foi considerado um fator de escala nos três eixos, de maneira que possa ter um intervalo de 20 mm entre a região A (corpo do paciente) e a nova região B (10 mm para esquerda e 10 mm para o lado direito) (Figura 20).

A região B representa o espaço necessário para o encaixe de lona, esta região foi duplicada novamente e considerada um novo fator de escala em três eixos que permitiram ter uma folga de 12 mm. A região A foi apagada, pois esta só representa do ponto de vista visual, a geometria do paciente, e a região B e C foram deslocadas ao centro do sistema de referência. Uma vez realizado o deslocamento da região B e C foi aplicada a operação booleana de subtração da região C da região B. essa região é chamada de região D.

Este procedimento pode ser observado em maior detalhe na Figura 20 onde três regiões podem ser observadas e identificadas.

Figura 20: Vista inferior da superposição da região A (corpo do paciente) a região B (espaço contato lona-paciente) (C) Região representativa da órtese

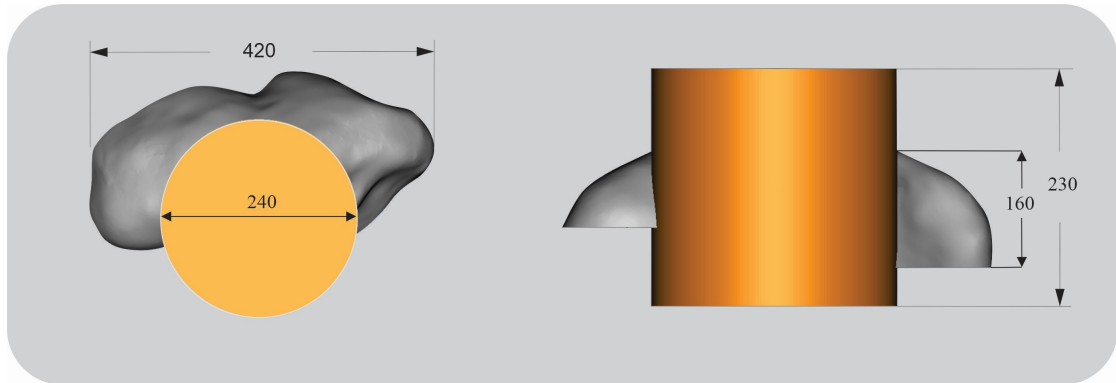


Fonte: Autor

Posteriormente foi dimensionado um cilindro regular com diâmetro de 240 mm e altura de 230 mm. O eixo longitudinal do cilindro era coincidente com o eixo longitudinal do crânio do paciente definido pelo projetista e apresentado na Figura 21, considerando as indicações do fisioterapeuta. Uma nova operação booleana foi realizada subtraindo o cilindro da região D. Essa etapa permitiu a possibilidade de

encaixe entre o paciente e a órtese na região da cabeça, sem desconforto com as outras partes do corpo.

Figura 21: Cilindro centralizado da órtese em mm.



Fonte: Autor

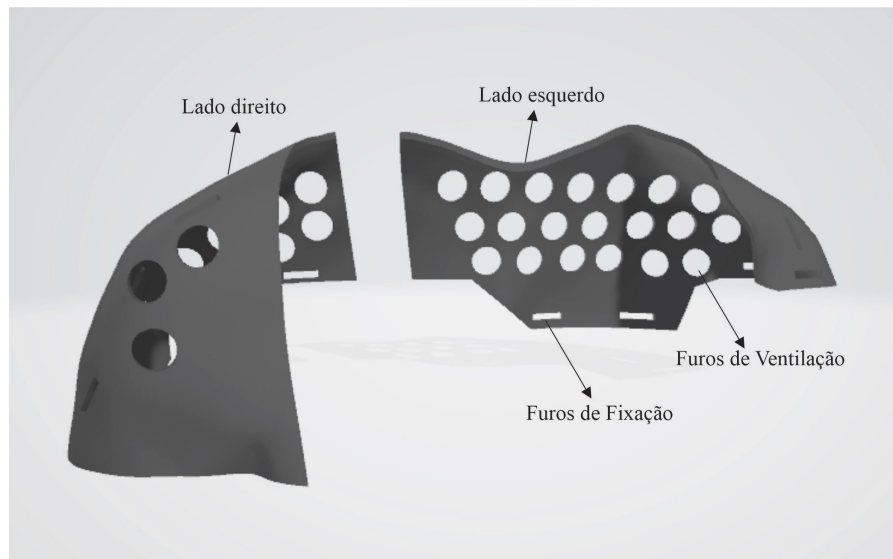
### 3.2.2. Sistema de Fixação

No sistema de fixação, oito paralelepípedos com dimensões de 23 mm x 5 mm x 10 mm foram projetados, posicionados em coordenadas estratégicas definidas pelo projetista considerando as indicações do fisioterapeuta. Uma vez posicionados os paralelepípedos foram aplicadas operações booleana de subtração com todos os paralelepípedos sobre a região D da órtese de maneira que o cinto elástico possa passar e permita a função de imobilidade. O posicionamento do paralelepípedo foi considerando os princípios operacionais para desenvolvimento de órteses de subluxação de ombro.

### 3.2.3. Sistema de ventilação

Para projetar o sistema de ventilação foram projetados 32 cilindros com 20 mm de diâmetro e 10 mm de altura. O sistema foi posicionado na parte de trás da órtese (região mais rígida) e resultou em 32 orifícios com 20 mm de diâmetro. Isso permitiu a ventilação do fluxo de ar no paciente, mantendo a região seca e a operação booleana foi aplicada a todos os orifícios, bem como um chanfro foi usado para diminuir as bordas afiadas. Finalmente a órtese é apresentada na Figura 21, indicando os furos de ventilação e os furos de fixação.

Figura 22: Órtese modelada



Fonte: Autor

### 3.3. Pós-processamento

#### 3.3.1. Manufatura aditiva

A impressora 3D utilizada foi uma impressora Stratasys Dimension Elite com bandeja de impressão de 200 mm x 200 mm x 300 mm. O material utilizado foi o ABS P430 model cartridge Ivory com suporte (P400-SR) solúvel. Uma das vantagens de escolher este material são suas propriedades mecânicas. Avaliando com o ABS convencional é possível prever um melhor comportamento em parâmetros como o módulo de elasticidade, resistência, entre outros. As propriedades do ABS 430 model são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 Propriedades mecânicas do ABS P400

Propriedades mecânicas	Sistema métrico
Resistência à Tração, Final (Tipo 1, 0,125", 0,2" / min)	33 MPa
Resistência à tração. (Tensão)	31 MPa
Módulo de tração (tipo 1, 0,125", 0,2" / min)	2,200 MPa
Alongamento de tração à ruptura (tipo 1, 0,125", 0,2" / min)	6%
Alongamento à tração no rendimento (tipo 1, 0,125", 0,2" / min)	2%
Impacto IZOD, entalhado (método A, 23 ° C)	106 J/m

A órtese na extensão de STL apresentou um volume total de 279,75 cm<sup>3</sup>. Considerando que a área de impressão da órtese era maior que a bandeja de impressão, ela foi dividida em duas partes, como mostra a Figura 24. A divisão das partes impressas é delimitada pela linha de corte mostrada na Figura 24 (vermelho). Para dar mais liberdade no movimento do braço, a parte esquerda foi cortada em duas partes e articulada, criando um único conjunto (órtese).

### 3.3.2. Acabamentos e Infiltração

Uma vez impresso o protótipo, este foi submetido a um processo de infiltração com resina epóxi, como sugere (KRETSCHKEK, 2009) (LOVO et al. 2019). Este procedimento permite obter um melhor acabamento assim como melhoram as propriedades mecânicas e de design. Uma vez aplicada à infiltração, foi utilizada uma lixa de #100 mesh nas regiões indicadas pelo especialista médico para um melhor encaixe e um melhor conforto na hora de usar assim como na remoção dos cantos vivos.

### 3.3.3. Instalação de acessórios

Por último, foi realizada a instalação de acessórios que permitem a união da órtese assim como a incorporação dos elementos que estarão em contato com a superfície do paciente. Estes acessórios estão compostos por duas dobradiças. Assim como as tiras de neoprene segundo as indicações do esboço e mudanças feitas na medida em que novas versões foram se desenvolvendo.

### 3.3.4. Testes

Uma vez concluída a montagem dos elementos que formam parte da órtese, através do projeto da Danielle Barata Assad foi comunicado ao paciente a comparecer às imediações do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - com o intuito de desenvolver diferentes testes, tanto do ponto de vista estático como dinâmico. Durante esta atividade foram consideradas diversas atividades de rotina diária como: escrever, levantamento do braço para alcançar objetos, de maneira que varie o ângulo de elevação do braço. Finalmente o paciente preenchia um formulário que permite saber mais sobre o conforto que ele sentiu durante o teste.

### 3.3.5. Feedback e formulários

Finalmente um formulário foi aplicado ao paciente para avaliar diferentes aspectos importantes para a evolução do projeto. Estes aspectos são mencionados a continuação e apresentados no Anexo 3:

- Dor
- Segurança
- Conforto térmico
- Higiene (odor)
- Realização de AVD'S
- Durabilidade da ortese
- Design
- Posicionamento
- Conforto do Tecido
- Higiene da ortese
- Facilidade para vestir
- Andar
- Resistência do tecido

## CAPITULO IV

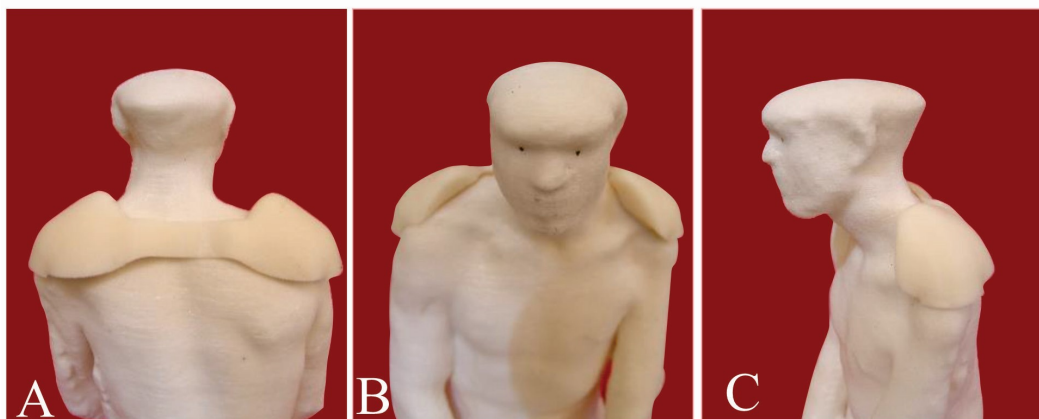
### RESULTADOS E DISCUSSÕES

A etapa de resultados foi estruturada em cinco partes, a primeira definida como testes preliminares compreendeu a impressão do modelo em escala reduzida, com o intuito de diminuir custo e tempo de impressão, permitindo observar se o modelo preliminar a escala cumpre com as características principais como encaixe. Na segunda parte é apresentado o protótipo I, descrevendo a metodologia aplicada as características técnicas a visualização geométrica impressa e testada no paciente. Finalmente o questionário preenchido pelo paciente é apresentado. A terceira e quarta parte referem-se ao protótipo II e protótipo III continuando com a mesma seqüência de descrição. Finalmente na parte cinco é apresentada a discussão dos resultados em função aos quesitos do questionário que o usuário preencheu.

#### 4.1. Testes preliminares

Nesta etapa foi impresso um modelo em escala reduzida de 1:13 do usuário com o intuito de diminuir custo e tempo de impressão, permitindo observar se o modelo preliminar a escala cumpre com as características principais como encaixe. Na Figura 23 é apresentado dito modelo.

Figura 23: Testes preliminares.



Fonte: ASSAD 2018

Posteriormente foram desenvolvidos os três protótipos apresentados a continuação:



#### 4.2. Protótipo I

O primeiro protótipo é apresentado na Figura 24. Este protótipo não apresenta furos de ventilação e possui uma espessura de 8 mm. Por outra parte não se utilizou o procedimento de recobrimento com resina epóxi, pois a espessura de 8 mm foi considerada suficiente para resistir às tensões do ombro. Assim mesmo foram adequados sete furos de fixação.

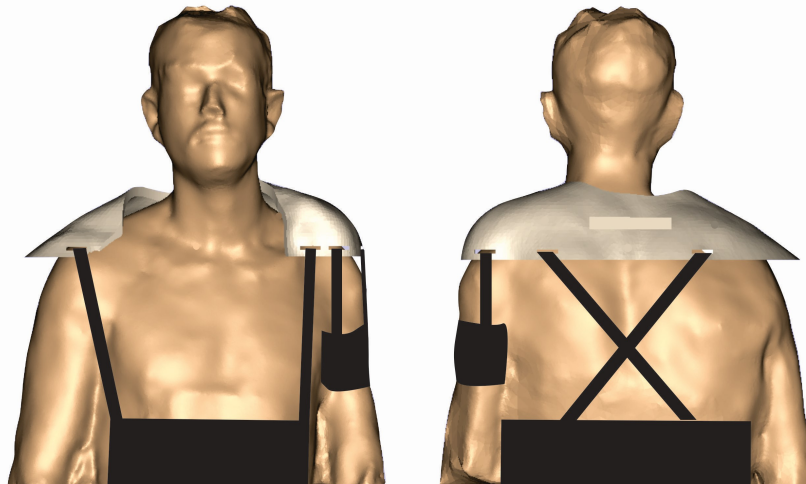
No sistema de união do lado direito e o lado esquerdo foi utilizado um parafuso de 5 mm. Uma vez impresso o primeiro protótipo, foram apresentadas na Tabela 6 as especificações técnicas.

Tabela 6: Características técnicas do protótipo I

Parâmetros	Volume Modelo [cm <sup>3</sup> ]	Modelo Suporte [m <sup>3</sup> ]	Tempo [Hrs]
Direita	178,62	90,29	19:34:00
Esquerda	213,27	84,8	20:07:00
Total	391,89	175,09	39:41:00

Fonte: Autor

Figura 24: Vista preliminar do protótipo I modelado.



Fonte: Autor

Uma vez verificado o dimensionamento do modelo se procedeu a imprimir a órtese, esta impressão foi feita com um posicionamento horizontal devido a que as dimensões de cada uma das peças estavam dentro das dimensões máximas permitidas pela impressora como se apresenta na Figura 25, uma vez impressa, foram inseridas as tiras assim como o colete de neoprene.

Figura 25: Protótipo I impresso.



Fonte: Autor

Seguidamente se fizeram as uniões das duas partes da órtese e foi testada no paciente como se observa na Figura 26. O uso deste protótipo gerou um aumento da irritação da pele do usuário devido ao contato excessivo com a região do pescoço.

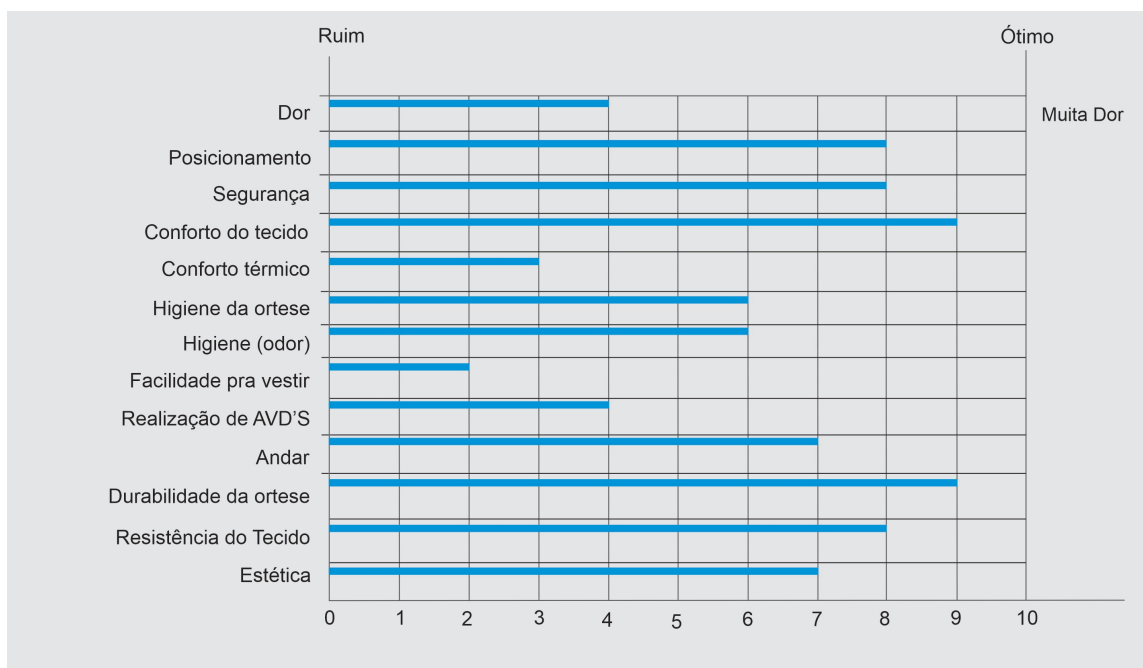
Feito isso, uma avaliação por parte do usuário considerando os seguintes quesitos como: Dor, posicionamento, segurança, conforto do tecido, conforto térmico, higiene da órtese, higiene (odor), facilidade para vestir, realização de atividades de rotina diária, andar, durabilidade da órtese, resistência ao tecido e design. O intuito desta avaliação consiste em mensurar de maneira quantitativa em uma escala de 0 a 10 os efeitos de uso da ortese durante o desenvolvimento de atividades de rotina diária do paciente. Nesta avaliação o valor de 0 corresponde a baixo nível (rejeição) e o valor de 10 corresponde a alto nível (aceitação e satisfação) no primeiro item definido como dor, estas indicações mudam sendo considerado o valor de 0 como pouca dor, e o valor de 10 como muita dor. Na medida em que se apresentaram novos protótipos este questionário foi aplicado obtendo-se uma comparação quanto à melhoria da ortese no paciente. Na Figura 27 observa-se os resultados correspondentes à avaliação da primeira ortese desenvolvida.

Figura 26: Primeiro protótipo da órtese de ombro. (A) Vista anterior, (B) Vista posterior, (C) Vista Lateral – Tiras de tração seguindo as porções do músculo deltóide, Teste do uso da órtese usando roupa diária.



Fonte: ASSAD 2018.

Figura 27: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo I



Fonte: Autor

#### 4.3. Protótipo II

Nesta versão foram implementados os furos de ventilação assim como o uso de infiltração com resina epóxi no momento da fabricação. Uma das mudanças significativas que teve, além dos furos de ventilação foi à espessura do protótipo. Que diminuiu de 8 mm a 4 mm. Desta maneira se obteve uma órtese mais leve, porém menos rígida. As especificações técnicas do protótipo 2 são apresentadas na Tabela 7. Também se incorporou uma segunda extensão do colete de neoprene para o lado direito, devido a que nos testes de atividades de rotina uma das limitantes foi à desvinculação da órtese enquanto se submetia o ombro à elevação como se observa na Figura 29 C.

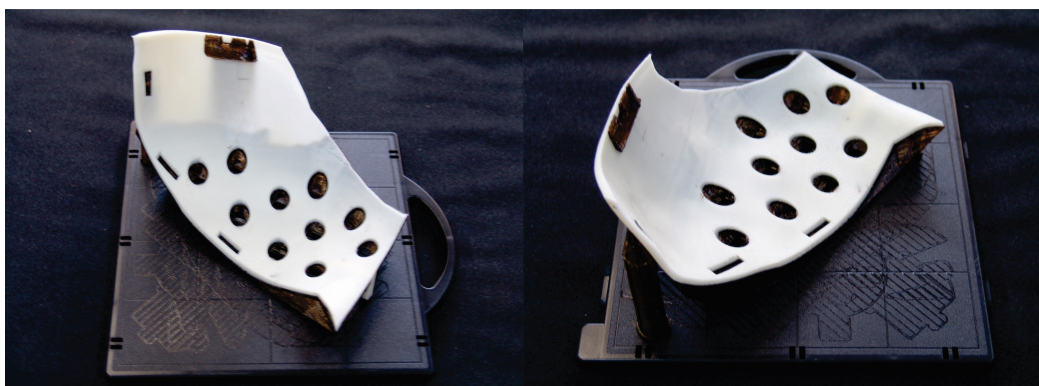
Tabela 7: Características técnicas do protótipo II

Parâmetros	Volume Modelo [cm <sup>3</sup> ]	Modelo Suporte [cm <sup>3</sup> ]	Tempo Hrs
Direita	213,27	84,8	20:07
Esquerda	85,94	128,71	20:17
Total	299,21	213,51	40:24

Fonte: Autor

Depois de modelado o protótipo II, foi impressa, assim como adequada às tiras e a cobertura de neoprene conforme o esboço do projeto. Nesta versão o posicionamento da ortese foi à orientação superior respeito ao ponto de referência do técnico, devido a que as dimensões em vista frontal sobre-passava as dimensões da mesa como se observa na Figura 28. Posteriormente foi testada no paciente e avaliada tanto a nível estático como desenvolvendo atividades de rotina como se apresenta na Figura 29.

Figura 28: Impressão do protótipo II



Fonte: Autor

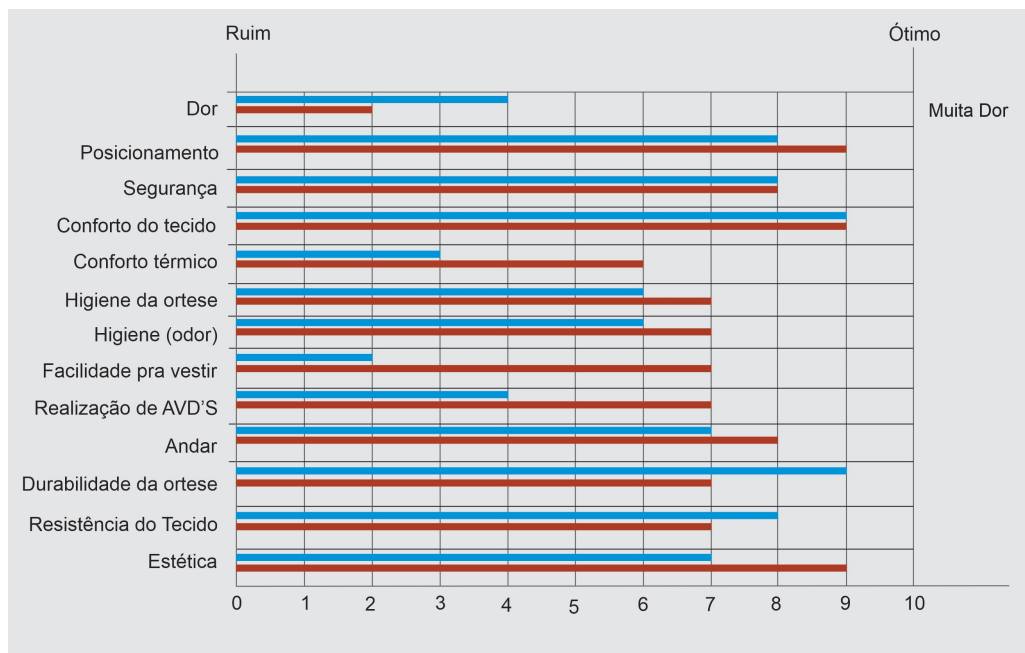
Figura 29: (A) Acoplamento da órtese; (B) melhora na espessura da órtese para melhor acoplamento (C) Vista posterior do usuário com órtese (D) Vista anterior do usuário com órtese. (D) Vista anterior do usuário com órtese (E) e (F) limitação de 90 graus.



Fonte: ASSAD 2018

Por último uma avaliação foi aplicada ao usuário com os mesmos itens avaliados no protótipo I em uma escala de 0 a 10 com o intuito de aperfeiçoar a mesma. Desta maneira foi obtida a seguinte avaliação apresentada na Figura 30.

Figura 30: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo II (comparação com protótipo I)



Fonte: Adaptado ASSAD 2018.

#### 4.4. Protótipo III

O protótipo três foi o último dos protótipos desenvolvidos. Durante o desenvolvimento deste protótipo foram adicionadas duas linhas de corte, em vez de uma com o intuito de gerar mais liberdade ao braço direito que conseqüentemente

oferece a possibilidade de elevação sem a órtese se deslocar como acontecia no protótipo II. A continuação é apresentada na Tabela 8 as especificações técnicas do protótipo III.

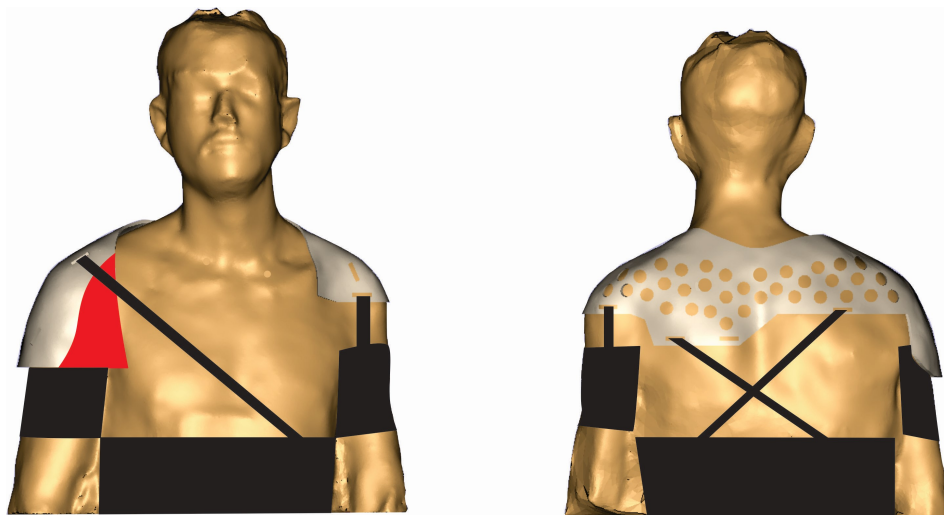
Tabela 8. Características técnicas do protótipo III

Parâmetros	Volume Modelo [cm <sup>3</sup> ]	Modelo Suporte [cm <sup>3</sup> ]	Tempo Hrs
Direita	145,38	111,29	26:32
Esquerda	122,61	92,36	27:25
Total	267,99	203,65	53:57

Fonte: Autor

Outras das mudanças feitas do protótipo dois ao protótipo três foi o sistema de união do lado direito e o lado esquerdo. No protótipo dois, se utilizou uma união no centro e uma única linha de corte. Esta linha de corte foi deslocada para direita com o intuito de diminuir tempo de impressão, e aproveitamento da rigidez que oferece o modelo do lado esquerdo. Uma vista preliminar deste modelo é apresentada na Figura 31

Figura 31: Vista preliminar do protótipo III modelado.



Fonte: Autor

A orientação estabelecida dentro da impressora foi frontal com giro de 90 graus em sentido horário respeito do ponto de vista do técnico de impressão como é apresentado na Figura 32.



Figura 32: Impressão do protótipo III



Fonte: Autor

Uma vez concluída a parte técnica, foi executado o teste no paciente. Em princípio o paciente executou as mesmas atividades que realizou com as primeiras versões como é mostrado na Figura 33.

Figura 33: Teste com a terceira versão do protótipo da órtese de ombro

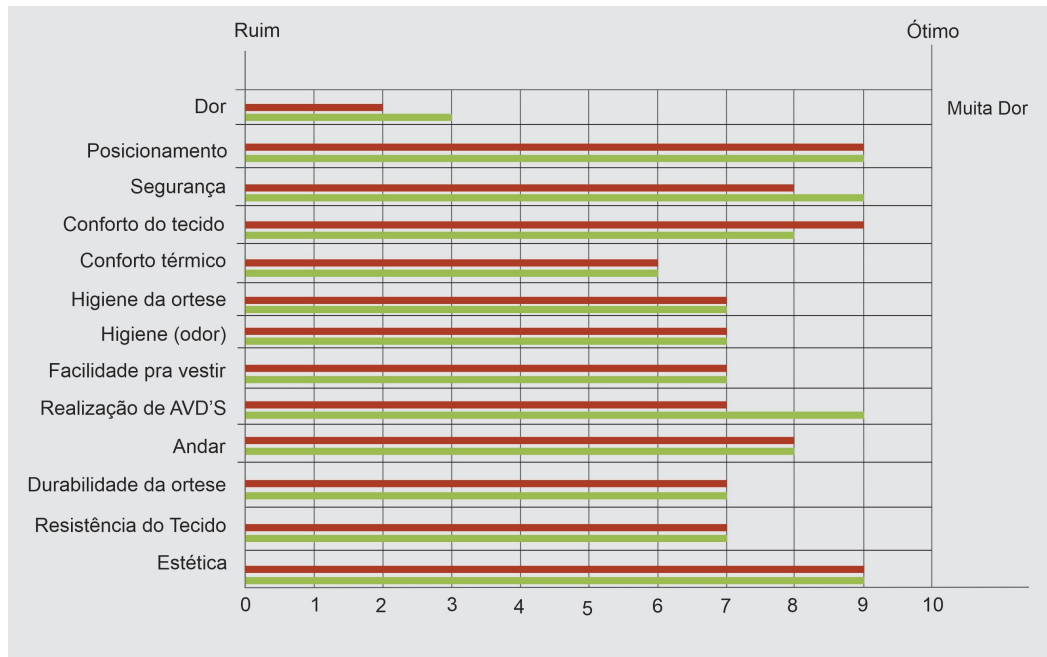


Fonte: ASSAD 2018

Uma nova avaliação foi feita pelo usuário ao novo protótipo considerando os mesmos quesitos que os avaliados anteriormente com o intuito de quantificar a melhoria de cada item para o uso do paciente esta avaliação é apresentada na Figura 34.

Uma das melhorias do protótipo II ao III foi a melhora enquanto à dupla linha de corte do lado direito que permitiu a elevação do ombro direito durante o desenvolvimento de atividades.

Figura 34: Avaliação pelo usuário do uso do protótipo III (Comparação com protótipo II)

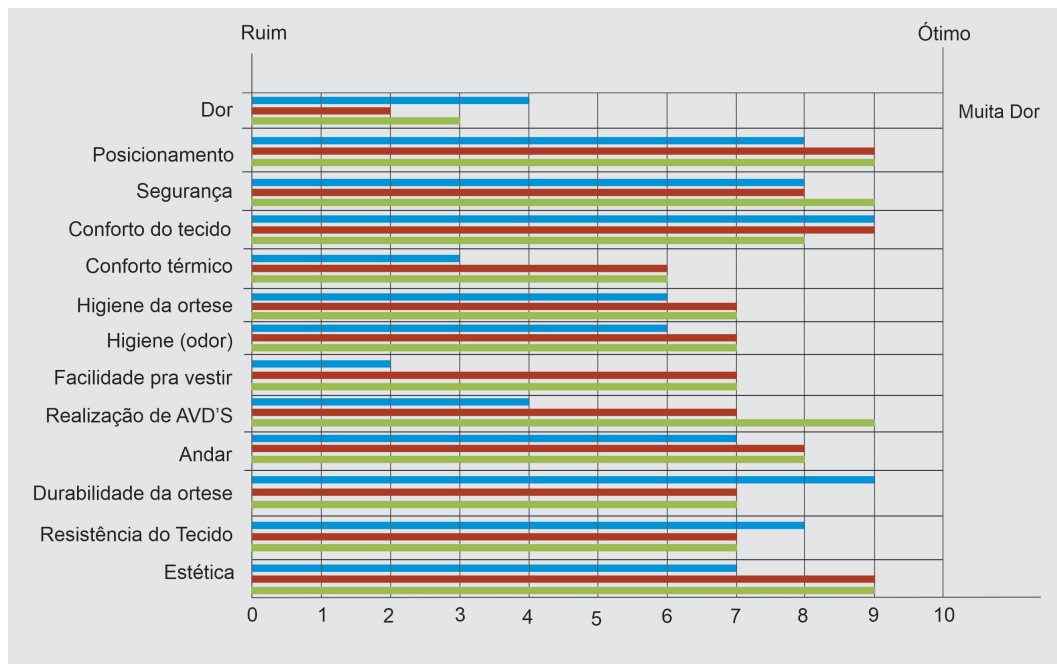


Fonte: Adaptado ASSAD 2018

#### 4.5. Discussões

Uma vez finalizado o detalhamento técnico, foi desenvolvida uma análise comparativa das três orteses anteriormente apresentadas na Figura 35. Estas avaliações foram analisadas a continuação:

Figura 35: Comparação da avaliação do usuário usando os três protótipos



Fonte: Adaptado ASSAD 2018



#### 4.5.1. Dor

Uma vez avaliada por parte do usuário no quesito de dor, foi observado que na primeira versão a dor foi avaliada no primeiro protótipo com nota 4. Posteriormente diminui a 2 no segundo protótipo, e aumenta a 3 no terceira protótipo.

Um dos fatores que fez com que esse modelo diminuísse da primeira à segunda versão na avaliação de dor foi a espessura do protótipo assim como a escala considerada na região B da Figura 20. No início a espessura do primeiro protótipo foi de 8 mm, e no segundo protótipo diminuiu a 5 mm.

Por outra parte o gap considerado na região B do protótipo I foi de 5 mm para cada lado. E no segundo protótipo foi de 10 mm para cada lado. Com essas mudanças o quesito referente à dor diminui 2 pontos. Porém devido a pouca rigidez obtida no protótipo II foi considerado o aumento da espessura de 5 mm a 6 mm gerando assim um aumento de um ponto respeito à segunda versão.

Uma das considerações pelas quais se considerou este item como satisfatório, foi pelo fato de não gerar hepiremia no tecido do paciente, assim como encaixe com conforto e sem gerar dor no paciente.

#### 4.5.2. Posicionamento

Devido às alterações feitas e definidas no quesito de dor, assim como a disposição do neoprene conforme foi evoluindo o protótipo, permitiu que o posicionamento melhorasse da versão I à versão II. Outra das razões pelas quais o posicionamento foi o adequado foi devido ao reposicionamento do úmero na posição desejada por parte do especialista na hora de escanear o paciente, gerando dessa maneira uma melhor adaptação.

#### 4.5.3. Segurança

O item segurança teve uma avaliação inicial de oito pontos no primeiro protótipo, e posteriormente aumento no protótipo 2 e protótipo 3 a 9 pontos. Aspectos como a espessura da ortese, geram mais segurança neste aspecto.

#### 4.5.4. Conforto do tecido

O conforto do tecido foi um dos itens que não variou significativamente com o tempo. No primeiro e segundo protótipo obteve uma valoração de nove pontos, e posteriormente diminuiu a oito pontos na terceira ortese. Distintas são as razões pelas quais este item diminuiu. Porém um dos itens que tem mais valor pra esta mudança é o gap considerado para o contato entre a pele e a ortese.

#### 4.5.5. Conforto térmico

O conforto térmico é outro dos quesitos que no primeiro protótipo teve uma avaliação baixa de três pontos, e posteriormente no protótipo II e protótipo III aumentou a seis. Este aumento se deve à colocação dos furos de ventilação na órteses que permitiu uma diminuição da concentração de calor gerada pelo usuário.

#### 4.5.6. Higiene da órtese

A higiene da órtese teve uma avaliação de 6 no primeiro protótipo e 7 nos outros dois protótipos, a sua avaliação não variou muito em função do tempo devido a que o formato do modelo mudou conforme evoluíam os protótipos, porém do ponto de vista geométrico, o fundamento da superfície desenvolvida não mudou ao longo do tempo.

#### 4.5.7. Higiene (odor)

Enquanto ao parâmetro de Higiene por odor a pontuação obtida é progressiva, o primeiro protótipo foi avaliado com seis pontos e aumento a sete no protótipo II e protótipo III. Isto devido à incorporação de furos de ventilação à medida que se desenvolviam novos modelos. Desta maneira se conseguiu ter uma diminuição de suor e conseqüentemente permitiu reduzir a concentração de odor.

#### 4.5.8. Facilidade para vestir

A facilidade para vestir foi outro dos quesitos que melhorou consideravelmente desde o protótipo I até o protótipo III, devido a que no primeiro a espessura da órtese era o suficientemente grande como para sobressair quando o usuário vestia a roupa. Com a diminuição de espessura este quesito diminuiu até o

ponto que o usuário conseguiu utilizar a ortese vestindo camisa e sem gerar notoriedade por outras pessoas o que gera mais confiança na hora de uso.

#### 4.5.9. Realização de AVD'S

A realização de atividades da vida diária teve uma das avaliações mais significativas enquanto à evolução de protótipo em protótipo. O primeiro recebeu qualificação quatro, posteriormente o segundo protótipo aumentou sete, e finalmente o ultimo teve pontuação nove. Uma das razões pelas quais este parâmetro mudou significativamente nas três gerações, são: considerando no protótipo 1 a hiperemia gerada, tentou-se deixar um pouco mais livre o braço direito, com o intuito de dar maior liberdade no movimento, porem isto gerou a desvinculação pra as atividades de levantamento do braço, razão pela qual optou-se por aplicar duas linhas de cortes.

#### 4.5.10. Andar

No quesito de andar, o primeiro protótipo foi avaliado com nota sete, e no protótipo II e protótipo III foi avaliado com nota oito. Uma das desvantagens do primeiro protótipo era que ao ser tão rígido, ele não oferecia uma liberdade no movimento do braço direito. Pelo que posteriormente este item foi evoluindo até as novas versões onde mudou a geometria nesta região.

#### 4.5.11. Durabilidade da órtese

Em princípio, o primeiro protótipo recebeu a maior avaliação dos três protótipos com nove pontos. A sua espessura e o fato de não ter implementado furos de ventilação permitiu que este fosse mais rígido, pelo qual o usuário avaliou como um ponto positivo. Nos outros dois modelos a avaliação foi de sete pontos. Neste caso as duas atenderam as demandas do usuário, porém o protótipo II do ponto de vista técnico não atendia as necessidades do problema, devido a sua espessura.

#### 4.5.12. Resistência do tecido

A resistência ao tecido teve uma valoração de 8, e posteriormente no protótipo II e protótipo III foi diminuído a 7, esta diminuição se deve à mudança do posicionamento das tiras de neoprene que mudou desde a primeira versão. Assim

como a região o aumento da região B da Figura 20. Porém não teve uma variação significativa, e se mantém por dentro do princípio operacional.

#### 4.5.13. Estética

Do ponto de vista de desenho, a órteses desenvolvida atendeu com as expectativas do Usuário e o especialista. O estudo feito desde o início do projeto ajudou a dimensionar uma órtese que atenda com as especificações técnicas que o problema demandava.

## CONCLUSÕES

Uma vez desenvolvida e aplicada a metodologia de projeto, e a fabricação do protótipo de órtese estabilizadora de ombro. Observou-se a melhora do alinhamento do úmero na cavidade glenóide de maneira que é considerada como efetiva nos casos de reabilitação de ombro nos casos de subluxação inferior.

Uma vez que a órtese foi concluída e testada no paciente, dados informativos foram gerados com parâmetros importantes da experiência do paciente e dos resultados de raios-X. Um dos pontos mais importantes responsáveis pelo sucesso do projeto foi à adaptação da órtese à superfície do corpo do paciente, de modo que pudesse evitar a luxação do ombro durante o desenvolvimento das atividades, do ponto de vista dinâmico. Por sua vez, também permitiu a correção do posicionamento da escápula e da fossa glenóide favorecendo a dinâmica de ombro-escápula com menor interferência na articulação.

Do ponto de vista de engenharia observaram-se aspectos que são importantes destacar. A possibilidade de usar materiais com boas propriedades mecânicas e técnicas de manufatura aditiva apropriadas permitem obter um resultado único para este tipo de aplicação. Por outra parte a aplicação de técnicas para melhora das propriedades mecânicas como é o caso da infiltração de resina epóxi faz com que os resultados finais sejam excepcionais obtendo bons resultados.

Por outra parte o uso de orifícios na região posterior da órtese permitiu uma melhor ponderação em termos de higiene, que é um parâmetro importante para o desenvolvimento de tarefas rotineiras diárias pelo paciente. No entanto, o conforto térmico do paciente foi o parâmetro com a menor avaliação durante a resposta do paciente. Uma solução possível para aumentar esse valor pode estar incorporando mais orifícios em regiões rígidas da superfície da órtese.

## TRABALHOS FUTUROS

Um dos trabalhos futuros que podem ser implementados no projeto é a conversão da imagem 3D em uma nuvem de pontos que permita desenvolver análises de elementos finitos. Da maneira atual foram feitas algumas tentativas com a conversão em modelo CAD. Porém a magnitudes das forças aplicadas se perdia, pois os nós não estavam definidos parametricamente.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

ASSAD, D. A. 2018. “Projeto conceitual de órtese estabilizadora para o ombro”, Tese de Doutorado, Interunidades em Bioengenharia e Áreas de concentração em Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Brasil.

ASSAD, D. A. FORTULAN, C.A. MEDOLA, F.O. 2015. Órtese e Próteses. Rio de Janeiro: Águia Dourada Ltda.

CASELLI, MA. 2004. Orthoses, Materials, and Foot Function. Podiatry Management, v. 23, n.7.

CHUA, C.K. 2011. LEONG, F.K., LIM, C.S., “Rapid Prototyping: Principles and Applications”. 3 ed. Singapore: Manufacturing World Scientific Pub Co.

CORREIA, A. N. 2011. “Estudo da Biomêcanica do ombro”. Dissertação de Mestrado. Universidade de Porto.

COOL, J.C. 1989. “Biomechanics of Orthosis for the Subluxed Shoulder”, Prosthetics and Orthotics International. v.13, n.2.

CUÉLLAR, A.A., 2015. CUELLAR, R.G. “Anatomía y función de la articulación acromioclavicular”. Artroscopia y Cirugía Articular. v.22,n.1.

CUTTS, S., PREMPEH M., DREW, S. 2009. “Anterior Shoulder Dislocation” Ann R Coll Surg Engl. v.91, n.1.

DEMIR, M., GÜNERI, B. 2019. “Geometric Morphology of the Coracoacromial Ligament A Cadaveric Study”, BioMed Research International. v.2019, Article ID 3024769, 8 pages,

ELUI, V. M.; OLIVERA, M.; SANTOS, C. 2001. “Órtese: um importante recurso no tratamento da mão em garra móvel de Hanesianos”, Hansen. Int. v.26,n1,

European Statistical System (EUROSTAT), European Commission, Health, updated on 11 Jan 2012.

FOGGIATO, J. A. 2005. "Utilização do processo de modelagem por fusão de deposição (FDM) na fabricação rápida de insertos para injeção de termoplásticos". Tese de Doutorado. Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

FARAHANI, N., BRAUN, A. JUTT, D. HUFFMAN, T. REDER, N. LIU, Z. YAGI, Y. PANTANOWITZ, L. 2017. "Three-dimensional imaging and scanning: Current and future applications for pathology" J Pathol Inform, v.8, n.36.

Gerald F. Marshall. Handbook of Optical and Laser Scanning, Marcel Dekker, Inc., 2004,

GINDIS, E. 2013. "Up and Running with AutoCAD 2013". 3 ed. Estado Unidos: Academic Press.

GOODMAN, 2004. A. Orthoses, materials, and foot function. Podiatry Management, v.97, n.9.

GRAJEDA P.G., HERNANDEZ, R.I., ESCALANTE, M. 2017. Frecuencia de diagnóstico de lesiones óseas en luxación glenohumeral anterior. Acta Ortopédica Mexicana. v.31, n.1.

GONZALES, E.A. 2015. Epidemiologia del primer episodio de luxación anterior de hombro traumática en pacientes atendidos en el hospital el tunal del 2003 al 2013. Trabajo de Grado, Universidad Nacional de Colombia.

HERMAN, G. 2009. Fundamentals of computerized tomography. 2 Ed. Dordrecht. Springer.

KRETSCHKEK D, FOGGIATTO A, VOLPATO N. Infiltration of FDM parts with polymeric resins. In Congresso Brasileiro de Polímeros, Paraná, Brazil, October 2009.

KULKARNI, O.,MARSAN, A. 2000. DUTTA, D.A. "Review of process planning techniques in layered manufacturing". Rapid Prototyping Journal, v.6,n.1.

LIPPERT, L. Clinical Kinesiology and Anatomy. 4 Ed. Philadelphia. Davis Company, 2006.

LOVO, J., CAMARGO, I., ARAUJO, L., FORTULAN, C. "Mechanical structural design based on additive manufacturing and internal reinforcement" Journal of Mechanical Engineering Science Part C. 0(0) 2019.

MARSHAL G., STUTZ G. 2012. Handbook of optical and laser scanning. Boca raton, FL. CRC Press.

MATERIALISE 2018. Software Reference Guide. Leuven, Belgium: materialise n.v.

MCPOIL, T.G. SCHUIT D, KNECHT HG. 1989. "Comparison of three methods used to obtain a neutral plaster foot impression". Physical Teraphy, v.69, n.12.

MECHELS, F.P.W.; DOMINGOS, M.A.N., KLEIN, T.J., MALDA, J.; BARTOLO, P.J.; HUTMACHER, D.W. 2012. "Additive Manufacturing of tissues and organs". Progress in polymer Science. v.37, n.8.

OWENS, B.D., DUFFEY, M.L., NELSON, B.J., DEBERARDINO, T.M., TAYLOR, D.C., MOUNTCASTLE, S.B. 2007. "The incidence and characteristics of shoulder instability at the United States Military Academy". The American Journal of sport medicine. v.35, n.7.

PALOUSEK, D.; ROSICKY, J.; KOUTNY, D.; STOKLÁSEK, P.; NAVRAT, T. 2014. Pilot study of the wrist orthosis design process. Rapid Prototyping Journal, v.20, n.1.

PAPADAKIS, M.; STEPHEN, J.; McPHEE.; MICHAEL W. RABOW. 2018. **Current medical diagnosis & treatment**: 57. Ed. McGraw-Hill education.

QUILLEN DM, WUCHNER M AND HATCH RL. 2004. **Acute shoulder injuries**. Am Fam Physician J.; v.70. n.10.

RAMBERDE, J; 2009. "**Articulação coracoclavicular. Caso clinico y revisión**" Trauma Fund MAPFRE, v.20, n.3.

SUŽIEDELYTĖ-VISOCKIENĖ, J.; BAGDŽIŪNAITĖ, R.; MALYS, N.; MALIENE, V. 2015. "**Close-range photogrammetry enables documentation of environment-induced deformation of architectural heritage**". Environmental Engineering and Management Journal. v.14, n.6.



SALEH, J.M. 2013. **“Cost modeling of rapid manufacturing based mass customization system for fabrication of custom foot orthoses.”** Tese de Doutorado. University of Newcastle.

STRATASYS INC. **Customer Extranet**, 2004. Disponível em <<http://www.stratasys.com>>. Acesso em: 10 de agosto 2004.

SLAMA, C., THEURER, C., HENDRIKSON, S. 1980. **Manual of Photogrammetry**, 4<sup>th</sup> Ed.; American Society of photogrammetry.

SARWARK, J. **“Essentials of musculoskeletal care”**. 4 Ed. Rosemont, Ill. 2010.

SOBOTTA. 2018. **Atlas de Anatomia Humana**. 20<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Joogan.

TRELEAVEN P. WELLS J. 2007. **“3D Body scanning and healthcare applications”**. Computer, v. 40, n. 7.

VOLPATO N. 2017. **Manufatura aditiva; tecnologias e aplicações da impressão 3D**. 1ra Ed. Blucher.

VISSER, J., PETERS, B., BURGER, T. J., BOOMSTRA, J., DHERT, W. J. A., MELCHELS, F. P. W., MALDA, J. 2013. **“Biofabrication of multi-material anatomically shaped tissue constructs.”**Biofabrication. v.5, n.3.

YAMAMOTO, T., YOSHIYA, S., KUROSAKA, M. NAGIRA, K., NABESHIMA, YUJI. 2003 **“Luxatio erecta (inferior dislocation of the shoulder)”**: a report of 5 cases and a review of the literatura”. American Journal of orthopedics (Belle Mead, N.J.) v.32, n.12

WELSH, S. (2019). **“Shoulder Dislocation Surgery: Background, Etiology, Prognosis.”**, from <https://emedicine.medscape.com/article/1261802-overview#>. Retrieved 30 August 2019

## ANEXOS

### ANEXO 1: MÓDULO DE IMPORTAÇÃO OPCIONAL

Nome	Extensão	Software Extra	Comentário
Arquivo STL o MGX	*.stl, *.mgx	Não requerido	O formato MGX é uma forma compactada de STL, que pode compactar uma parte de 10 a 20 vezes, dependendo do arquivo STL
Arquivo Materialise de intercambio de AM	*.MatAMX	Não requerido	
Arquivo AMF	*.amf	Não requerido	
Arquivo DXF	*.dxf	Não requerido	Somente arquivos DXF 3D podem ser importados
Arquivo PLY ou ZCP	*.zcp, *.ply	Não requerido	
Arquivo ZPR	*.zpr	Não requerido	
Arquivo de projeto magics	*.magics	No requerido	O formato .magics é um formato comprimido contendo ao lado dos STLs no espaço de trabalho também outras informações como suporte, fixação, cenas
IGES	*.igs, *.iges	Modulo IGES	
Catia 4	*.model, *.exp	Modulo Catia V4	Somente arquivos Catia até a versão 4.5x podem ser lidos
Modelo Catia 4	*.model	Modulo Catia V4	Somente arquivos Catia até a versão 4.2x podem ser lidos
Arquivo exportado Catia 4	*.exp	Modulo Catia V4	Somente arquivos Catia até a versão 4.2x podem ser lidos
Arquivo part Catia 5	*.CATPart	Modulo Catia V5	Este módulo pode ler arquivos Catia V5 R23
Arquivo de produto Catia 5	*.CATProduct	Modulo Catia V5	Este módulo pode ler arquivos Catia V5 R23
Pro/Engineer	*.prt	Modulo Pro/engineer	Este módulo pode ler arquivos Pro /E até a versão 16 até o Wildfire 3
STEP	*.x_t	Modulo Step	As versões AP 214 e AP 203 são suportadas
Unigraphics	*.vda, *.vdafs	Modulo Unigrafico	Versões V15 até UGNX 5 são suportadas
Parasolid	*.wrl, *.vrml	Modulo Unigrafico	
VDAFS	*.vda, *.vdafs	Modulo VDA	
VRML	*.wrl, *.vrml	Não requerido	VRML 1, VRML 2 & VRML 97
3DS	*.3ds, *.prj	Não requerido	
OBJ	*.obj	Não requerido	
Rhino	*.3dm	Não requerido	5ta Versão de 3DM é suportada
Arquivo Part Materialise	*.matPart	Não requerido	
Arquivo Kernal Materialise	*.mdck	Não requerido	
ACIS SAT	*.sat	Modulo ACIS SAT	Arquivos padrão ACIS text (SAT) de versões de até 15 são suportados
Solidworks	*.sldprt *.sldasm	Modulo Solidworks	
Google Sketch up	*.skp	Não requerido	32-bit; Versões até a 13
JT	*.jt	Modulo JT	São suportadas versões ate *.2
Interface de camada comum	*.cli	Não requerido	Só visualização de peça
Contorno de camada de sistema 3D	*.slc	Não requerido	Só visualização de peça ou conversão em STL
Interface de camada Stratassys	*.ssl	Não requerido	Só visualização de peça
Fockele & Schwarze	*.f&s	Não requerido	Só visualização de peça
Interface de camada de sistemas 3D	*.sli	Não requerido	Só visualização de peça

## ANEXO 2: COMPROVANTE DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA  
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO



Ribeirão Preto, 25 de março de 2015.

Ofício nº 1122/2015  
CEP/MGV

### **PROCESSO HCRP nº 15916/2014**

**Prezadas Pesquisadoras,**

O trabalho intitulado **“CONCEITO E DESENVOLVIMENTO DE ÓRTESE ESTABILIZADORA DE OMBRO PARA INDIVÍDUOS PÓS-AVE” - Versão 3 de 03/03/2015**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 404ª Reunião Ordinária realizada em 23/03/2015, e enquadrado na categoria: **APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Versão 3 de 03/03/2015.**

*Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 466/2012 CNS/MS.*

*Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa. De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.*

Atenciosamente.

**DRª MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA**

Coordenadora do Comitê de Ética em  
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimas Senhoras

**DANIELLE ALINE BARATA ASSAD**

**PROFª DRª VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI (Orientadora)**

Depto. de Neurociências e Ciências do Comportamento – Terapia Ocupacional

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
Campus Universitário – Monte Alegre  
14048-900 Ribeirão Preto SP

Comitê de Ética em Pesquisa do HCRP e FMRP-USP  
FWA-00002733; IRB-00002186 e  
Registro Plataforma Brasil /CONEP nº 5440  
(016) 3602-2228  
cep@hcrp.usp.br

### APENDICE 3 - QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO DA ÓRTESE DESENVOLVIDA

Data da entrevista: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Registro: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: • Masculino • Feminino

Estado Civil: \_\_\_\_\_ Procedência: \_\_\_\_\_

Escolaridade: \_\_\_\_\_ Atividade profissional: \_\_\_\_\_

Diagnóstico: \_\_\_\_\_ Membro afetado: ( ) Direito ( ) Esquerdo

Na última semana, o Sr. (a) utilizou a órtese para o ombro e qual a nota que o Sr. (a) daria nos seguintes pontos:

#### Quesitos avaliados Notas

<b>Dor</b>	(nada)0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (muita dor)
<b>Posicionamento</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Segurança</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Conforto do tecido</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Conforto térmico (calor)</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Higiene (provoca odor )</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Higiene da órtese (facilidade para lavar)</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Facilidade para vestir</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Realização das atividades cotidianas</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Andar</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Durabilidade da órtese</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Resistência do tecido</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Design (tipo de modelo de órtese)</b>	(ruim) 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 (ótimo)
<b>Opinião geral</b>	