

JESSICA FIRMINO FERREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA RADIOGRAFIAS DE
ESTRESSE DO TORNOZELO FABRICADO POR MANUFATURA ADITIVA**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2020**

JESSICA FIRMINO FERREIRA

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA RADIOGRAFIAS DE ESTRESSE DO TORNOZELO FABRICADO POR MANUFATURA ADITIVA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia Mecânica**.

Área de concentração: Projetos Mecânicos

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

**UBERLANDIA
2020**

JESSICA FIRMINO FERREIRA

DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO PARA RADIOGRAFIAS DE ESTRESSE DO TORNOZELO FABRICADO POR MANUFATURA ADITIVA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do grau de **Bacharel em Engenharia Mecânica**.

Área de concentração: Projetos Mecânicos

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – Orientador
Universidade Federal de Uberlândia

Prof. Dr. Arthur Alves Fiocchi
Universidade Federal de Uberlândia

MSc. Daniela Moura Yoshida
Doutoranda na Universidade Estadual de Campinas

Médico Ortopedista Cleber Jesus Pereira
Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia

UBERLANDIA
2020

Dedico este trabalho a Deus, que esteve presente em todos os momentos dessa jornada, que me guiou e me fortaleceu para enfrentar todos os obstáculos que surgiram no caminho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter sido minha fortaleza nas tribulações e por ter me guiado e abençoado meu caminho. Sem Ele nada seria possível.

À minha família por acreditar na minha capacidade e sempre torcer pelo meu sucesso. Em especial, agradeço ao meu marido Diego Alves que sempre esteve ao meu lado me apoiando quando tudo parecia não dar certo.

Meu especial agradecimento ao meu orientador Professor Dr. Cleudmar Araújo, que acreditou em mim e me ofereceu a oportunidade de participar de um projeto tão grandioso. Meu crescimento profissional é em parte devido a sua contribuição.

Agradeço também ao médico Cleber Pereira que se prontificou a ajudar em todas as dificuldades e contribuiu significativamente com sua avaliação para que esse projeto se tornasse uma vitória.

Enfim, meu agradecimento aos colegas da UFU/FEMEC/LPM/CINTESP.Br que em algum momento fizeram parte do meu crescimento acadêmico. Em especial aos colegas Alexsia Mota e Filipe Borges que estiveram comigo até o fim da graduação, e aos colegas do LPM/CINTESP.Br que compartilharam suas experiências e contribuíram enormemente para meu crescimento pessoal e profissional.

“O sucesso não tem a ver com o lugar de onde você veio, e sim com a confiança que você tem e o esforço que você está disposto a investir.”

Michelle Obama

FERREIRA, Jéssica Firmino. **Desenvolvimento de um dispositivo para radiografias de estresse do tornozelo fabricado por manufatura aditiva**. 2020. 62 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020.

RESUMO

Para o correto diagnóstico de algumas lesões do tornozelo é necessário a realização de radiografias de estresse. No entanto, essa técnica diagnóstica é dependente de diversos fatores, sendo que a experiência do profissional da saúde é um fator determinante para a qualidade do exame. Neste caso, o profissional da saúde geralmente fica exposto à radiação durante a operação de fixação do tornozelo em posição adequada para a visualização do trauma. Portanto, o desenvolvimento de novos métodos de posicionamento do paciente é de extrema importância para que não haja a interferência do fator humano no diagnóstico e, conseqüentemente reduzir a exposição à radiação, pois em altas taxas é danosa para o ser humano. Diante disso, o presente trabalho tem por objetivo desenvolver um dispositivo de suporte para o tornozelo, modular e com regulagens simplificadas, fabricado completamente por manufatura aditiva. O equipamento deve possibilitar a realização das manobras de estresse e posterior fixação sem a ação direta do profissional da saúde durante o procedimento, além de não interferir de forma significativa na imagem radiográfica. O projeto foi idealizado com a utilização de elementos mecânicos simples, como junta esférica, sistemas de fixação por parafusos, e sistemas de regulagem por meio de guias. A escolha do material levou em consideração a densidade, resistência mecânica e o processo de fabricação utilizado. Foram testados três materiais poliméricos (ABS, PLA e Tritan™) com dois tipos de preenchimento (retilíneo e colmeia cheia) a fim de investigar o mais adequado para a aplicação em exames radiográficos. A fabricação foi feita por uma técnica de manufatura aditiva denominada FFF. O protótipo foi construído e, em seguida foram realizados testes de funcionalidade no dispositivo com a simulação da aplicação das manobras de estresse. Pela análise das imagens radiográficas dos materiais estudados, o material ABS com preenchimento retilíneo apresentou melhor contraste final com o meio. O dispositivo é capaz de simular os movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, inversão, eversão, rotação externa, gaveta anterior e translação horizontal, com faixas de variação suficiente para cada um dos movimentos. Adicionalmente foi feita uma análise estrutural utilizando o método dos elementos finitos visando avaliar a resistência do dispositivo em condições de carregamento. Analisando os níveis de deslocamento e tensão equivalente de Von Mises, considerando um único posicionamento e as simplificações impostas aos modelos, verificou-se que o dispositivo não sofreu danos para uma massa corporal total de até 100 kg, estando, portanto, dimensionado para esta situação.

Palavras-chave: Radiografia de estresse, Manufatura Aditiva, Traumatologia, Raio-x, Lesões do tornozelo.

FERREIRA, Jessica Firmino. **Development of a device for ankle stress radiographies manufactured by additive manufacturing**. 2020. 62 f. Course Completion Work (Graduation in Mechanical Engineering) – Federal University of Uberlandia, Uberlandia, 2020.

ABSTRACT

For the correct diagnosis of some ankle injuries it is necessary to take stress radiographs. However, this diagnostic technique is dependent on several factors, and the experience of the health professional is a determining factor for the quality of the examination. In this case, the health professional is usually exposed to radiation during the ankle fixation operation in a position suitable for the visualization of the trauma. Therefore, the development of new methods of patient positioning is extremely important so that there is no interference of the human factor in the diagnosis and, consequently, reduce the exposure to radiation, because at high rates it is harmful to the human being. In view of this, this work aims to develop an ankle support device, modular and with simplified adjustments, manufactured completely by additive manufacturing. The equipment must allow the realization of stress maneuvers and subsequent fixation without the direct action of the health professional during the procedure, besides not interfering significantly in the radiographic image. The project was conceived with the use of simple mechanical elements, such as spherical joint, screw fixation systems, and regulation systems by means of guides. The choice of material took into consideration the density, mechanical resistance and the manufacturing process used. Three polymeric materials (ABS, PLA and Tritan™) were tested with two types of filling (rectilinear and full honeycomb) in order to investigate the most suitable for application in radiographic examinations. The fabrication was done by an additive manufacturing technique called FFF. The prototype was built and then functionality tests were performed on the device with the simulation of stress maneuvers application. By analyzing the radiographic images of the materials studied, the ABS material with rectilinear filling showed better final contrast with the medium. The device is capable of simulating the movements of dorsiflexion, plantar flexion, inversion, eversion, external rotation, anterior drawer and horizontal translation, with sufficient variation ranges for each movement. Additionally, a structural analysis was performed using the finite element method in order to evaluate the resistance of the device under loading conditions. Analyzing the displacement levels and equivalent tension of Von Mises, considering a single positioning and the simplifications imposed on the models, it was verified that the device was not damaged for a total load of up to 100 kg, being, therefore, dimensioned for this situation.

Keywords: Stress radiography, Additive Manufacturing, Traumatology, X-ray, Ankle injuries.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema da estrutura óssea do tornozelo.....	4
Figura 2 - Principais conjuntos de ligamentos do tornozelo.	5
Figura 3 - Principais movimentos do tornozelo.....	6
Figura 4 - Manobras de estresse.....	9
Figura 5 - Processo de formação da imagem radiográfica.....	10
Figura 6 - Dispositivo de posicionamento em procedimento cirúrgico preso por meio de grampos.	11
Figura 7 - Aparelho de posicionamento em procedimento cirúrgico com sistema de articulações.	12
Figura 8 - Dispositivo de suporte plantar para uso em procedimento cirúrgico.....	12
Figura 9 - Equipamento para avaliação das características do joelho em RM.	13
Figura 10 - Aparato auxiliar de posicionamento para padronização da radiografia do tornozelo durante cirurgia.....	13
Figura 11 - Dispositivo com suporte para posicionamento do pé para uso em radiografia.	14
Figura 12 - Aparelho para uso em radiografia com múltiplas possibilidades de posicionamento.	14
Figura 13 - Equipamento de posicionamento para radiografia composto por placas de suporte.	15
Figura 14 - Dispositivo <i>Telos Stress Device</i> TM	15
Figura 15 - Simulação de posicionamento para radiografia de estresse do tornozelo no equipamento <i>Telos Stress Device</i> TM	16
Figura 16 - Dispositivo <i>Porto Knee Testing Device</i>	16
Figura 17 - Suportes de tornozelo consoantes ao PKTD.	17
Figura 18 - Dispositivo <i>Lisbon Ankle Testing Device</i>	18
Figura 19 - Etapas do processo de fabricação por manufatura aditiva.	19
Figura 20 - Princípio de funcionamento da tecnologia de FFF.....	20
Figura 21 - Diagrama do Módulo de Young versus a densidade.....	24
Figura 22 - Modelo das amostras para análise radiográfica.....	25
Figura 23 - Tipo de preenchimento das amostras.	25
Figura 24 - Posicionamento da perna em relação às amostras para radiografia.	26
Figura 25 - Disposição das amostras para radiografia.	27
Figura 26 - Medidas antropométricas do pé humano adulto do sexo masculino.....	28
Figura 27 - Modelo do módulo da mesa do protótipo inicial.	29
Figura 28 - Modelos dos módulos do pé e da perna do protótipo inicial.	30
Figura 29 - Protótipo inicial finalizado e montado.....	31
Figura 30 - Modelo do módulo da mesa do dispositivo final.....	32
Figura 31 - Módulos do pé e da perna do dispositivo final.	33
Figura 32 - Montagem do dispositivo final.....	35
Figura 33 - Posicionamento neutro do dispositivo final.	36
Figura 34 - Posicionamentos do tornozelo.	37
Figura 35 - Posicionamentos do tornozelo.	37
Figura 36 - Posicionamentos do tornozelo.	38
Figura 37 - Modelos utilizados na simulação por elementos finitos.....	39
Figura 38 - Detalhe das malhas dos modelos de simulação.	41
Figura 39 - Condições de contorno para os modelos de simulação.....	42

Figura 40 - Imagem radiográfica das amostras em relação ao osso.....	43
Figura 41 - Dimensões principais finais do dispositivo.....	44
Figura 42 - Análise do posicionamento neutro da perna.....	48
Figura 43 - Simulação dos movimentos do tornozelo.....	50
Figura 44 - Análise do deslocamento para o Modelo 1.....	51
Figura 45 - Análise do deslocamento para o Modelo 2.....	52
Figura 46 - Análise da tensão para o Modelo 1 com massa de 0,45 kg.....	53
Figura 47 - Análise da tensão para o Modelo 1 com massa de 4,5 kg.....	54
Figura 48 - Análise da tensão para o Modelo 2 com massa de 0,15 kg.....	55
Figura 49 - Análise da tensão para o Modelo 2 com massa de 1,5 kg.....	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do Tritan™.	22
Tabela 2 - Parâmetros de impressão do protótipo inicial.	30
Tabela 3 - Parâmetros de impressão do dispositivo final.	34
Tabela 4 - Propriedades isotrópicas do material ABS.	39
Tabela 5 - Análise estatística da qualidade das malhas para os modelos de simulação.	40
Tabela 6 - Faixa de operação para cada movimento do dispositivo.	45
Tabela 7 - Características de fabricação do protótipo inicial.	46
Tabela 8 - Características de fabricação do dispositivo final.	47

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
2.1 Anatomia do Tornozelo	3
2.2 Cinesiologia da Articulação	5
2.3 Patologias e Métodos Diagnósticos	7
2.3.1 Radiografia	10
2.4 Estado da Arte	11
2.5 Manufatura Aditiva	18
2.5.1 Fabricação por Filamento Fundido - FFF	19
2.5.2 Principais materiais utilizados na técnica de FFF	20
2.5.2.1 <i>Acrilonitrila Butadieno Estireno – ABS</i>	21
2.5.2.2 <i>Poli (Ácido Lático) - PLA</i>	21
2.5.2.3 <i>Tritan™</i>	21
CAPÍTULO III - MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 Seleção do material	23
3.2 Concepção do projeto	27
3.3 Protótipo inicial.....	29
3.4 Dispositivo Final	32
3.5 Modelagem por Elementos Finitos - MEF	38
CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÕES	43
4.1 Análise do material.....	43
4.2 Dimensões e faixas de variação do dispositivo	44
4.3 Análise dos protótipos	45
4.4 Análise de funcionamento do dispositivo final.....	47
4.5 Análise estrutural do dispositivo.....	50
CAPÍTULO V - CONCLUSÕES	57
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Na população ativa a lesão musculoesquelética mais frequente é a entorse de tornozelo e envolve geralmente lesões dos ligamentos laterais. Entorse é definida como o movimento violento com estiramento ou ruptura de ligamentos de alguma articulação (MACAULEY, 1999).

Esse é o tipo de lesão mais comum entre os atletas e correspondem a aproximadamente 15% de todas as lesões no esporte, 31% das lesões no futebol e 45% das lesões no basquete (HENNING, 2003).

A estabilidade lateral do tornozelo é feita pelos ligamentos talofibular anterior, talofibular posterior e talocalcâneo, associados ao terço distal da fíbula. O mecanismo mais comum de lesão da articulação do tornozelo é a inversão do pé devido à flexão plantar e aparece quando se ultrapassa um limite máximo aceitável para o movimento, ocorrendo geralmente quando a pessoa pisa em um terreno irregular ou degrau (RODRIGUES e WAISBERG, 2009 apud KERKHOFFS *et al.*, 2007).

Segundo o Colégio Brasileiro de Radiologia (2007) o diagnóstico das fraturas do tornozelo é de forma geral simples, baseando-se na história clínica, exame físico e avaliação por imagem da articulação. Para Camargo *et al.* (2009) o diagnóstico correto permite um tratamento adequado e um melhor prognóstico ao paciente. Sendo que para as lesões ligamentares do tornozelo as técnicas diagnósticas mais utilizadas são a radiografia de estresse, ressonância magnética, tomografia computadorizada e o ultrassom.

A radiografia de estresse é influenciada por vários fatores que incluem o posicionamento do paciente, tônus muscular, grau de relaxamento muscular, gravidade da lesão, procedimento do exame e a amplitude da força aplicada. Além de que as propriedades funcionais, restrições ligamentares secundárias, precisão e reprodutibilidade da medida do dispositivo contribuem para o grau de deslocamento da região avaliada (VALOMIM SOARES, 2016 apud FALOPPA, 2003).

O uso da radiografia de estresse possui algumas limitações e a principal delas é que o exame deve ser realizado por um profissional com experiência, em especial por ser necessária a aplicação das manobras de estresse (LAPRADE, 2019).

Tendo em vista esse requisito para a realização da radiografia de estresse surge outra preocupação, a exposição do profissional da saúde responsável pela execução do exame, já que este deve permanecer dentro da sala de exames fazendo o posicionamento do membro pelo tempo total de realização da radiografia. Segundo Soares (2008, p. 28), “não existe um valor de dose de radiação que seja considerado seguro”, portanto, deve-se procurar reduzir a exposição à radiação ao máximo. Esta limitação é ditada pela Comissão Nacional de Energia Nuclear que se baseia na norma ICRP-60 (publicação número 60 da *International Commission on Radiological Protection*) que trata das recomendações para a proteção contra radiações, somada aos princípios de Justificação, Otimização e Limitação de Dose da Portaria 453/98 da ANVISA.

O uso de novas metodologias de posicionamento dos pacientes em exames de radiografia de estresse proporciona uma melhor qualidade diagnóstica e também redução de exposição à radiação, já que reduz o erro do posicionamento e não se faz necessário a repetição do exame (DANDY e EDWARDS, 2011).

Devido à necessidade de novos dispositivos para posicionamento, o presente trabalho propõe desenvolver um equipamento para auxiliar no posicionamento do tornozelo durante a realização de exames de radiografia de estresse, visando à eliminação da interferência humana durante o procedimento. O aparato deve possuir os movimentos necessários para a execução das manobras de estresse, ser modular, com fácil regulagem e ser de custo acessível, quando comparado aos produtos já comercializados, para a aplicação em salas de raio-x.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo se dá uma breve revisão da anatomia do tornozelo humano, assim como suas lesões mais recorrentes e os métodos diagnósticos mais utilizados. Tratará também dos dispositivos já existentes no mercado e as patentes registradas que darão embasamento para o desenvolvimento do equipamento proposto. Fará menção também a respeito da técnica de manufatura aditiva de fabricação por filamento fundido que será utilizada para a fabricação do protótipo do equipamento.

2.1 Anatomia do Tornozelo

Anatomia é a ciência que estuda os diferentes órgãos e sistemas do indivíduo bem como suas relações (FERREIRA, 2014 apud CARNEIRO e FURTADO, 2008). O presente trabalho tem enfoque no membro inferior, em particular na articulação do tornozelo, estrutura primordial do corpo humano que suporta todo o seu peso durante sua principal função que objetiva a locomoção (MOORE e DALLEY, 2001).

Entre a perna e o pé existe a articulação do tornozelo. As articulações são pontos ou superfícies de contato entre ossos, cartilagens ou ambos, e a ligação entre si é feita por meio dos ligamentos. Grande parte das articulações permitem a flexibilidade e o movimento, sendo também responsáveis pela transferência e dissipação de forças produzidas pela ação do peso e da ativação muscular (NEUMANN, 2002).

A articulação do tornozelo é classificada como sinovial trocleartrose, uma articulação mono axial cujo movimento de rotação é restrito entorno de um único eixo, o que permite indicar sua semelhança com uma dobradiça mecânica (FERREIRA, 2014 apud RASCH, 1991).

A estrutura óssea do tornozelo é também designada por tibiotársica, sendo composta por três ossos: tíbia, fíbula e calcâneo. A tíbia é responsável pela sustentação do peso do corpo, enquanto a fíbula serve principalmente para a ligação dos músculos. O tornozelo é formado pelo maléolo medial da tíbia e pelo maléolo

lateral da fíbula em suas porções distais, que formam uma concavidade entre si e permitem o encaixe na parte superior do tálus, como representado pelo esquema da Figura 1 (MOORE e DALLEY, 2001).

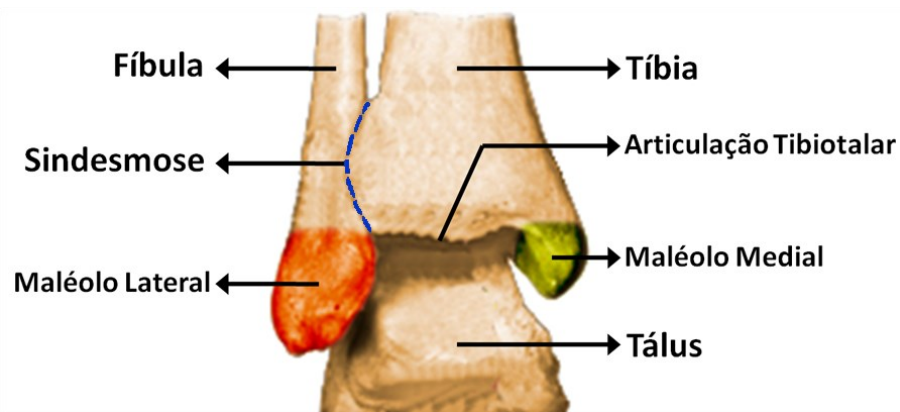


Figura 1 - Esquema da estrutura óssea do tornozelo. Fonte - MAFFI, Silvio. Disponível em: <https://clinicaecirurgiadope.com.br/artigos/24>. Acesso em: 10 jan. 2020.

Segundo Greenspan (2012), a articulação do tornozelo é composta por três conjuntos principais de ligamentos, detalhados a seguir e evidenciados na Figura 2.

- Ligamento colateral medial (deltoide), que garante a estabilidade medial do tornozelo, e é constituído pelos ligamentos: tibiotalar, tibionavicular e tibiocalcâneo;
- Ligamento colateral lateral, que é constituído pelos ligamentos: talofibular anterior, talofibular posterior e calcâneo-fibular;
- Complexo sindesmótico, que é uma articulação fibrótica entre a tíbia distal e a fíbula, sendo uma das estruturas mais importantes para a manutenção da integridade e estabilidade do tornozelo, composto pelos ligamentos: tibiofibular anterior distal, tibiofibular posterior distal e membrana interóssea.

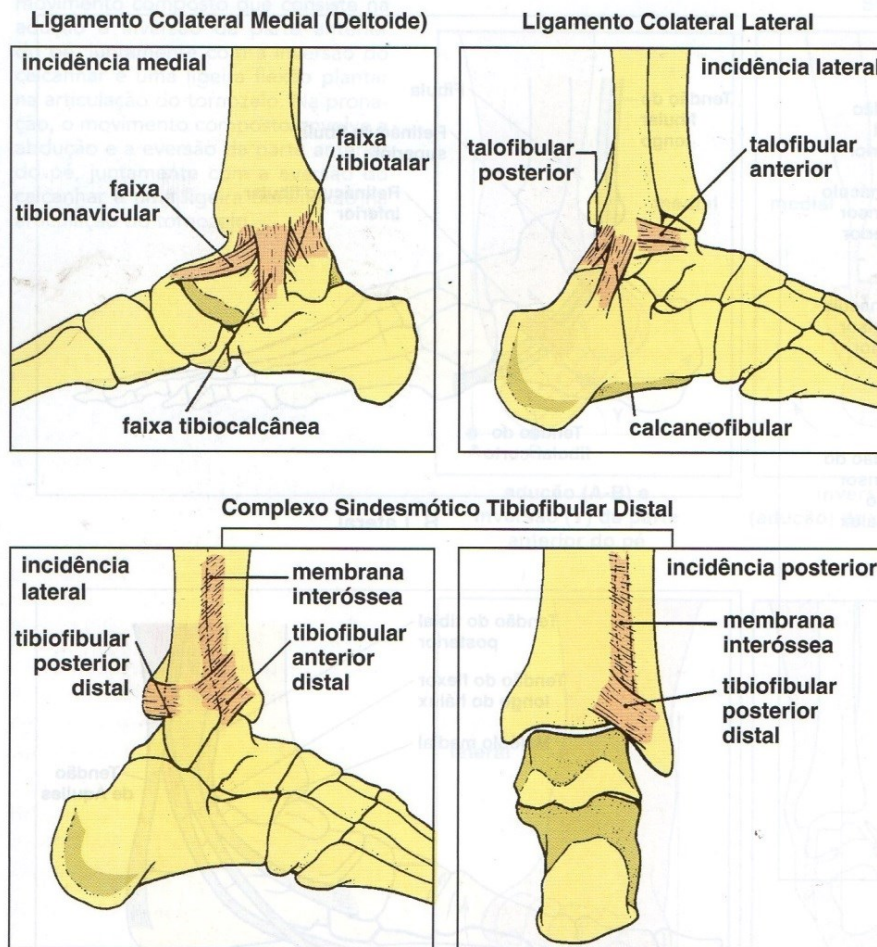


Figura 2 - Principais conjuntos de ligamentos do tornozelo. Fonte - GREENSPAN, Adam. Radiologia Ortopédica: uma abordagem prática. 2012.

Os ligamentos são elementos importantes na estrutura corporal e são constituídos por uniões de tecidos conjuntivos que estabelecem a ligação entre os ossos ajudando na estabilização de seus movimentos. São elementos pouco elásticos e, portanto, quando solicitados de forma excessiva podem ser danificados (NEUMANN, 2002).

2.2 Cinesiologia da Articulação

A cinesiologia é a área que estuda o movimento de um corpo, independente das características de seu elemento acionador. Esta é uma área de estudo que pode ser utilizada por atletas na melhoria de suas performances e também com o objetivo de estudar os mecanismos de lesões, seja para diagnóstico ou tratamento (FERREIRA, 2014 apud FROST, 2002).

Segundo Moore e Dalley (2001) os principais movimentos realizados pelo tornozelo são a dorsiflexão e a flexão plantar. Enquanto os movimentos de abdução e adução só são conseguidos com o pé em flexão plantar, porém não afetam significativamente a articulação do tornozelo. Além de que também são possíveis os movimentos de inversão e eversão.

Oliveira (2013 apud Sena, 2008) complementa que a dorsiflexão do tornozelo ocorre quando o pé é fletido para uma direção posterior, ou seja, há um movimento cefálico (para cima) do pé, sendo que a amplitude desse movimento pode ser em torno de 20°. Já o movimento de flexão plantar é aquele que ocorre quando o pé é fletido em direção anterior, ou seja, há um movimento caudal (para baixo) do pé, e sua amplitude deve ser até aproximadamente 35°. O movimento de inversão consiste em rodar o tornozelo de forma que a planta do pé fique virada para a perna, podendo possuir amplitude até 35°. Enquanto o movimento de eversão consiste em virar o tornozelo contrário a inversão e sua amplitude pode chegar até 25°. A Figura 3 mostra de forma esquemática como se dá os movimentos descritos acima.

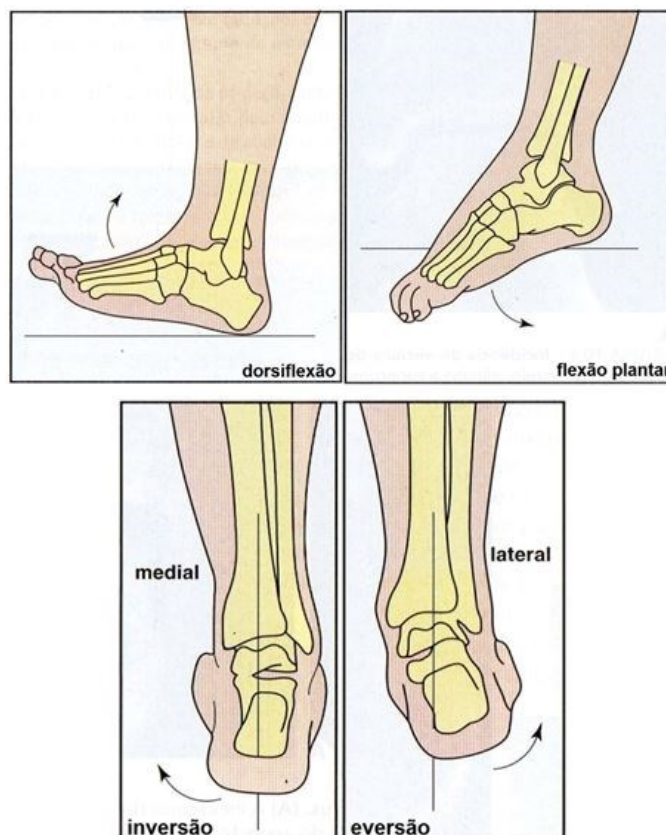


Figura 3 - Principais movimentos do tornozelo. Fonte - GREENSPAN, Adam. Radiologia Ortopédica: uma abordagem prática. 2012 [Adaptado].

Os movimentos de deslizamento ou translação são os mais simples tipos de movimentos. A quantidade de translação é utilizada clinicamente para testar a estabilidade de muitas articulações. Sendo que a translação excessiva de um osso em relação à articulação pode indicar danos nos ligamentos ou lassidão normal, e em contrapartida a translação reduzida pode significar rigidez patológica. Sabe-se também que a translação anormal afeta a qualidade dos movimentos e pode provocar micro traumas, assim como indicar instabilidade articular crônica (MOORE e DALLEY, 2001). Em complemento Ferreira (2014 apud Hoffman, 2011) afirma que o valor máximo para a translação no tornozelo sem lesão já registrado é de oito milímetros aproximadamente.

2.3 Patologias e Métodos Diagnósticos

As fraturas e lesões ligamentares do tornozelo são as mais frequentes no membro inferior e são resultados de impactos e torsões, podendo ser ocasionadas por pisadas em falso durante a caminhada ou corrida, na prática de esportes, em acidentes de trabalho ou no trânsito (HENNING, 2003).

Nery (2007) afirma que as lesões ligamentares do tornozelo e pé tem assumido grande importância na prática médica já que possuem alta incidência gerando incapacidade imediata ou tardia, além de gerarem custo social e econômico devido aos afastamentos que produzem. Sabe-se também por estatísticas estrangeiras que esse tipo de lesão é a mais frequente entre os atletas, e na população em geral possui taxa de um a cada 10.000 indivíduos por dia, o que causa preocupação para a saúde pública.

Ainda, acredita-se que entre 20% e 40% das lesões que são tratadas de forma conservadora evoluam com algum sintoma residual levando o paciente, por exemplo, à instabilidade articular crônica e artrose (NERY, 2007).

Segundo Greenspan (2012), todas as lesões do tornozelo podem ser classificadas quanto ao seu mecanismo, sendo decorrentes das forças de inversão ou eversão. As primeiras são mais comuns, constituindo em torno de 85% de todos os traumas do tornozelo.

Visando obter o diagnóstico é necessária entrevista com o paciente, levantamento do histórico familiar e exame físico como procedimentos preliminares.

Sabe-se que geralmente durante a entrevista com o paciente fica clara a causa do trauma, porém o mecanismo da lesão não, já que os pacientes não se dão conta ou não se lembram da sua ocorrência (HENNING, 2003).

No exame físico é importante ficar atento ao estado da pele e dos tecidos moles, assim como da circulação e condições neurológicas do tornozelo e do pé. Nesses tipos de traumas se tem dores localizadas que são facilmente encontradas pela palpação e pela tentativa de movimentos ativos e passivos. A avaliação do mecanismo do trauma, ponto doloroso, ponto e momento iniciais do edema assim como da capacidade funcional permitem um diagnóstico mais preciso (HENNING, 2003).

Henning (2003) afirma ainda que quando houver suspeitas de lesões ligamentares é indicada a realização de manobras de estresse, e devem ser realizadas de maneira sutil já que a dor e a contratura articular podem ser intensas.

Segundo Nery (2007) são quatro as manobras de estresse mais relevantes para as lesões nos ligamentos. No entanto são descritas a seguir somente duas, pois estas serão abordadas na metodologia desse trabalho.

- Gaveta anterior: se dá pelo movimento de subluxação da articulação tibiotársica, onde é aplicada força no sentido de anteriorizar o pé e posteriorizar a perna, como representado pela Figura 4A. Usado para testar a integridade do ligamento talofibular anterior e a porção ântero-lateral da cápsula articular;
- Rotação externa do pé: se dá quando com uma mão o examinador apreende a região média da perna do paciente, enquanto a outra envolve e lateraliza o calcânhar em sua face medial, de modo que seu antebraço apoie a face medial do pé, como evidenciado pela Figura 4B. Usado para testar a integridade dos ligamentos do complexo sindesmótico tibiofibular distal.

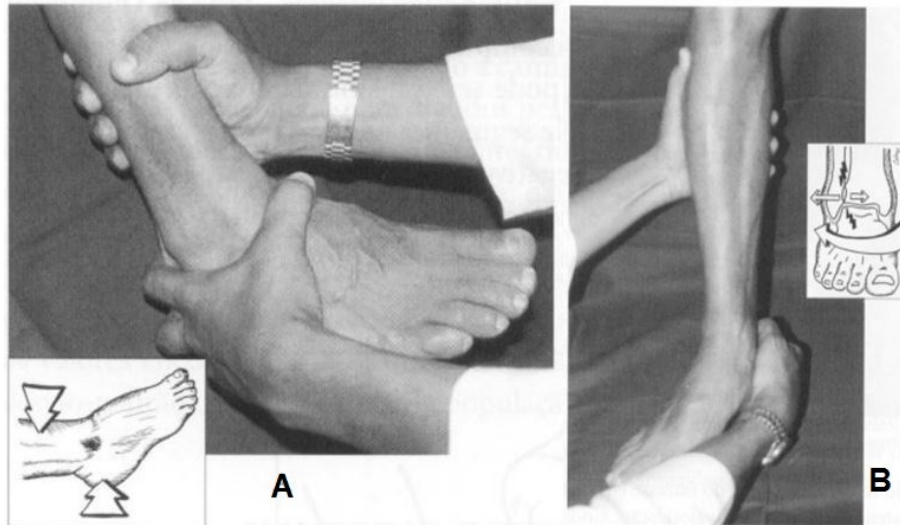


Figura 4 - Manobras de estresse. (A) Gaveta anterior. (B) Rotação externa do pé. **Fonte - NERY, Caio Augusto de Souza. Tornozelo e Pé [Adaptado].**

Henning (2003) afirma também que para a confirmação e detalhamento do diagnóstico é necessária a realização de exames radiográficos. Nesse caso a radiografia simples deve proceder como qualquer outro exame, já que fornece informações da existência ou não de fraturas, arrancamentos e outras alterações osteoarticulares.

Porém, quando as radiografias simples se apresentam normais as radiografias de estresse se tornam de extrema importância para a avaliação dos ligamentos, sendo que as mais frequentemente obtidas são as radiografias de estresse por inversão e translação anterior, e raramente é necessário um exame de estresse por eversão (GREENSPAN, 2012).

Há uma variabilidade significativa dos deslocamentos em radiografias de estresse devido às diferenças de mobilidade e posicionamento do indivíduo assim como da força aplicada (HENNING, 2003).

A ultrassonografia tem sido útil para diagnósticos de lesões ligamentares do tornozelo, porém é importante ressaltar que se trata de um exame observador-dependente onde o treinamento, envolvimento com a história e exame físico do paciente fazem diferença significativa na correção diagnóstica. Quando há suspeita de lesões associadas ou ocultas os exames como a tomografia axial computadorizada e a ressonância nuclear magnética são bastante úteis, porém sua utilização diária é dispensável (NERY, 2007).

2.3.1 Radiografia

A criação dos raios X se dá no interior de um tubo com vácuo por meio da conversão de energia dos elétrons em fótons. O ajuste de algumas grandezas torna possível o controle da penetração e da quantidade de raios X produzidos. Tais grandezas são a energia aplicada ao tubo dada em quilovolt [kV], e o número total de elétrons que partem do cátodo e incidem no ânodo expressa em miliampère segundo [mAs]. Essas grandezas são grandes influenciadoras na qualidade da imagem e na visibilidade dos objetos do corpo (SOARES, 2008).

O exame de radiografia tem como objetivo tornar visíveis objetos e/ou condições presentes no interior do corpo examinado. A qualidade da imagem médica depende de diferentes aspectos como o tipo de técnica utilizada, características do equipamento, ajustes selecionados e por mais pelo menos cinco fatores como contraste, definição, ruído, artefatos e distorção, como indicado pelo esquema da Figura 5 (SOARES, 2008).

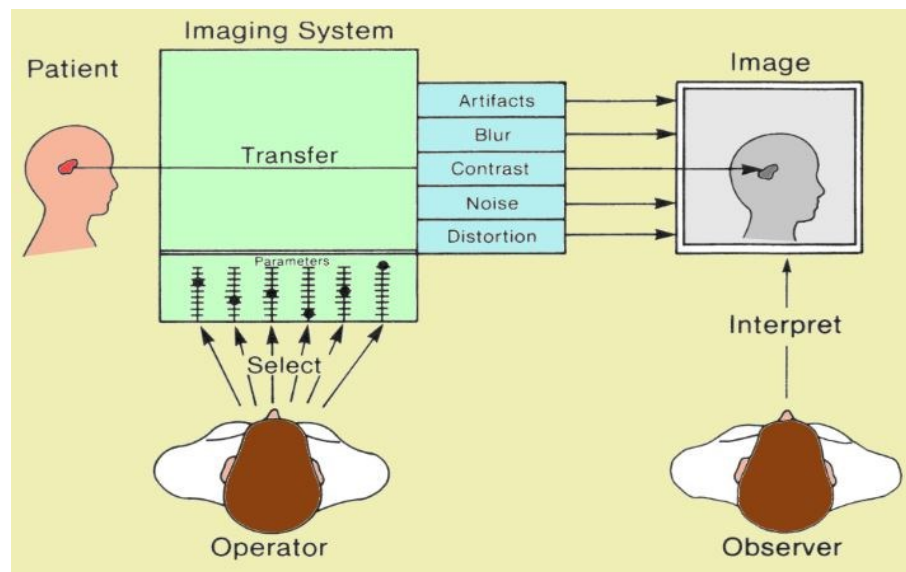


Figura 5 - Processo de formação da imagem radiográfica. Fonte - SPRAWLS, Perry. Disponível em: <http://www.sprawls.org/ppmi2/IMGCHAR/>. Acesso em: 06 fev. 2020.

Soares (2008) afirma ainda que dentre esses cinco fatores pode-se supor que o contraste seja o mais importante, já que se estiver adequado o objeto será visível na imagem. Objetos se sobressaem em relação aos tecidos circundantes em imagens médicas devido à diferença entre suas densidades, número atômico ou espessura.

Sabe-se também que o contraste é produzido pela diferença de penetração dos raios X através dos objetos e tecidos. O contraste máximo acontece quando nenhum

fóton passa pelo objeto, como é o exemplo dos metais. Portanto quanto maior a penetração no objeto menor será o contraste (SOARES, 2008).

2.4 Estado da Arte

Com o intuito de conhecer o que já existe no campo de inovações referente aos dispositivos de posicionamento para diagnóstico e/ou avaliação da articulação do tornozelo, foram realizadas pesquisas científicas e busca em bancos de patentes nacionais e internacionais.

Objetivando manter o posicionamento da perna e pé do paciente durante a realização de algum procedimento cirúrgico, três patentes podem ser descritas, cada uma com suas respectivas particularidades.

- Aboujaoude (2009) apresenta um dispositivo, Figura 6, que é preso à mesa cirúrgica por meio de grampos, enquanto a perna e o pé do paciente são fixos por meio de correias ajustáveis que impedem sua movimentação. O equipamento possui uma haste telescópica para regulagem de altura, possuindo também três graus de liberdade ao longo da panturrilha e três graus de liberdade ao longo do eixo de suporte da haste.

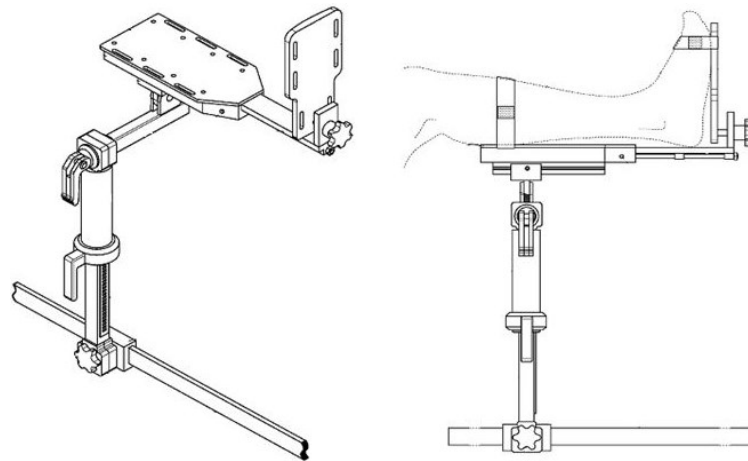


Figura 6 - Dispositivo de posicionamento em procedimento cirúrgico preso por meio de grampos. Fonte - ABOUJAOUDE, 2009 [Adaptado].

- Em 2012 Aboujaoude em parceria com Scott, expõe um aparelho provido de uma combinação de articulações giratórias com placas de

suporte e anéis conectados a um sistema de presilha que é fixada a mesa cirúrgica, como evidenciada pela Figura 7.

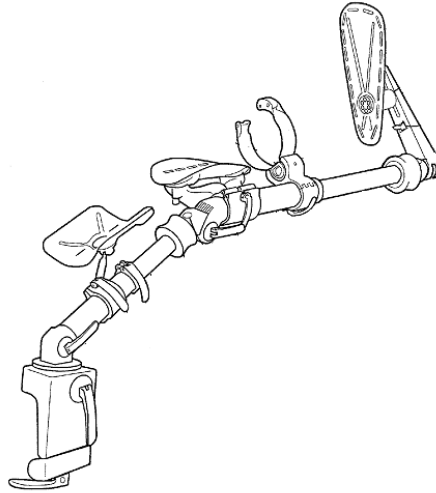


Figura 7 - Aparelho de posicionamento em procedimento cirúrgico com sistema de articulações. Fonte - ABOUJAOUDE e SCOTT, 2012 [Adaptado]

- Garcia *et al.* (2014) mostra a invenção referente a um dispositivo de suporte plantar transparente, apresentado na Figura 8, que permite verificar em tempo real a pressão plantar do pé do paciente, dotado de uma placa plana de apoio para o pé e um sistema de cremalheira que permite modificar a orientação do suporte em relação à perpendicular da perna.

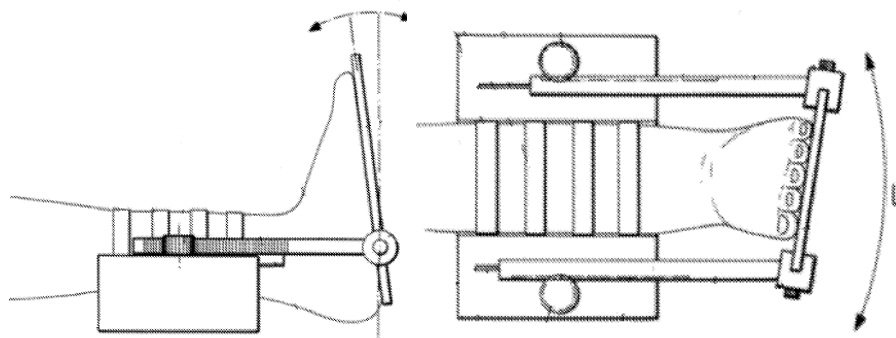


Figura 8 - Dispositivo de suporte plantar para uso em procedimento cirúrgico. Fonte - GARCIA *et al.*, 2014 [Adaptado].

Ainda com o intuito de manter o posicionamento do membro inferior, porém não mais para utilização em cirurgias, Kaufman *et al.* (2010) apresenta um invento representado pela Figura 9, que posiciona o joelho para avaliação de suas características durante a realização do exame de ressonância nuclear magnética (RM). O dispositivo inclui um suporte para a coxa, joelho e pé, sendo que cada um

pode sofrer translação e/ou rotação para o melhor posicionamento de cada articulação separadamente ou em conjunto. O equipamento também possui um controle para facilitar e reduzir a variabilidade das medições.

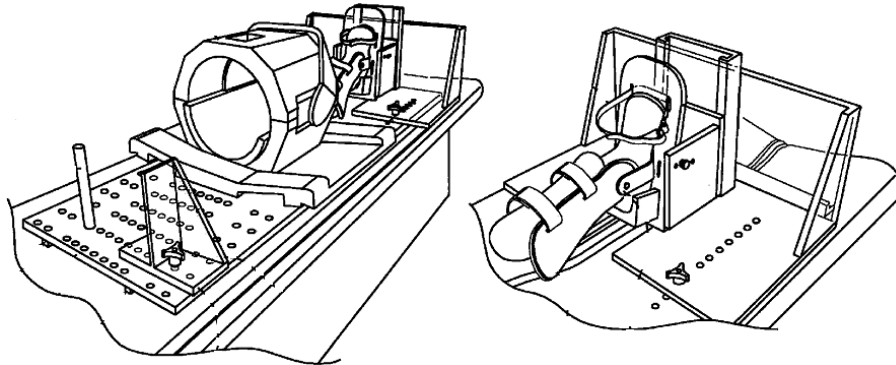


Figura 9 - Equipamento para avaliação das características do joelho em RM. Fonte - KAUFMAN et al., 2010 [Adaptado].

Com o propósito de atender a necessidade de posicionar o membro inferior durante exames de radiografia foram encontradas quatro patentes, cada uma possuindo características diferentes entre si.

- Hongfei, Jin e Yixin (2014) expõem um aparato evidenciado na Figura 10, para auxiliar na padronização da radiografia durante cirurgias do tornozelo, composto por uma placa de base do pé ligada a um fundo base, duas almofadas de apoio para o joelho e calcanhar e alguns pares de hastes roscadas para regular o posicionamento do membro inferior.

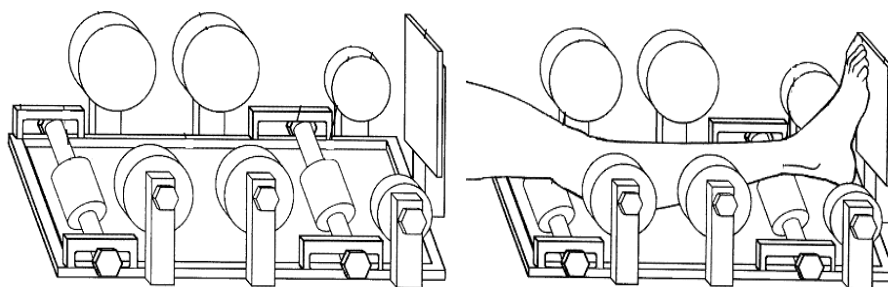


Figura 10 - Aparato auxiliar de posicionamento para padronização da radiografia do tornozelo durante cirurgia. Fonte - HONGFEI, JIN e YIXIN, 2014 [Adaptado].

- O dispositivo referente à patente apresentada por Volp (2013) possui um suporte para o pé com possibilidade de rotação em torno do eixo perpendicular a perna, representado pela Figura 11.

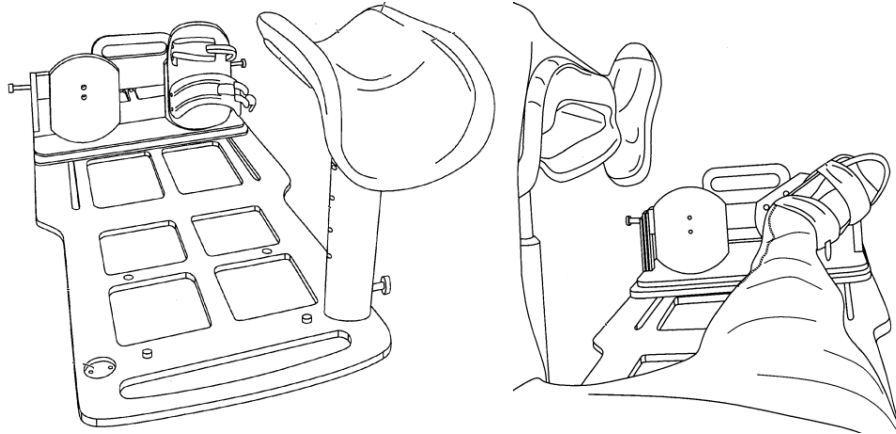


Figura 11 - Dispositivo com suporte para posicionamento do pé para uso em radiografia. Fonte - VOLP, 2013 [Adaptado].

- Yu Jia *et al.* (2016) mostra um equipamento para posicionamento do membro inferior, ilustrado pela Figura 12, com o diferencial de possuir controle pneumático para os ajustes, além de possuir maior variedade de movimentos, já que possui uma combinação de furos que possibilita diferentes posicionamentos.

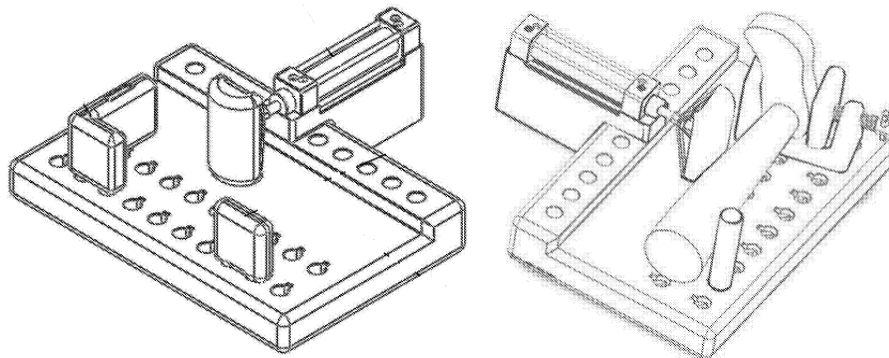


Figura 12 - Aparelho para uso em radiografia com múltiplas possibilidades de posicionamento. Fonte - YU JIA *et al.*, 2016 [Adaptado].

- Li Lijun (2017) caracteriza um dispositivo, mostrado na Figura 13, que consiste em duas placas de suporte, para o pé e a perna, com regulagem por meio de guias e parafusos, onde se consegue movimentos de inclinação e translação.

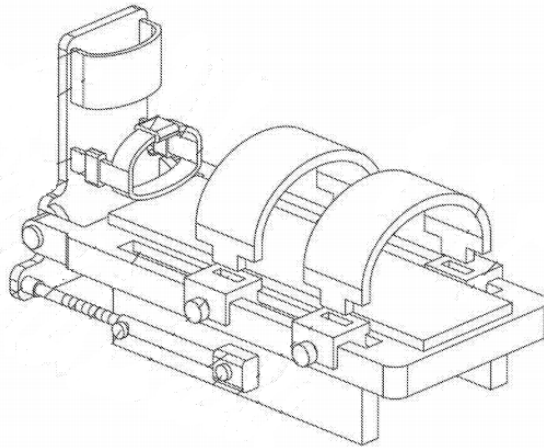


Figura 13 - Equipamento de posicionamento para radiografia composto por placas de suporte.
Fonte - LI LIJUN, 2017 [Adaptado].

Em relação aos dispositivos comerciais tem-se o equipamento *Telos Stress Device*[™] apresentado na Figura 14, que está no mercado mundial desde 1978 e desde 2003 propôs um modelo mais preciso, leve e confortável para o usuário. O equipamento é designado comercialmente por *SE 2000 Telos Stress Device*[™] e possui um mostrador digital em LED que torna possível a visualização da força exata que está sendo aplicada durante o exame. O dispositivo permite a avaliação de ligamentos de várias articulações como ombro, cotovelo, joelho e tornozelo (SCHUEBA, 2009).



Figura 14 - Dispositivo *Telos Stress Device*[™]. Fonte - SCHUEBA, 2009.

Consoante a este equipamento, Valomim Soares (2016) apresenta um guia prático adaptado do manual do próprio dispositivo com informações para sua melhor utilização em radiografias de estresse para o joelho e tornozelo. O dispositivo facilita o posicionamento e dispensa a presença de um profissional da saúde durante a realização dos exames. A autora utiliza uma perna de manequim para demonstrar os

posicionamentos referentes a cada tipo de lesão, assim como exemplo da Figura 15, onde é feito o posicionamento para o exame de radiografia de estresse para avaliação do ligamento talofibular anterior.



Figura 15 - Simulação de posicionamento para radiografia de estresse do tornozelo no equipamento *Telos Stress Device*™. Fonte - VALOMIM SOARES, 2016.

Para Espregueira-Mendes *et al.* (2012) a ferramenta ideal para avaliar o joelho é aquela que possibilita a avaliação tanto da função como da anatomia da articulação no mesmo exame. Essa objetividade levou a ser concebido o dispositivo *Porto Knee Testing Device* (PKTD) representado pela Figura 16, que avalia a translação anteroposterior e a instabilidade rotacional durante a realização de exames de ressonância magnética do ligamento cruzado anterior. O dispositivo é fabricado em poliuretano plástico e permite os posicionamentos sob estresse através de um pistão que padroniza a força aplicada ao pé.

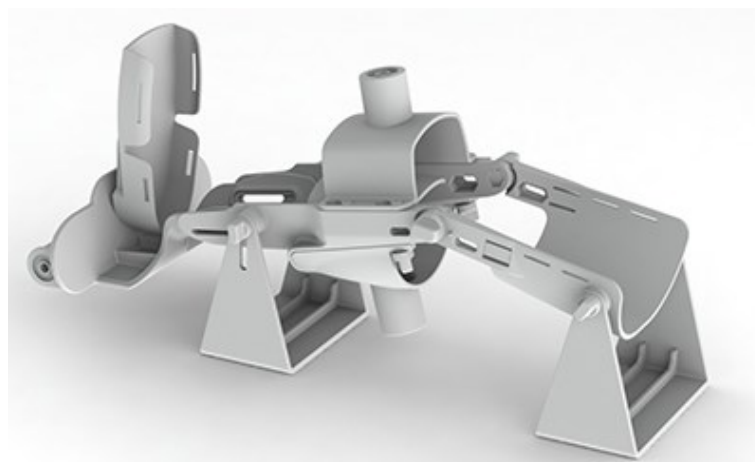


Figura 16 - Dispositivo *Porto Knee Testing Device*. Fonte - ESPREGUEIRA MENDES *et al.* Disponível em: <http://www.portotestingdevice.com>. Acesso em: 10 jan. 2020.

Oliveira (2013) desenvolveu um dispositivo auxiliar para as lesões do tornozelo. O equipamento é projetado a fim de se encaixar no dispositivo já existente PKTD, ilustrado na Figura 17A. Além de possuir o mesmo material constituinte também faz uso de pistões para a padronização da força aplicada. Com o mesmo objetivo, Ferreira (2014) desenvolveu um dispositivo auxiliar para o tornozelo, indicado na Figura 17B. Entretanto este pode ser usado separadamente ou em conjunto ao PKTD, enquanto o anterior deve necessariamente ser usado como acessório do dispositivo.

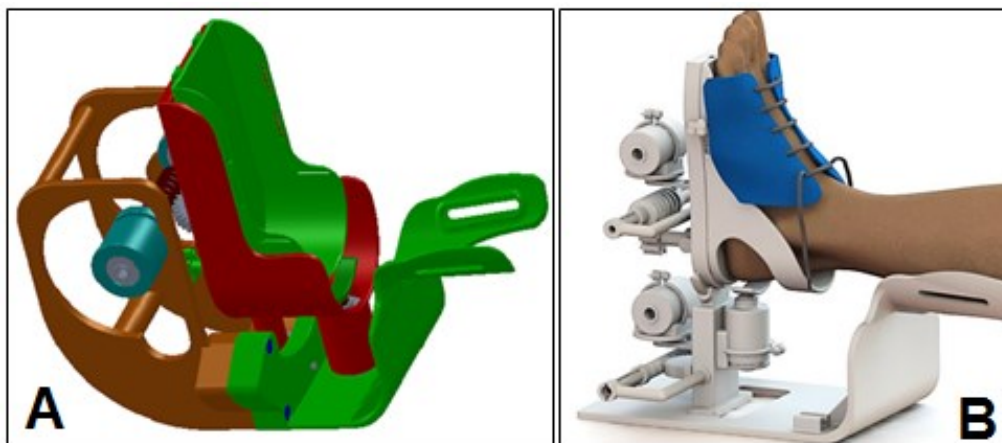


Figura 17 - Suportes de tornozelo consoantes ao PKTD. (A) Suporte usado como acessório ao PKTD. (B) Suporte de uso independente ou em conjunto ao PKTD. **Fonte -** (A) OLIVEIRA, 2013 e (B) FERREIRA, 2014.

Pestana [entre 2016 e 2020] desenvolveu um dispositivo que visa auxiliar os profissionais da saúde nos diagnósticos das entorses do tornozelo. O aparato é nomeado *Lisbon Ankle Testing Device* (LATeD) e permite uma avaliação qualitativa do diagnóstico e possibilita o tratamento de acordo com a gravidade da lesão. O dispositivo evidenciado na Figura 18 permite movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, rotação interna e externa, movimentos de adução e abdução e translação anterior e posterior, tendo sido fabricado por manufatura aditiva em material ABS.

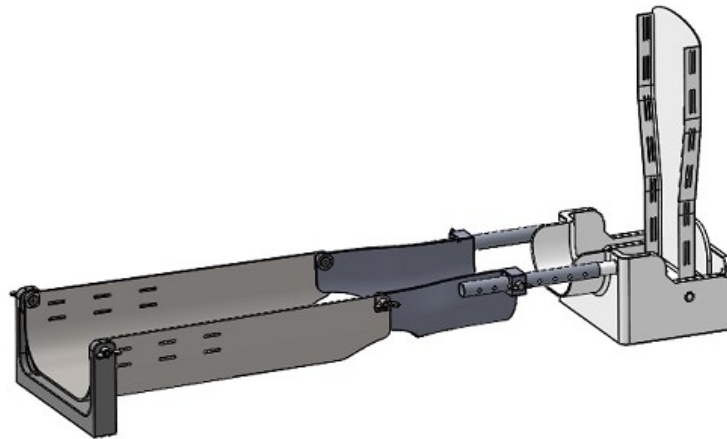


Figura 18 - Dispositivo *Lisbon Ankle Testing Device*. Fonte - PESTANA, [entre 2016 e 2020].

2.5 Manufatura Aditiva

A manufatura aditiva (MA) é um processo de fabricação caracterizado pela sucessiva adição de camadas de material de forma a obter um produto final através de uma representação geométrica computacional 3D, que geralmente é obtida por um sistema CAD. Esse é um processo que admite a fabricação de vários componentes por meio de diferentes tipos de materiais, em diversas formas e através de distintos princípios. Trata-se de um processo totalmente automatizado e que ocorre de forma rápida se comparado aos processos convencionais de fabricação (VOLPATO *et al.*, 2017).

Volpato *et al.* (2017) afirma ainda que o processo de fabricação por MA pode ser descrito pelas seguintes etapas, como exemplificado pela Figura 19:

- Modelagem tridimensional, onde há a geração de uma geometria 3D através de um sistema CAD;
- Obtenção do modelo 3D em formato específico e compatível com o equipamento de manufatura aditiva, geralmente representado por malhas triangulares;
- Planejamento do processo de fabricação, onde ocorre o fatiamento e definição de parâmetros estruturais da peça;
- Fabricação propriamente dita em equipamento de manufatura aditiva;
- Pós-processamento que depende da tecnologia utilizada e dos requisitos de projeto do produto.

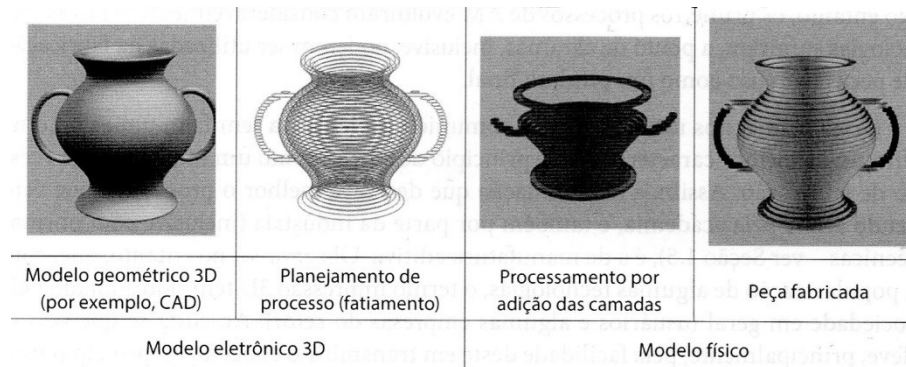


Figura 19 - Etapas do processo de fabricação por manufatura aditiva. Fonte - VOLPATO *et al.*, 2017.

Quando comparada a processos convencionais de fabricação, como a usinagem CNC, a MA apresenta algumas vantagens e limitações. As principais vantagens são a independência da complexidade da peça, pouco desperdício de material, não necessidade de troca de ferramentas durante a fabricação do componente, bem como o processo em etapa única, ou seja, em um único equipamento, e a rapidez na obtenção de peças em pequenas quantidades. Já as limitações são em relação às propriedades dos materiais que são anisotrópicos, precisão e acabamento superficial dos produtos, limitação quanto à escolha dos materiais empregados e a baixa velocidade e alto custo de fabricação em larga escala (VOLPATO *et al.*, 2017).

No âmbito da manufatura aditiva existem várias técnicas de fabricação e podem, segundo Volpato *et al.* (2017), ser classificadas pelo princípio de processamento das camadas das diferentes tecnologias. A norma ISO/ASTM 52900:2015(E) propõe o enquadramento em sete categorias diferentes, porém para contextualização deste trabalho se fará referência apenas à tecnologia por extrusão de material, especificamente a técnica de fabricação por filamento fundido (*Fused Filament Fabrication* - FFF).

2.5.1 Fabricação por Filamento Fundido - FFF

A fabricação pela técnica de FFF é feita por meio da deposição de material na forma de filamentos com diâmetro reduzido, obtido pelo princípio de extrusão em bico calibrado. O cabeçote da máquina é normalmente montado sobre um sistema de coordenadas X-Y que opera sobre uma plataforma de construção constituída de mecanismo elevador. Tal mecanismo se desloca para baixo no eixo Z ao término de

cada camada para a obtenção da geometria requerida. A Figura 20 exemplifica esse processo de fabricação, sendo que tal procedimento é repetido a cada camada depositada até que seja finalizada a peça projetada (VOLPATO *et al.*, 2017).

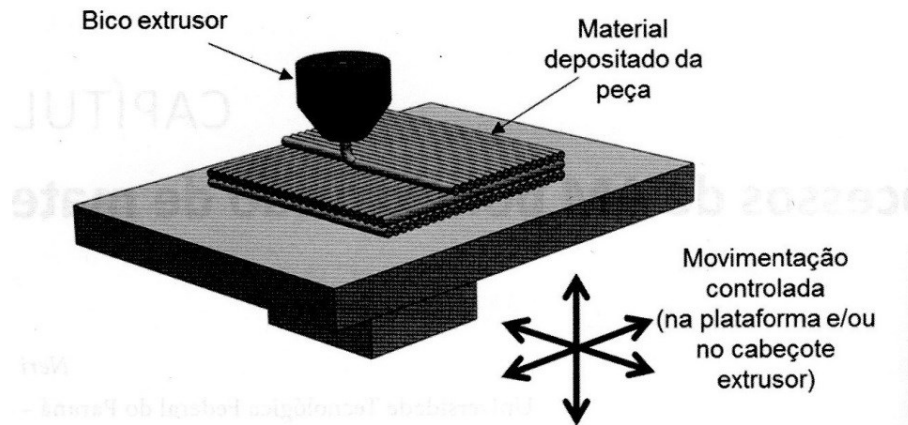


Figura 20 - Princípio de funcionamento da tecnologia de FFF. Fonte - VOLPATO *et al.*, 2017.

Os principais parâmetros a serem considerados no planejamento de fabricação de peças por esta tecnologia são as temperaturas do bico e da mesa, espessura de camada externa e porcentagem de preenchimento. Tais ajustes podem ser impostos de forma manual ou automaticamente por meio de software específico de cada máquina. Outro fator a se considerar é o direcionamento das fibras impressas que terão impacto direto na resistência final do produto, assim como a porcentagem de preenchimento e a espessura das camadas usadas na fabricação (VOLPATO *et al.*, 2017).

2.5.2 Principais materiais utilizados na técnica de FFF

“Em teoria, qualquer material que possa ser levado ao estado pastoso e depois endurecido por ação física ou química pode ser processado com esse princípio.” Nesse sentido, o bico extrusor pode trabalhar desde a temperatura ambiente até a temperatura de fusão de cada tipo de material (VOLPATO *et al.*, 2017).

Usualmente os filamentos são de material polimérico termoplástico, que possuem característica de se tornar moles e deformáveis quando aquecido e enrijecer quando resfriado. (CALLISTER JR e RETHWISCH, 2016). Volpato *et al.* (2017) complementa que tipicamente o diâmetro dos filamentos para essa tecnologia são de 1,75 mm (milímetros) e são oferecidos em carretéis fechados e selados.

Os materiais utilizados para a realização deste trabalho foram: ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*), PLA (poli (ácido láctico)) e Tritan™.

2.5.2.1 Acrilonitrila Butadieno Estireno – ABS

O ABS é um copolímero composto de três monômeros: acrilonitrila, butadieno e estireno. Cada monômero provê ao composto suas respectivas características, logo as propriedades finais dependem da porcentagem de cada elemento, que geralmente estão em torno de 20-30% de acrilonitrila, 20-30% de butadieno e 40-60% de estireno. A acrilonitrila fornece ao composto resistência ao calor, à tração e resistência química. Já o butadieno provê resistência ao impacto, dureza, boas propriedades a altas temperaturas e flexibilidade. Enquanto o estireno concede rigidez, superfície final brilhante e propriedades de fácil processamento (HARPER e PETRIE, 2003).

2.5.2.2 Poli (Ácido Láctico) - PLA

O material PLA é um biopolímero da família dos poliésteres alifáticos e é produzido a partir do ácido láctico de fontes naturais renováveis, como o milho e o trigo. Trata-se de um material termoplástico, semicristalino ou amorfo, biocompatível e biodegradável (RUDNIK, 2019).

Rudnik (2019) afirma ainda que as propriedades mecânicas desse material são comparáveis à dos polímeros produzidos de fontes fósseis, com elevado módulo de elasticidade, rigidez, transparência e boa capacidade de moldagem. Porém, sob ambiente de compostagem e submetido a altas temperaturas (55-70 °C) e elevada umidade é degradável rapidamente, e desintegra-se em questão de semanas ou meses. O principal mecanismo de tal degradação é a hidrólise, seguido pelo ataque por bactérias.

2.5.2.3 Tritan™

O Tritan™ é um copolímero patenteado pela empresa *Eastman* e possui propriedades elevadas de resistência sob condições naturais de solitação. Também

possui melhoria em suas propriedades se comparado a produtos similares (ENOMOTO e HASEGAWA, 2012).

Enomoto e Hasegawa (2012) apresentam algumas propriedades desse material na Tabela 1. O material Tritan™ TX1001 representa o Tritan™ com resistência à temperatura de 99 °C, enquanto o Tritan™ TX2001 resiste à temperatura de 109 °C.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas do Tritan™.

	Tritan™ TX1001	Tritan™ TX2001	
Tensão de resistência ao escoamento	43	44	MPa
Tensão limite de ruptura	53	53	MPa
Módulo de flexão	1550	1585	MPa
Dureza	112	115	Shore R

Fonte - ENOMOTO e HASEGAWA, 2012 [Adaptado].

CAPÍTULO III

MATERIAIS E MÉTODOS

O objetivo deste capítulo é apresentar a metodologia utilizada para a seleção do material bem como para a concepção do projeto. Após uma pesquisa minuciosa a respeito dos equipamentos de suporte ao diagnóstico para patologias do tornozelo existentes no mercado foram encontrados poucos dispositivos, sendo que nenhum era nacional. Logo, com base nesse levantamento foi proposto um novo dispositivo que deveria atender a algumas especificações:

- Realizar os movimentos necessários à execução das manobras de estresse;
- Ser de fácil regulagem;
- Ser modular;
- Ser de baixo custo;
- Não interferir na imagem radiográfica.

3.1 Seleção do material

O processo de seleção do material em um projeto exige uma interação entre função, forma, processo e material (ASHBY, 2012). Portanto, são definidas algumas especificações para dar início ao processo. A primeira condição a ser analisada é a não interferência nas imagens radiografadas, já que o dispositivo será utilizado em salas de exames radiográficos.

Ashby (2012) garante que todos os materiais permitem alguma passagem de luz, porém nos metais essa passagem é muito pequena. Adicionalmente, Pinto (2015) alega que o aço inox interfere de forma significativa nas imagens radiografadas.

Dessa forma, utilizando a Figura 21 que caracteriza o diagrama do módulo de Young em relação à densidade proposto por Ashby (2012), opta-se em usar um material que possua densidade menor que a dos metais, sabendo que o material escolhido não deve interferir na imagem radiográfica e que esta é uma característica que influi na imagem a ser obtida.

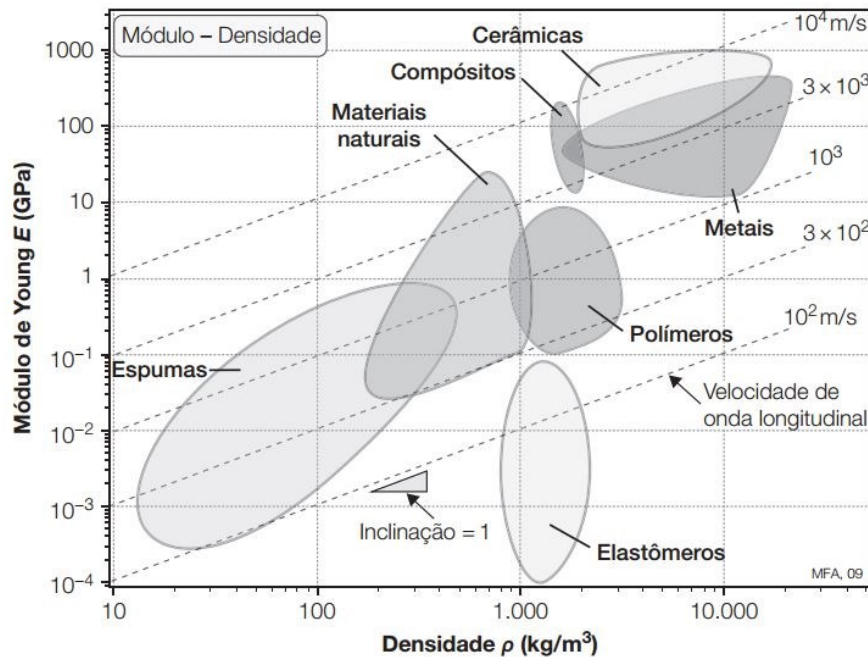


Figura 21 - Diagrama do Módulo de Young versus a densidade. Fonte - ASHBY, 2012.

Outro aspecto a ser considerado na escolha do material é o processo de fabricação a que o projeto será submetido. Foi escolhido o processo de MA com a técnica de FFF por ser um processo que possui independência em relação à complexidade da geometria da peça, redução no desperdício de material, além da possibilidade de fabricação em única etapa.

Logo, a escolha do material se restringe aos materiais utilizados nessa técnica de fabricação assim como na disponibilidade do fabricante. Os materiais a serem utilizados no equipamento disponível são em forma de filamentos de polímeros termoplásticos o que garante a densidade inferior à dos metais.

Para avaliar a radiotransparência dos materiais foram fabricados corpos de prova com três filamentos distintos (ABS, PLA, Tritan™) do fabricante GTMax3D. As amostras foram submetidas a um exame de radiografia convencional usando o Sistema de Radiografia Siemens Ray-8S_1 modelo no. 7037182 do ambulatório de ortopedia e traumatologia da UFU.

Os corpos de prova foram projetados em ambiente CAD de forma simplificada e compacta para economia de material, porém com espessura próxima a máxima espessura encontrada no dispositivo final. As amostras possuem medidas de largura e comprimento de 50 mm e espessura 30 mm, como indicado na Figura 22.

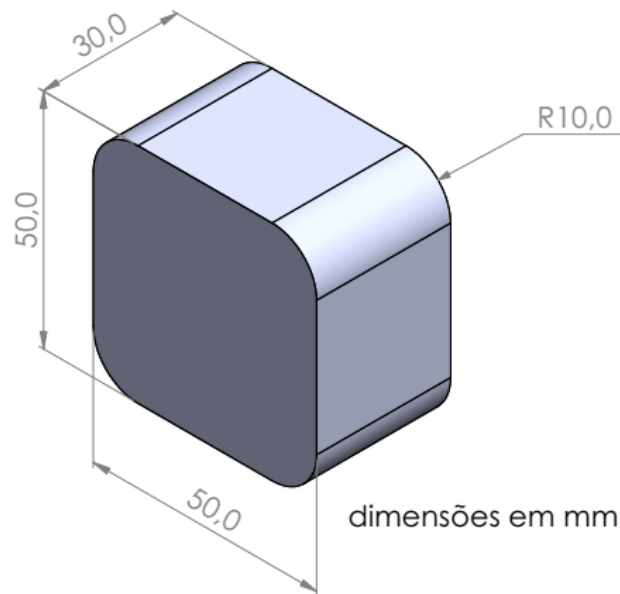


Figura 22 - Modelo das amostras para análise radiográfica. Fonte - Acervo próprio.

Com o modelo das amostras finalizado, foi utilizado o software *Simplify3D*[®] para a definição dos parâmetros e geração do código G da impressão, a ser realizada pela impressora GTMAX CORE H4, do fabricante GTMax3D.

Para garantir máxima resistência à peça foi utilizada a porcentagem de 100% de preenchimento em todas as amostras. Foram escolhidos dois tipos de preenchimento para os corpos de prova, tipo retilíneo (Figura 23A) e tipo colmeia cheia (Figura 23B), com a finalidade de avaliar aquele que apresentaria melhor contraste na imagem radiografada.

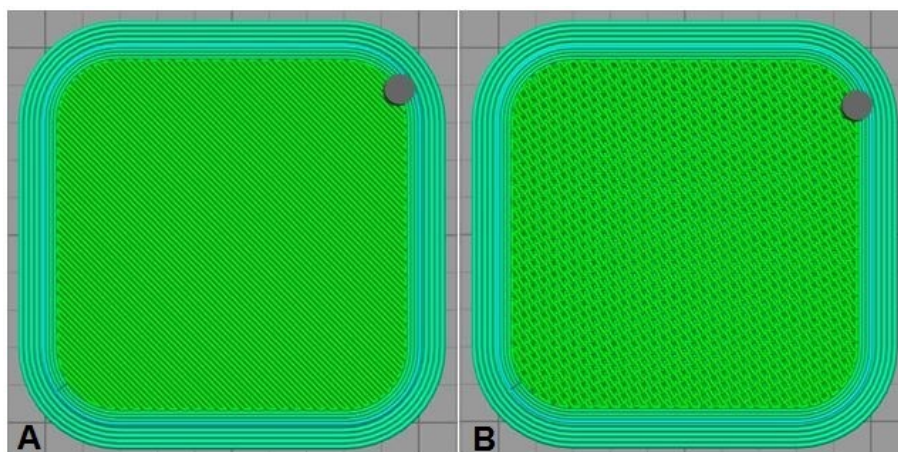


Figura 23 - Tipo de preenchimento das amostras. (A) Retilíneo. (B) Colmeia cheia. Fonte - Acervo próprio.

Após a fabricação, os corpos de prova foram submetidos ao exame radiográfico com a participação de uma voluntária (própria autora), a fim de avaliar o contraste das amostras em relação ao osso. As amostras foram posicionadas abaixo da perna da

voluntária, como ilustrado na Figura 24. Foram utilizados os parâmetros convencionais para a incidência AP (anteroposterior) de exposição do tornozelo, sendo 5 mAs e 48 kV.



Figura 24 - Posicionamento da perna em relação às amostras para radiografia. Fonte - Acervo próprio.

Os corpos de prova foram dispostos em duas fileiras, sendo a fileira superior correspondente às amostras com preenchimento retilíneo e a fileira inferior referente às amostras com preenchimento tipo colmeia cheia. Para diferenciar os materiais entre si, os corpos de prova em ABS foram fabricados em filamento amarelo, o PLA em verde e o Tritan™ com filamento transparente, sendo a disposição apresentada na Figura 25.



Figura 25 - Disposição das amostras para radiografia. Fonte - Acervo próprio.

3.2 Concepção do projeto

O projeto do dispositivo foi concebido com o intuito de auxiliar o técnico em radiologia durante o posicionamento do pé para exames de radiografia do tornozelo utilizando manobras de estresse. O protótipo conta com três módulos distintos, sendo o módulo do pé, o módulo da perna e o módulo da mesa, cada um com suas especificidades e características.

O módulo do pé foi projetado para suprir as necessidades de apoio e movimentações da articulação do tornozelo, necessária para o diagnóstico de suas patologias. Para o esboço do apoio do pé foram utilizadas medidas antropométricas do pé humano adulto do sexo masculino.

Segundo Panero e Zelnik (2002), a maioria dos dados antropométricos é dada em percentis. O percentil 95 estabelece que apenas 5% da população estudada possui medida superior àquela escolhida, e assim garante que maior parte da população seja atendida. Portanto, foram utilizados os dados antropométricos conforme indicados na Figura 26.

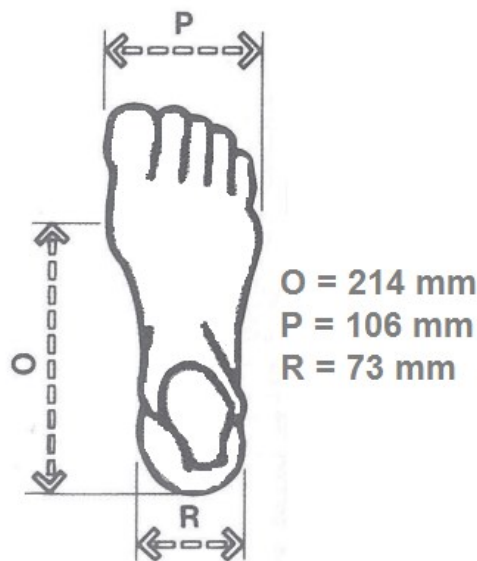


Figura 26 - Medidas antropométricas do pé humano adulto do sexo masculino. Fonte - PANERO e ZELNIK, 2002 [Adaptado].

Para possibilitar as rotações da articulação foi pensado no uso de uma junta esférica para garantir maior grau de liberdade. A partir dessa definição foi projetado um sistema de rótula acoplado ao suporte de apoio do pé. O travamento desse sistema de posicionamento foi feito através de parafusos.

O módulo da perna acomodaria a panturrilha do paciente para melhor posicionamento e impossibilitar a movimentação do membro inferior, sendo sua fixação feita por meio de cintas elásticas assim como para o dorso do pé do paciente. Já o módulo da mesa foi idealizado para sustentar e fixar os dois primeiros módulos.

Os parafusos foram desenhados segundo medidas comerciais, enquanto os outros componentes foram delineados a partir desse parâmetro, tentando manter a proporcionalidade entre os elementos, além de atender as necessidades específicas de cada um.

O dispositivo foi desenvolvido no software *SolidWorks*[®] de forma que todos os elementos foram desenhados separadamente e em seguida no ambiente de montagem do próprio software foi realizada a montagem do equipamento com suas devidas relações.

Para a etapa de fabricação por MA foram utilizados, o software *Simplify3D*[®] para a definição dos parâmetros e geração do código G de impressão, e a impressora GTMAX CORE H4 da empresa GTMax3D com material em forma de filamento do tipo ABS na cor cinza, da mesma empresa.

3.3 Protótipo inicial

O primeiro protótipo foi construído com o intuito de verificar a funcionalidade do dispositivo proposto assim como analisar possíveis pontos de melhoria e otimização do equipamento.

O módulo da mesa foi projetado da forma como indicado na Figura 27, tendo sido fabricado em acrílico devido ao seu tamanho ser incompatível com a área de impressão disponível. Foram necessárias cinco placas de acrílico, sendo três delas de 8 mm de espessura e as outras duas com 18 mm de espessura. As placas em acrílico foram cortadas na Serra Vertical ROMARFRA RMF.400, fresadas de modo a serem esquadrejadas na Fresadora Universal NATAL NS65 e passaram pelo processo de furação na Furadeira de Bancada SCHULZ PRATIKA FSB 16P. A última etapa foi realizada a fim de fixar quatro placas usando a cola para acrílico REV-500, para formar uma mesa de apoio para os outros dois módulos. A placa menor não foi colada, pois deveria permitir regulagem.

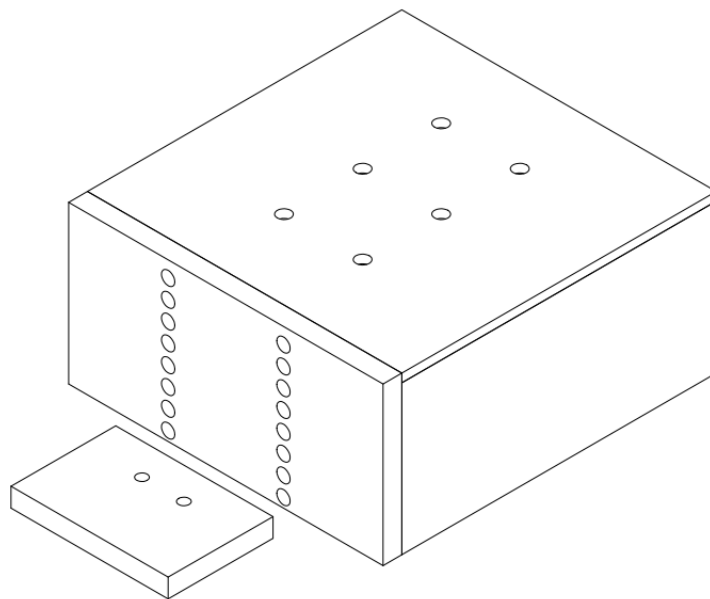


Figura 27 - Modelo do módulo da mesa do protótipo inicial. Fonte - Acervo próprio.

Os módulos do pé e da perna tiveram seus componentes numerados conforme indicado na Figura 28 para facilitar a descrição do processo de fabricação e pontuação de seus parâmetros e características. O módulo do pé conta com dois elementos guia (1 e 2) para o movimento da articulação (4) fixados por meio de dois parafusos (3), e um componente de apoio para o pé (5). O módulo da perna é um item para apoio da panturrilha (6). As peças 5 e 6 possuem aberturas para o uso de cintas elásticas com

o propósito de firmar o dorso do pé e da perna para evitar movimentações indesejadas.

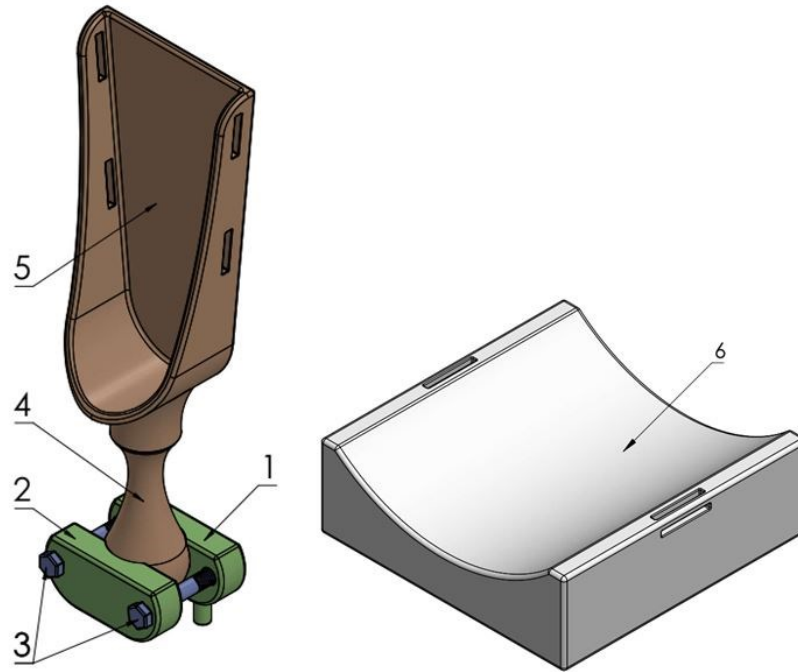


Figura 28 - Modelos dos módulos do pé e da perna do protótipo inicial. Fonte - Acervo próprio.

Para a fabricação dos módulos do pé e da perna foram utilizados parâmetros de impressão para cada peça do dispositivo, conforme apontado pela Tabela 2. Os parâmetros levados em consideração foram o tipo e porcentagem do preenchimento e a altura da camada. A altura da camada foi definida igual para todas as peças com a finalidade de manter a precisão geométrica semelhante entre as partes e conseguir melhor acabamento. O tipo de preenchimento foi escolhido com o intuito de reduzir o tempo de impressão e economia de material, enquanto a porcentagem de preenchimento foi determinada de forma a garantir resistência mecânica nos elementos mais solicitados.

Tabela 2 - Parâmetros de impressão do protótipo inicial.

	Peça	Tipo de preenchimento	Porcentagem de preenchimento (%)	Altura da camada (mm)
MÓDULO PÉ	1	Retilíneo	100	0,15
	2	Retilíneo	100	0,15
	3	Retilíneo	100	0,15
	4	Retilíneo	100	0,15
	5	Retilíneo	100	0,15
MÓDULO PERNA	6	Retilíneo	15	0,15

Fonte - Autoria própria.

O equipamento finalizado foi montado como representado na Figura 29. O dispositivo possui regulagem vertical para o posicionamento do módulo do pé em oito níveis, enquanto a posição do módulo da perna é regulável horizontalmente em três níveis. Apresenta também regulagem da articulação esférica com travamento por parafusos.

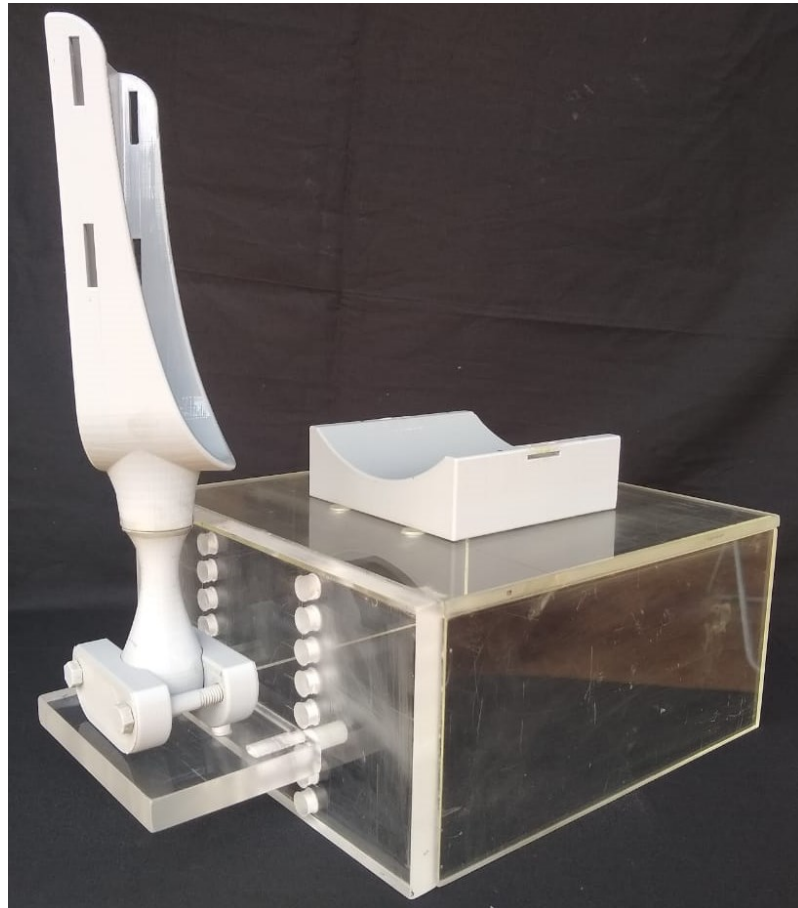


Figura 29 - Protótipo inicial finalizado e montado. Fonte - Acervo próprio.

Foram realizados testes de funcionalidade do dispositivo com o auxílio do médico ortopedista Cleber Jesus Pereira e do técnico em radiologia do Pronto Atendimento do Hospital de Clínicas da UFU. As regulagens e posicionamentos foram executados tentando simular as manobras de estresse do tornozelo. No entanto constatou-se que algumas modificações seriam necessárias já que as regulagens presentes no dispositivo não foram suficientes para realizar os movimentos exigidos.

As modificações a serem realizadas são pontuadas a seguir.

- O módulo da mesa deveria ter sua altura reduzida;
- O módulo do pé deveria sofrer translação vertical e horizontal;
- O módulo da perna deveria ter suas paredes laterais mais altas

3.4 Dispositivo Final

A partir da avaliação do protótipo inicial algumas modificações no projeto foram sugeridas para melhorar a adequação para a realização do exame. Com o intuito de reduzir o peso e facilitar o transporte do equipamento a nova versão já foi modificada com o propósito de ser totalmente fabricada por manufatura aditiva.

O módulo da mesa, mostrado na Figura 30, foi ajustado de forma a ter sua altura reduzida. No entanto, seu comprimento total ainda se apresentou incompatível com a área de impressão disponível e, portanto, foi necessária sua divisão em três elementos (1, 2 e 3). Para atender ao requisito de translação horizontal a placa (4) passou a ter um rasgo em sua face superior para a movimentação de uma guia linear e em sua face lateral possui um furo oblongo para ajuste e travamento da posição desejada.

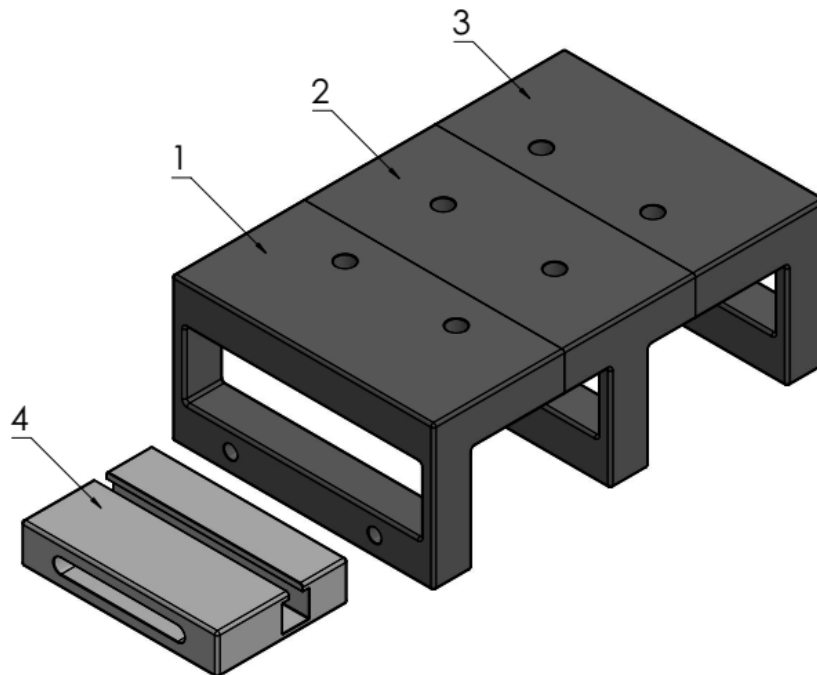


Figura 30 - Modelo do módulo da mesa do dispositivo final. Fonte - Acervo próprio.

O módulo do pé exibido na Figura 31 evidencia o componente (5) que anteriormente era fixo e passou a ser móvel de forma a deslizar sobre o rasgo presente na placa (4) da Figura 30. Para impedir o deslocamento após o posicionamento requerido tal componente conta com um eixo roscado (8) e porca (9) para fixação. Para conseguir a translação vertical foi projetada uma guia telescópica

com chaveta (12), que se encontra interna ao elemento de articulação (10) com travamento por parafuso (11). A chaveta presente na peça (12) possui finalidade de bloquear a rotação em torno do seu próprio eixo. Já os componentes (6, 7 e 13) passaram por ajustes apenas para se adequarem às modificações dos outros elementos.

Por fim o módulo da perna (14) também ilustrado na Figura 31 foi remodelado apenas para que suas paredes laterais fossem aumentadas com o intuito de se adequarem melhor à panturrilha do paciente.

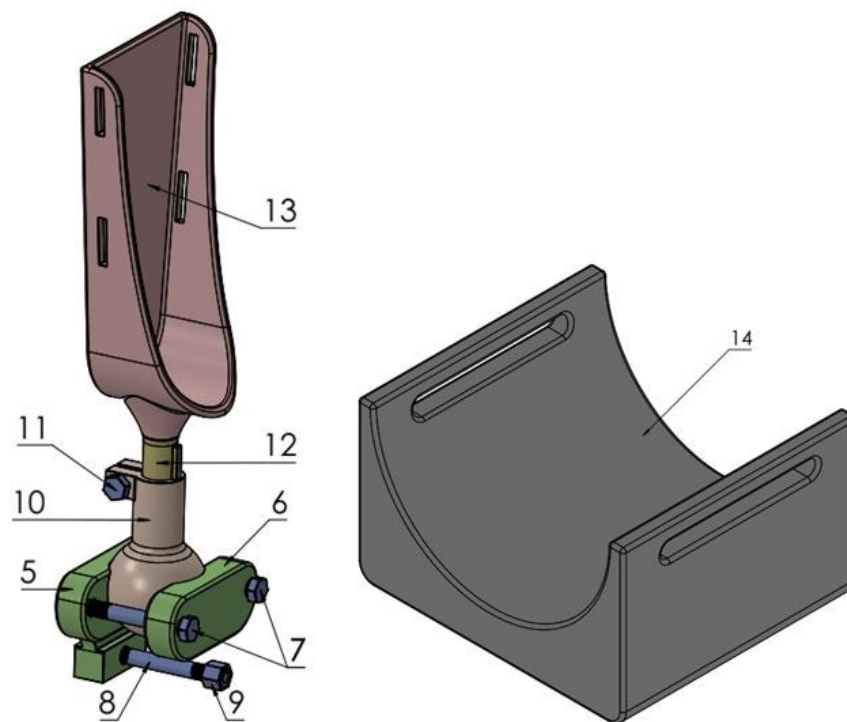


Figura 31 - Módulos do pé e da perna do dispositivo final. Fonte - Acervo próprio.

Para a etapa de fabricação cada componente foi modelado conforme necessidade específica. A Tabela 3 apresenta os parâmetros utilizados na geração do código G de impressão seguindo a mesma ideia de configuração dos parâmetros do protótipo inicial. Para os componentes que necessitavam de porcentagem de preenchimento completa, por serem mais solicitados, foi definido o tipo de preenchimento retilíneo a fim de reduzir o tempo de impressão das peças. Em contrapartida, no restante dos elementos foi estabelecido o tipo colmeia cheia com o intuito de impor certa resistência mecânica às peças com baixa porcentagem de preenchimento. A altura da camada foi mantida a mesma para todas as peças para garantir precisão geométrica e bom acabamento aos componentes.

Tabela 3 - Parâmetros de impressão do dispositivo final.

	Peça	Tipo de preenchimento	Porcentagem de preenchimento (%)	Altura da camada (mm)
MÓDULO MESA	1	Colmeia cheia	15	0,25
	2	Colmeia cheia	15	0,25
	3	Colmeia cheia	15	0,25
	4	Colmeia cheia	50	0,25
MÓDULO PÉ	5	Retilíneo	100	0,25
	6	Retilíneo	100	0,25
	7	Retilíneo	100	0,25
	8	Retilíneo	100	0,25
	9	Retilíneo	100	0,25
	10	Retilíneo	100	0,25
	11	Retilíneo	100	0,25
	12	Retilíneo	100	0,25
	13	Retilíneo	100	0,25
MÓDULO PERNA	14	Colmeia cheia	15	0,25

Fonte - Autoria própria.

O dispositivo finalizado foi montado como indicado na Figura 32, sendo que as peças (1, 2 e 3) e (12 e 13) foram previamente coladas utilizando adesivo plástico. O equipamento possui regulagem de translação vertical por meio de guia telescópica e ajuste da translação horizontal mediante guia linear, ambos para o módulo do pé. Possui também regulagem da articulação esférica que permite movimento nos três eixos. Os travamentos desses ajustes são feitos por intermédio de elementos roscados. Enquanto o módulo da perna possui regulagem discreta em três possíveis posições. Os ajustes da perna e do dorso do pé são realizados por meio de cintas elásticas.



Figura 32 - Montagem do dispositivo final. Fonte - Acervo próprio.

Após a montagem do dispositivo foram realizados testes de funcionalidade com o auxílio do médico ortopedista Cleber Jesus Pereira e do técnico em radiologia. Os testes foram executados de modo a simular os posicionamentos do tornozelo, inclusive com aplicação de estresse no pé da voluntária (própria autora).

A princípio foi considerada uma posição neutra para o equipamento, evidenciado pelas vistas da Figura 33, de forma a simular a posição em descanso da perna e pé. Nesse posicionamento o módulo da perna é colocado nos furos centrais do módulo da mesa (vista lateral e em perspectiva). Já no módulo do pé, a guia telescópica está totalmente recolhida (vista lateral) e o conjunto como um todo está posicionado no centro da guia linear (vista frontal). Enquanto a articulação esférica é considerada em posição neutra como evidenciado nas vistas da Figura 33.

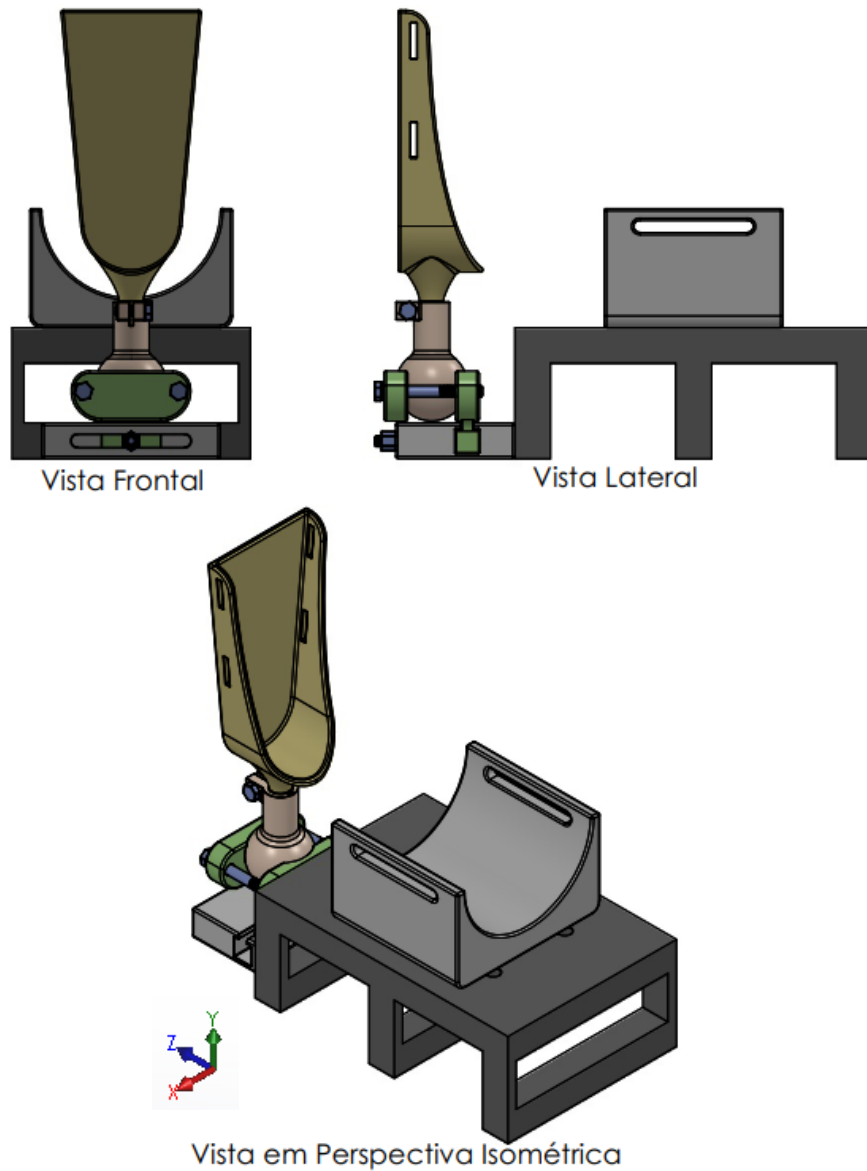


Figura 33 - Posicionamento neutro do dispositivo final. Fonte - Acervo próprio.

Para simular as posições de dorsiflexão (Figura 34a) e flexão plantar (Figura 34b) a articulação esférica foi rotacionada em torno do eixo X. No primeiro de forma a realizar a compressão da perna do paciente, enquanto no segundo impõe uma tração ao membro.

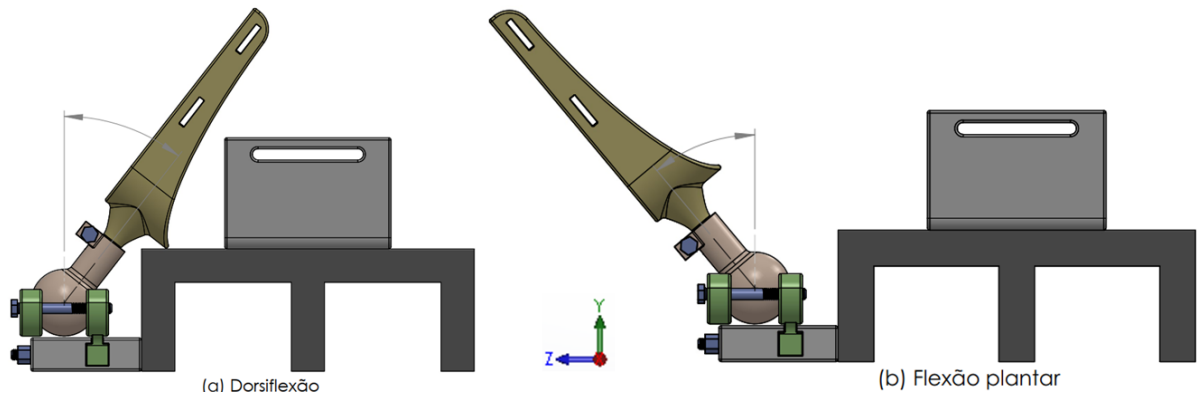


Figura 34 - Posicionamentos do tornozelo. (a) Dorsiflexão. (b) Flexão plantar. **Fonte -** Acervo próprio.

Os posicionamentos de inversão e eversão (Figura 35a) foram simulados fazendo a rotação da articulação esférica em torno do eixo Y. Enquanto o movimento de rotação externa (Figura 35b) foi ajustado com a rotação da articulação esférica em torno do eixo Z.

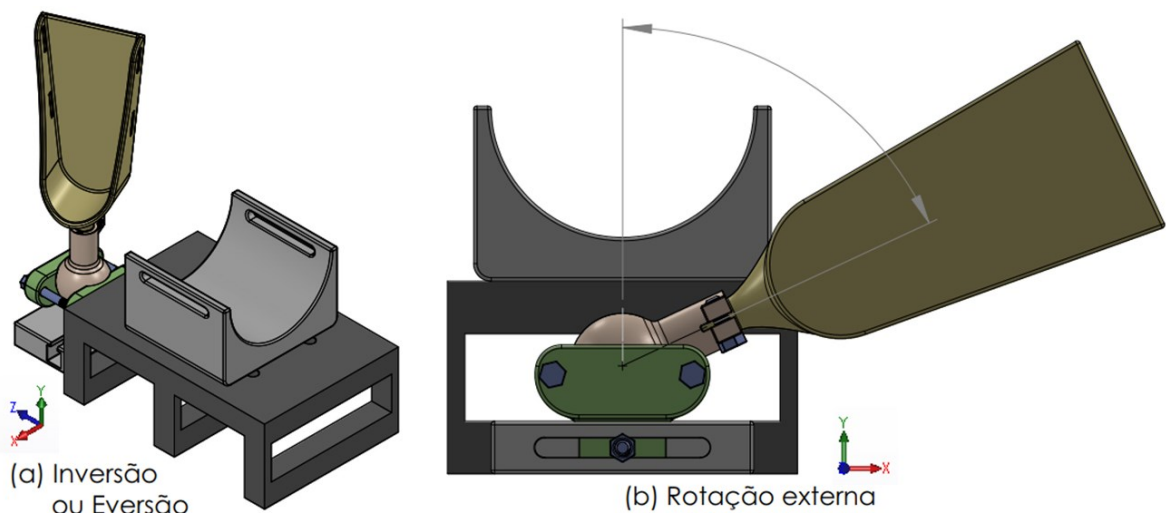


Figura 35 - Posicionamentos do tornozelo. (a) Inversão ou Eversão. (b) Rotação externa. **Fonte -** Acervo próprio.

Para simular a manobra de gaveta anterior (Figura 36a) o dispositivo teve sua guia telescópica regulada. Enquanto na simulação da translação horizontal do tornozelo (Figura 36b) a guia linear foi regulada.

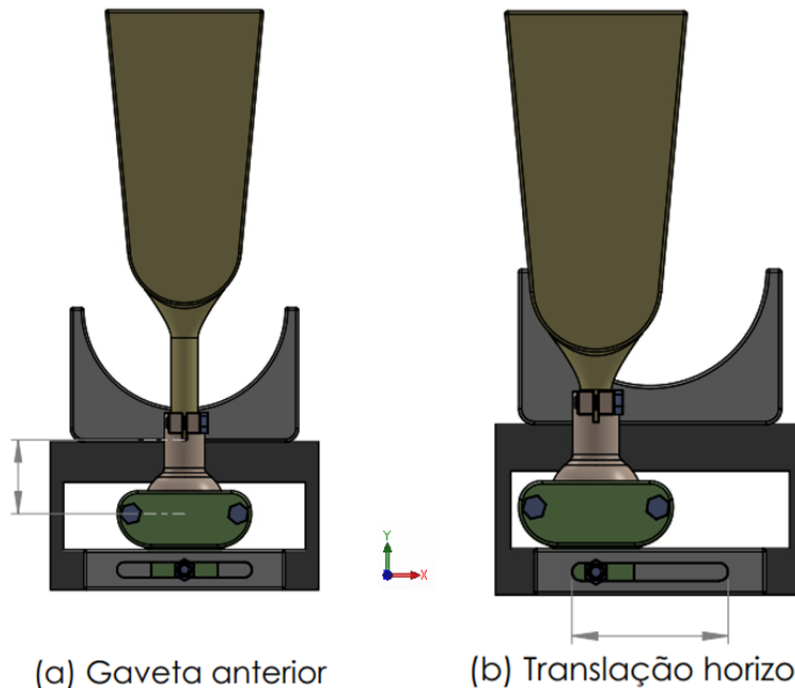


Figura 36 - Posicionamentos do tornozelo. (a) Gaveta anterior. (b) Translação horizontal. **Fonte -** Acervo próprio.

Em cada um dos testes realizados foi avaliada a resistência ao deslocamento dos ajustes após o travamento dos sistemas de fixação. Além disso, foi feita análise quanto aos movimentos necessários à aplicação de estresse ao tornozelo, no sentido de estarem sendo atendidos ou não pelos ajustes presentes no equipamento.

3.5 Modelagem por Elementos Finitos - MEF

Para realizar a análise estrutural e a validação do dispositivo optou-se pela utilização do método dos elementos finitos (MEF), a fim de garantir a segurança dos usuários e a integridade do equipamento.

Para essa etapa foi utilizado o software *Ansys®*, plataforma *Workbench* que possui uma conectividade paramétrica bidirecional com softwares CAD (*Computer-Aided Design*). Essa característica garante que a importação de desenhos feitos em softwares CAD, como o *SolidWorks®*, manterão suas características originais. Para a exportação dos modelos em CAD para o *Ansys®* foram utilizados arquivos em formato Parasolid (*.x_t).

O tipo de análise escolhida foi a estática estrutural, com a finalidade de verificar o quão resistente é o equipamento. Já o material foi selecionado de forma a coincidir com aquele utilizado na etapa de fabricação do protótipo final, polímero ABS, cujas

propriedades estão indicadas na Tabela 4. As propriedades do material ABS impostas aos modelos foram consideradas isotrópicas de maneira a simplificar a simulação, porém sabe-se que tal material possui características anisotrópicas.

Tabela 4 - Propriedades isotrópicas do material ABS.

Propriedade	Material ABS
Densidade	1040 kg/m ³
Módulo de Elasticidade	2390 MPa
Coefficiente de Poisson	0,399
Módulo de Cisalhamento	854,18 MPa
Tensão Limite de Escoamento	41,4 MPa
Tensão Limite de Resistência à Tração	44,3 MPa

Fonte - Software Ansys®. [Adaptado]

Para simplificar a simulação, o dispositivo foi dividido em dois modelos, tendo sido considerado para a análise apenas a posição neutra do equipamento, descrita na seção anterior e evidenciada pela Figura 33. O Modelo 1 é constituído pelos módulos da mesa e da perna, e o Modelo 2 contém o módulo do pé, como ilustrado pela Figura 37. Para obter o melhor custo computacional foram suprimidos os chanfros, furos e roscas em algumas peças.

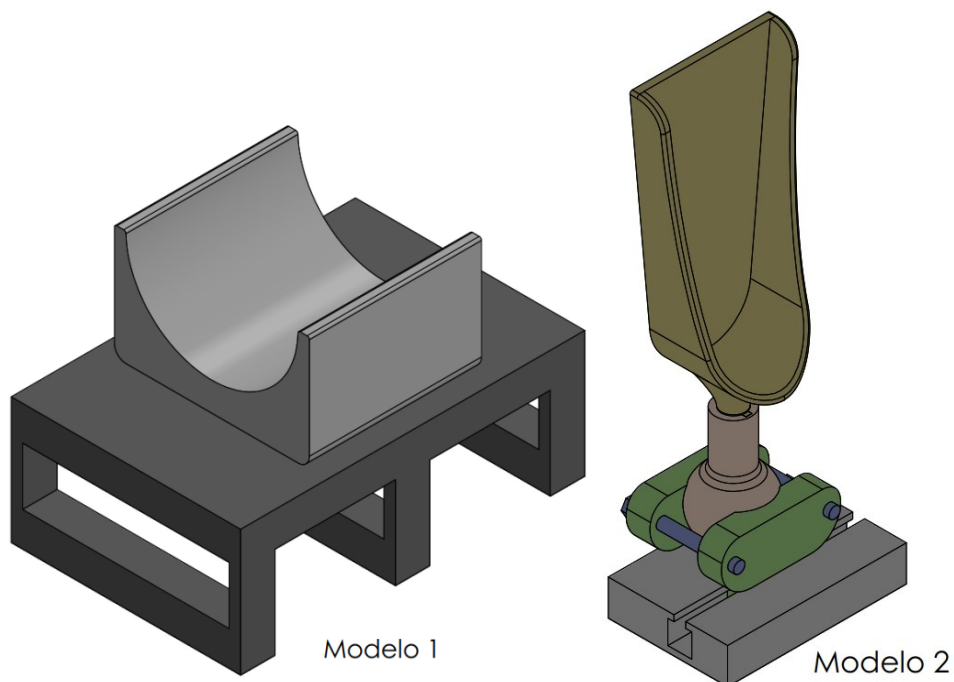


Figura 37 - Modelos utilizados na simulação por elementos finitos. Fonte - Acervo próprio.

Após a importação dos modelos foram geradas suas malhas. O processo foi iniciado com a definição do tipo tetraédrico para os elementos, e em seguida foram ajustados alguns parâmetros para seu refinamento. Para ter uma melhor confiabilidade dos resultados foram feitas análises estatísticas de qualidade de malha

para cada modelo separadamente. Foram utilizados dois parâmetros disponíveis no próprio software, o *Element Quality* com seu desvio padrão e a *Skewness*. A Tabela 5 apresenta os valores desses parâmetros para cada malha testada nos modelos.

Tabela 5 - Análise estatística da qualidade das malhas para os modelos de simulação.

	Modelo 1			Modelo 2		
	<i>Element Quality</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Skewness</i>	<i>Element Quality</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>Skewness</i>
Malha 1	0,66	0,17	0,48	0,57	0,23	0,57
Malha 2	0,74	0,15	0,37	0,69	0,18	0,44
Malha 3	0,83	0,10	0,26	0,83	0,10	0,24
Malha 4	0,84	$9,40 \cdot 10^{-2}$	0,23	0,84	$9,46 \cdot 10^{-2}$	0,23
Malha 5	0,84	$9,03 \cdot 10^{-2}$	0,22	0,84	$9,17 \cdot 10^{-2}$	0,23

Fonte - Autoria própria.

O primeiro parâmetro, *Element Quality*, trata da qualidade dos elementos da malha e pode variar entre zero e um. O valor um indica que o elemento é um cubo ou quadrado perfeito, enquanto o valor zero indica que o elemento tem um volume zero ou negativo. Para que esse parâmetro seja considerado aceitável também se observa o seu desvio padrão, sendo que este deve estar abaixo de 10%. Já o parâmetro *Skewness* determina o quão perto do ideal a face do elemento considerando como um triângulo equilátero ou um quadrado perfeito. Para efeito de análise quantitativa são consideradas variações entre zero e um, onde o valor zero indica que a face é equilátera (melhor) e o valor um indica uma face completamente distorcida (pior).

Após a etapa de refinamento manual da malha e análise dos parâmetros estatísticos, foi selecionada a Malha 4 para os dois modelos, cuja visualização é detalhada na Figura 38. Para o Modelo 1 (Figura 38a) a malha possui um total de 2.967.112 nós e 2.095.616 elementos. Enquanto o Modelo 2 (Figura 38b) possui malha com total de 1.092.539 nós e 744.494 elementos. Para ambos os modelos as malhas foram definidas tendo o tipo de elemento tetraédrico, com tamanho máximo de 2,0 mm e relevância máxima.

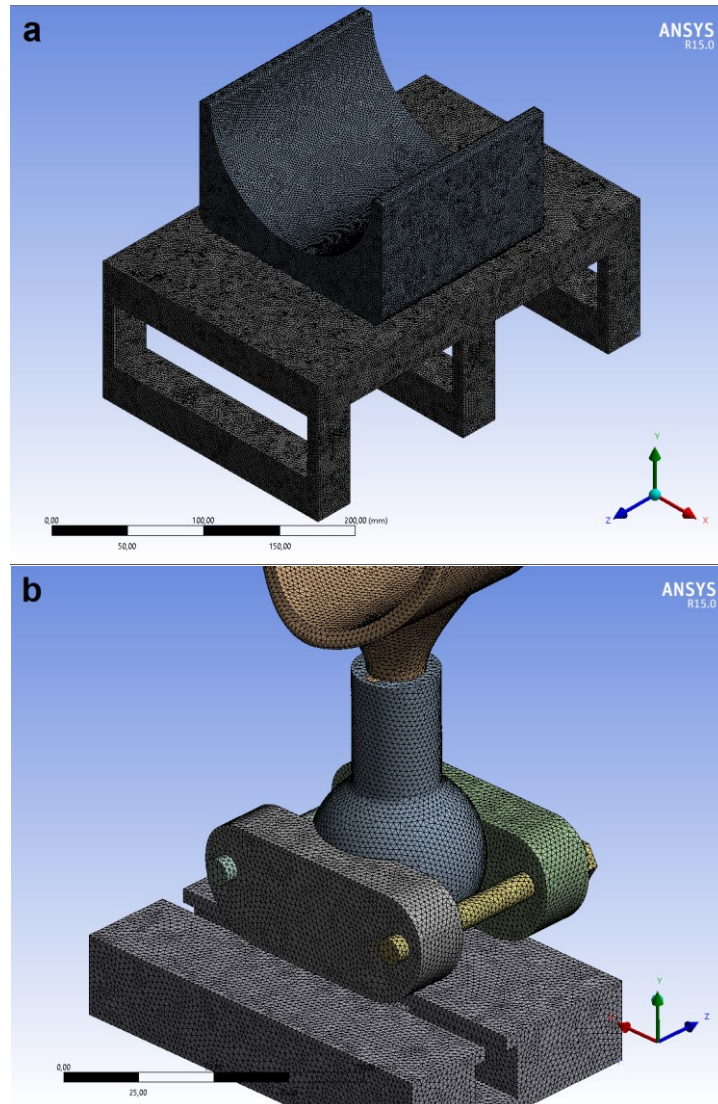


Figura 38 - Detalhe das malhas dos modelos de simulação. (a) Malha do Modelo 1. (b) Malha do Modelo 2. **Fonte** - Acervo próprio.

Na etapa de definição das condições de contorno, todas as faces do dispositivo foram consideradas coladas, com exceção das faces em contato com a esfera, que foram simuladas utilizando atrito. Para Araújo e Drozda (2019), o coeficiente de atrito do material ABS é em média 0,2867. No entanto, para simplificar os cálculos na simulação foi considerado um atrito de 0,3.

Foram também adicionados pontos de massa no apoio da panturrilha e no apoio do calcanhar, simulando a massa das respectivas partes. Para tanto, considerou-se dois extremos de valores de massa corpórea total, 10 kg e 100 kg. A distribuição dessa massa para a panturrilha foi de 4,5% e para o calcanhar de 1,5% da massa total, segundo Fontes (2013). Além disso, os modelos foram considerados fixos em suas bases inferiores sendo considerada a influência da aceleração da gravidade. As condições de contorno para cada modelo são mostradas na Figura 39.

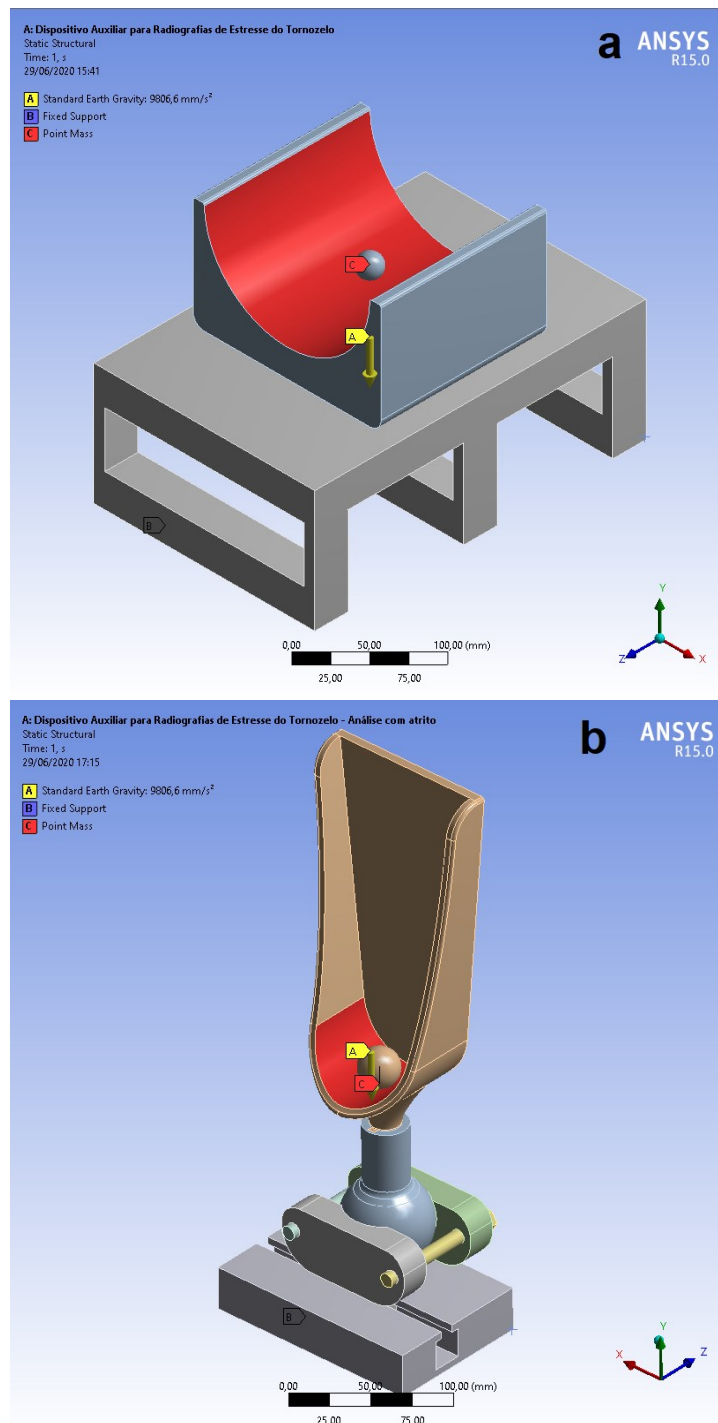


Figura 39 - Condições de contorno para os modelos de simulação. (a) Modelo 1. (b) Modelo 2.
Fonte - Acervo próprio.

Com todas as informações pré-teste definidas no software de simulação após a solução se faz o pós-processamento dos dados utilizando as ferramentas pertinentes.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo tem por objetivo mostrar os resultados obtidos e discutir as análises em relação ao projeto como um todo. Fazer análises sobre os materiais poliméricos, sobre os protótipos fabricados, sobre os testes de posicionamento realizados a fim de averiguar a funcionalidade do dispositivo, além de fazer a análise estrutural do projeto pelo MEF.

4.1 Análise do material

Após a realização do exame de radiografia nas amostras obteve-se a imagem apresentada na Figura 40. Foi possível verificar que o tipo de preenchimento influencia no contraste final da imagem. As amostras com preenchimento tipo colmeia cheia (fileira inferior) ficaram generosamente visíveis devido aos vazios de impressão, enquanto nas amostras com preenchimento tipo retilíneo (fileira superior) essa característica não mostrou diferença significativa com o contraste final.



Figura 40 - Imagem radiográfica das amostras em relação ao osso. Fonte: Acervo próprio.

Quando se compara apenas as amostras com preenchimento tipo retilíneo (fileira superior) pode-se observar que dentre os três materiais analisados o ABS (à esquerda) é o que possui melhor contraste em relação ao osso e ao meio

circunvizinho. Enquanto nas amostras de PLA e Tritan™ as linhas de impressão, mesmo que suaves, ainda são visíveis na imagem radiografada, além de seus contornos estarem bastante evidenciados.

Apesar de poderem ser notados nas imagens radiográficas os materiais poliméricos são fortes candidatos à fabricação de equipamentos a serem utilizados em salas de exames radiográficos já que seu contraste com o meio circundante possui diferença significativa.

4.2 Dimensões e faixas de variação do dispositivo

Após as etapas de idealização e fabricação, o dispositivo foi finalizado com as principais dimensões apresentadas na Figura 41. O dispositivo tem comprimento de 400 mm e largura de 200 mm. A altura da mesa de apoio para o suporte da perna tem 110 mm, enquanto a altura até o apoio da panturrilha do paciente está em torno de 135 mm.

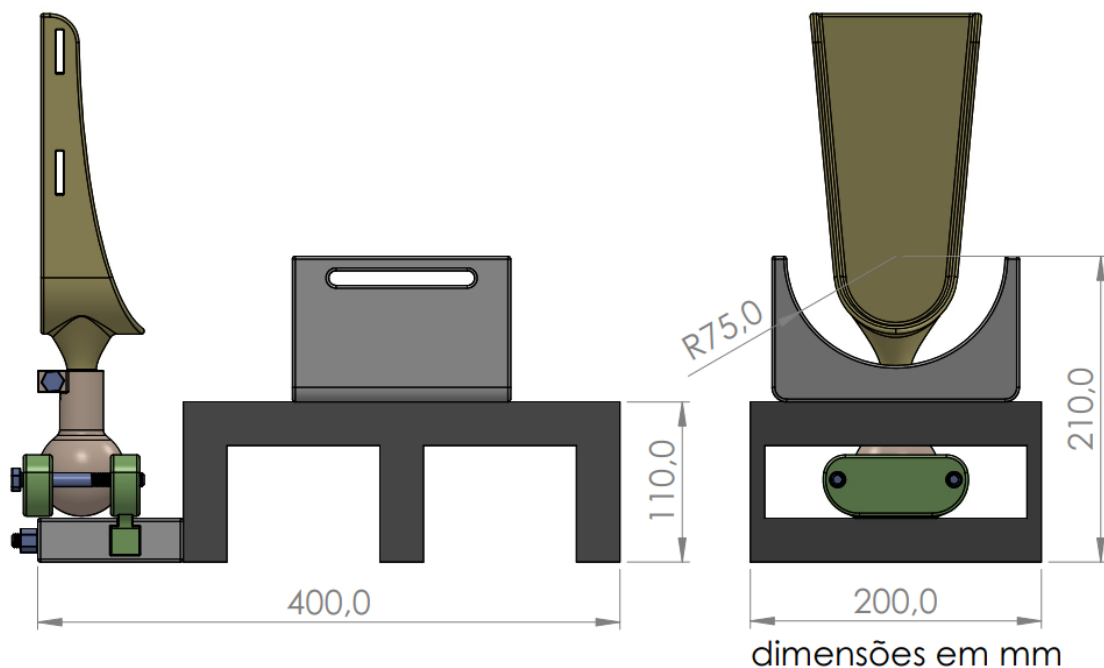


Figura 41 - Dimensões principais finais do dispositivo. Fonte: Acervo próprio.

Em complemento foi avaliada a faixa de variação para cada movimento proposto ao dispositivo. A Tabela 6 aponta os posicionamentos analisados e suas respectivas faixas de operação.

Tabela 6 - Faixa de operação para cada movimento do dispositivo.

Posicionamento	Faixa de operação do dispositivo
Dorsiflexão	Até 35°
Flexão plantar	Até 40°
Inversão / Eversão	Movimento livre
Rotação externa	Até 65°
Gaveta anterior	Até 55 mm
Translação horizontal	Até 100 mm

Fonte - Autoria própria.

Em comparação às amplitudes encontradas na bibliografia para os movimentos do tornozelo, como citado no Capítulo II, observa-se que o dispositivo consegue atender aos ajustes necessários tanto para os movimentos quanto para as manobras de estresse necessárias do tornozelo.

4.3 Análise dos protótipos

O protótipo inicial foi fabricado por dois processos de fabricação distintos, como mencionado no Capítulo III. A Tabela 7 apresenta o tempo gasto na fabricação de cada módulo do dispositivo.

O módulo da mesa foi fabricado em acrílico por processos convencionais de fabricação (corte, fresamento e furação), portanto o tempo indicado na Tabela 7 representa uma estimativa do tempo gasto na fabricação das peças e sua posterior fixação, totalizando em torno de 25 horas operacionais. A quantidade de material gasto é relativa à massa de acrílico pré-processamento do material, sendo aproximadamente 2,9 kg.

Os módulos do pé e da perna foram fabricados em ABS por manufatura aditiva, logo o tempo indicado representa o tempo de operação da impressora para a fabricação das peças, totalizando 43 horas e 31 minutos aproximadamente. Para reduzir o tempo de impressão e aproveitar a área útil da impressora, algumas peças foram impressas em uma mesma etapa, como é o caso das peças 1, 2, 3 e 4. O material gasto no processo é referente a quantidade de filamento gasto para imprimir os componentes, incluindo o material de suporte para as peças que assim necessitavam, tendo sido gasto aproximadamente 0,800 kg de filamento.

Tabela 7 - Características de fabricação do protótipo inicial.

	Peça	Tempo gasto na fabricação	Material gasto para a fabricação (kg)
MÓDULO PÉ	1	13 h 33 min	0,268
	2		
	3		
	4		
	5		
MÓDULO PERNA	6	15 h 12 min	0,289
MODULO MESA	Acrílico	25 h	2,978
		68 h 31 min	3,812

Fonte - Autoria própria.

A fabricação do protótipo inicial em sua totalidade gastou cerca de nove dias para sua execução, tendo sido por volta de oito horas operacionais diárias e aproximadamente 3,8 kg de matéria prima gasta.

Depois de finalizado, o dispositivo foi montado e teve sua massa verificada pela Balança Eletrônica BD-650 da empresa Instrutherm. Foi constatado que o aparato inicial tem aproximadamente 3,5 kg.

O protótipo final foi totalmente fabricado por manufatura aditiva. A Tabela 8 apresenta o tempo gasto na fabricação de cada peça, sendo que da mesma forma que no protótipo inicial para se beneficiar da redução de tempo de impressão e melhor aproveitamento da área de impressão da máquina, as peças de 5 a 12 foram fabricadas em uma mesma etapa. O material gasto na impressão de todas as peças totalizou aproximadamente 2,2 kg e o tempo operacional da impressora foi aproximadamente 73 horas.

Com a finalização de todos os componentes fez-se a montagem do dispositivo com os ajustes necessários, e em seguida foi verificada sua massa final pelo mesmo equipamento utilizado para averiguar a massa do dispositivo inicial. A massa aferida do dispositivo final completo foi aproximadamente 1,8 kg.

Comparando as duas versões fabricadas do equipamento pode-se observar que em relação ao tempo de fabricação não houve mudança significativa. Entretanto o aparato final possui vantagem por ter sido fabricado por único processo de fabricação, logo se reduziu a quantidade de mão de obra qualificada.

Tabela 8 - Características de fabricação do dispositivo final.

	Peça	Tempo gasto na fabricação	Material gasto para a fabricação (kg)
MÓDULO MESA	1	09 h 34 min	0,278
	2	12 h 26 min	0,400
	3	09 h 16 min	0,273
	4	10 h 24 min	0,242
MÓDULO PÉ	5	11 h 12 min	0,388
	6		
	7		
	8		
	9		
	10		
	11		
	12		
MÓDULO PERNA	13	07 h 38 min	0,253
	14	12 h 26 min	0,356
		72 h 56 min	2,188

Fonte - Autoria própria.

Pode-se notar que nas operações de manufatura aditiva a massa de material gasto não condiz com a massa final das peças, sendo essa perda justificada principalmente pela presença de material de suporte para a fabricação dos componentes.

Quando se compara as duas versões pode-se averiguar também que a massa final do primeiro protótipo é quase o dobro da versão final. Esse fato pode ser facilmente explicado pelo aparato final ter sido completamente fabricado por manufatura aditiva, enquanto o primeiro possuía parte em acrílico o que aumenta a massa do dispositivo.

4.4 Análise de funcionamento do dispositivo final

Com o intuito de verificar se as dimensões projetadas para o apoio do pé e da perna são suficientes para sua correta acomodação no dispositivo, a Figura 42 é apresentada. Para fazer essa análise a perna da voluntária foi colocada no equipamento na posição neutra, como explicado no Capítulo III. Nesse caso apenas o ajuste do apoio da panturrilha foi modificado para conseguir adequar à perna da voluntária.

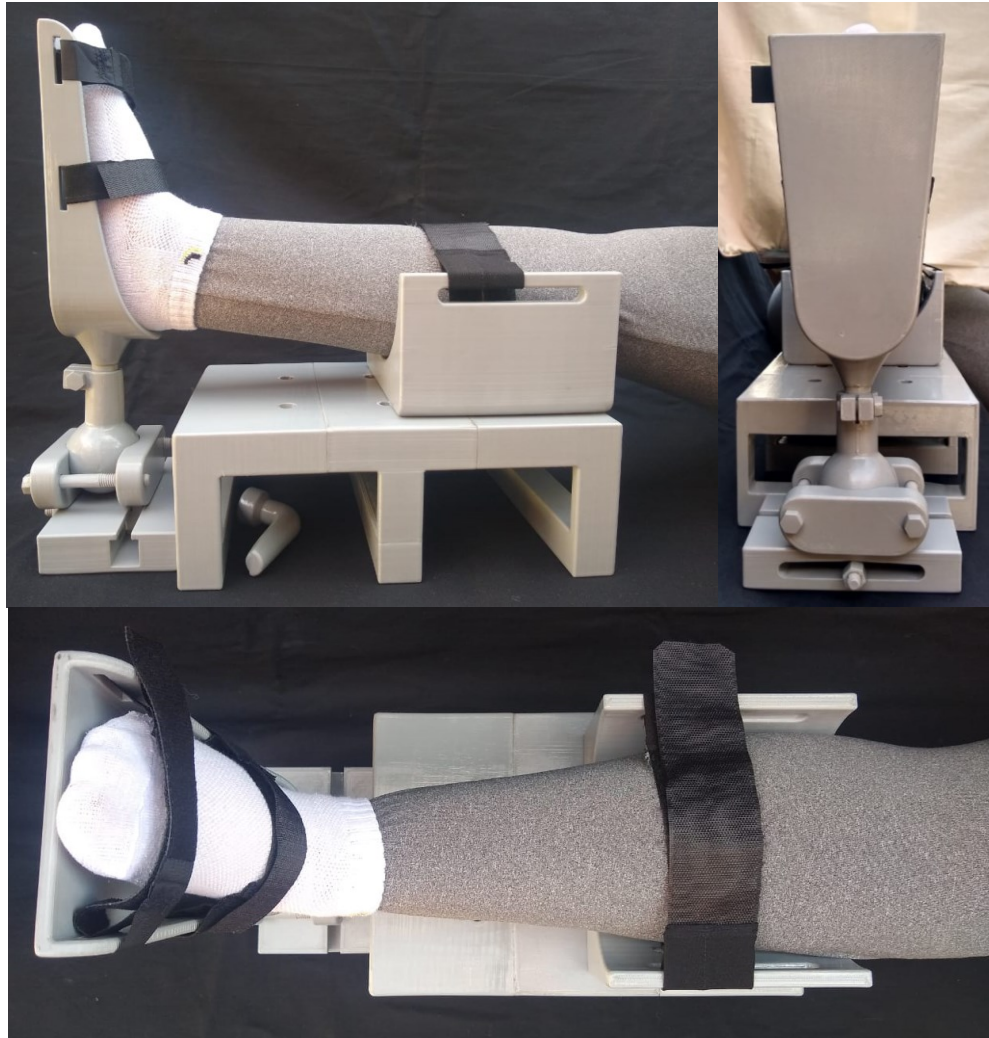
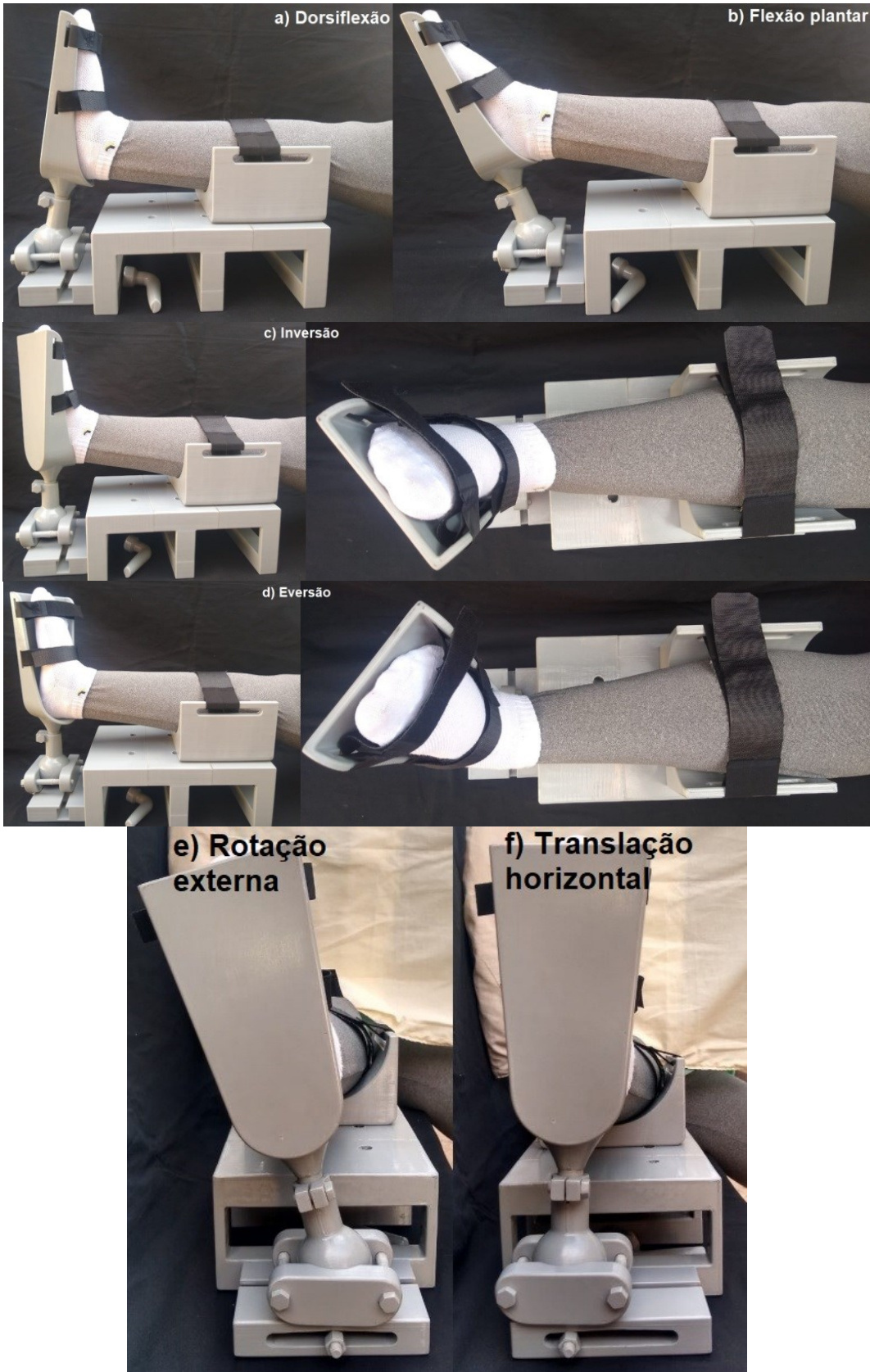


Figura 42 - Análise do posicionamento neutro da perna. Fonte: Acervo próprio.

Pode-se observar que para a voluntária o módulo da perna foi suficiente para acomodar a panturrilha, no entanto um ajuste mais anatômico seria mais eficiente para a adaptação desejada. Também se verifica que para atender maior número de pacientes um ajuste mais amplo no sentido do comprimento da perna seria necessário.

Foi verificado também que o apoio de pé ficou com folga para a voluntária, já que o pé analisado é menor que as dimensões de projeto do elemento. Contudo com a utilização das cintas elásticas se consegue a fixação do pé a fim de evitar movimentação indesejada.

Em seguida o dispositivo final foi submetido aos posicionamentos relativos ao tornozelo, da forma explicada no capítulo anterior. Os testes foram realizados simulando os posicionamentos de dorsiflexão (Figura 43a), flexão plantar (Figura 43b), inversão (Figura 43c), eversão (Figura 43d), rotação externa (Figura 43e), translação horizontal (Figura 43f) e gaveta anterior (Figura 43g).



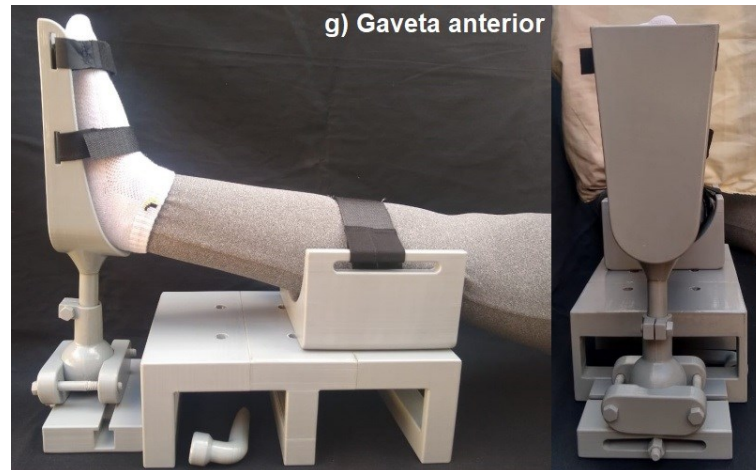


Figura 43 - Simulação dos movimentos do tornozelo. (a) Dorsiflexão. (b) Flexão plantar. (c) Inversão. (d) Eversão. (e) Rotação externa. (f) Translação horizontal (g) Gaveta anterior. **Fonte:** Acervo próprio.

Por meio da Figura 43 pode-se observar que os ajustes do dispositivo foram suficientes para a execução das manobras de estresse do tornozelo. Também foi averiguado que esses posicionamentos foram mantidos após o travamento pelo sistema roscado. No entanto, modificações nos elementos de aperto desses sistemas devem ser realizadas objetivando a rapidez e facilidade de manuseio do equipamento.

Pode-se notar que o dispositivo projetado quando comparado ao dispositivo *Telos Stress Device*[™] é mais simples e de fácil manuseio. Além de ser fabricado inteiramente em material plástico e, portanto, ser mais leve. Quando comparado com os trabalhos de Oliveira (2013) e Ferreira (2014), o dispositivo projetado apresenta similaridade em relação ao material, porém permite avaliação de maior número de patologias devido às regulagens presentes. No entanto, enquanto os trabalhos citados possuem regulagens automatizadas por meio de pistões o dispositivo projetado possui regulagens manuais.

4.5 Análise estrutural do dispositivo

Os parâmetros avaliados nas análises por elementos finitos foram: o deslocamento e a tensão equivalente pelo critério de Von Mises. As análises foram feitas para duas cargas diferentes, como citado no capítulo III para cada modelo.

A Figura 44a exhibe o gradiente de deslocamento para o Modelo 1, com massa de 0,45 kg aplicada à panturrilha, enquanto a Figura 44b evidencia o mesmo parâmetro para o Modelo 1, cuja massa é 4,5 kg. Pode-se notar que o deslocamento aumenta com o aumento da massa aplicada e que em ambas as simulações o máximo

deslocamento ocorre na peça de apoio à panturrilha. O ponto de máximo deslocamento estar situado na peça em questão é condizente já que esta suporta a massa da panturrilha. A escala de visualização é de 1:1, logo se verifica que os deslocamentos são muito pequenos, da ordem de milésimos de milímetros, o que não irá ter grande influência na estrutura do dispositivo.

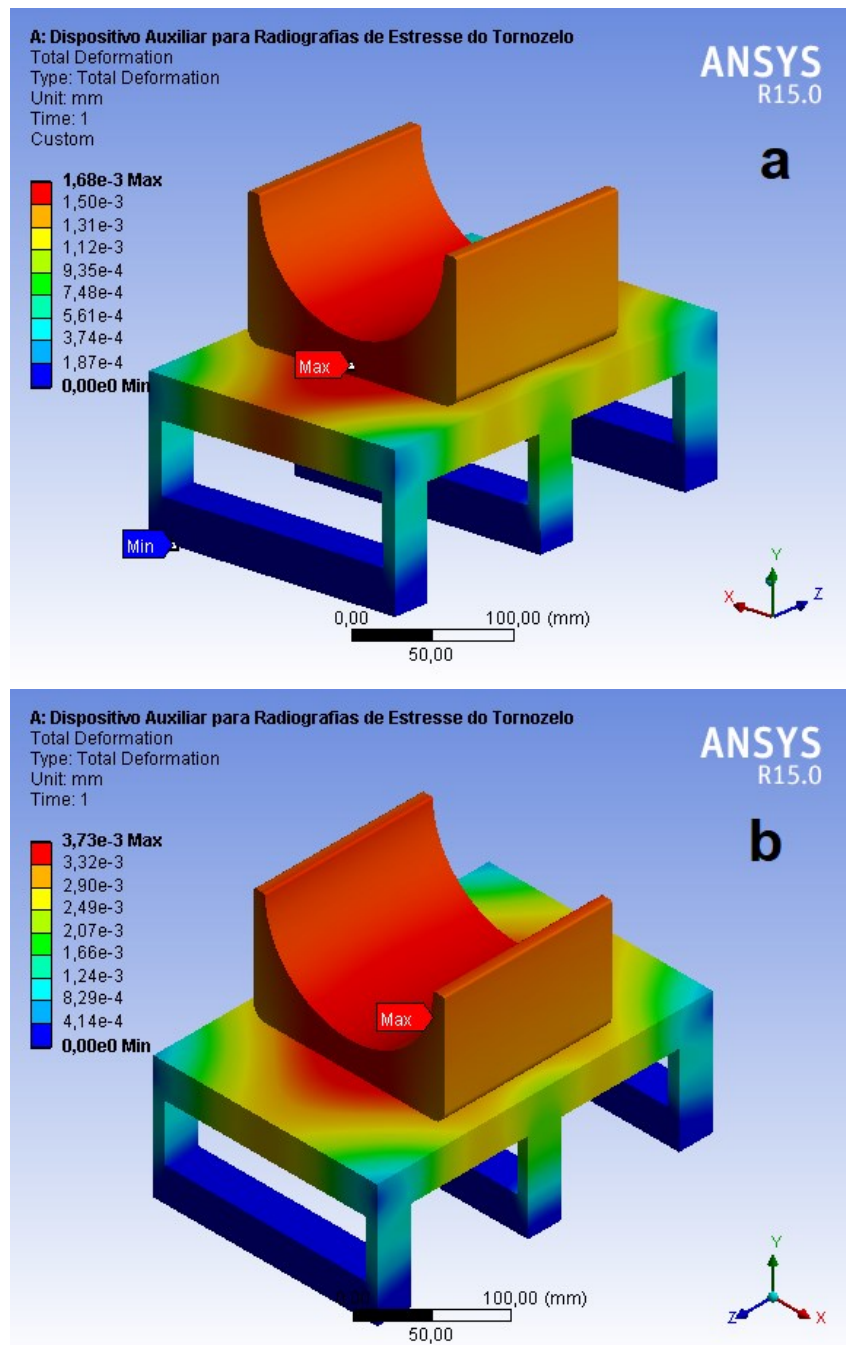


Figura 44 - Análise do deslocamento para o Modelo 1. (a) Massa de 0,45 kg. (b) Massa de 4,5 kg.
Fonte - Acervo próprio.

A Figura 45a evidencia o resultado da análise do deslocamento do Modelo 2, com massa aplicada no calcanhar de 0,15 kg, enquanto a Figura 45b mostra o

resultado para a mesma análise, porém com massa de 1,5 kg. Semelhante a análise anterior com o aumento da massa o deslocamento aumenta, e o ponto de máximo deslocamento é situado na mesma peça, o apoio do pé. A escala de visualização é real e a ordem dos deslocamentos está em torno de décimos de milímetros. Apesar de ser maior em grandeza, em comparação a análise do Modelo 1, o deslocamento máximo também não irá afetar de forma significativa a estrutura do dispositivo.

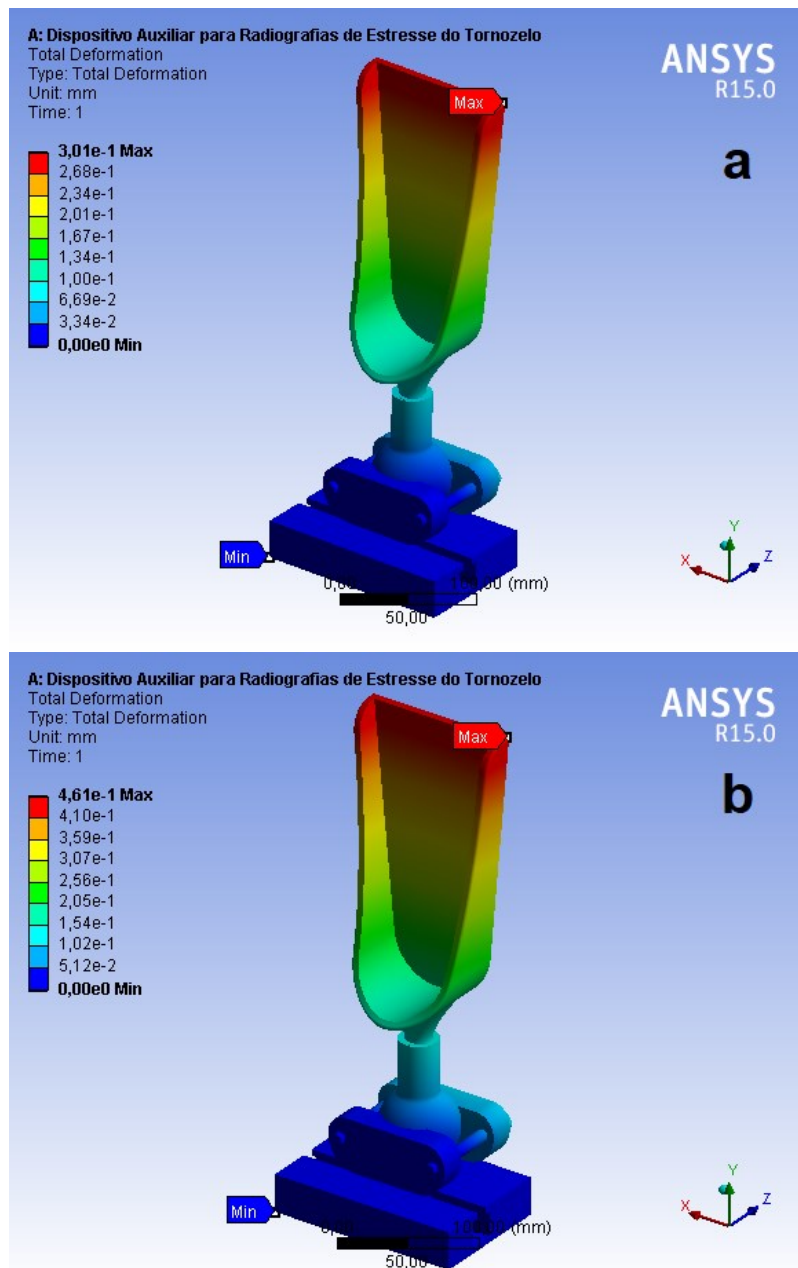


Figura 45 - Análise do deslocamento para o Modelo 2. (a) Massa de 0,15 kg. (b) Massa de 1,5 kg. Fonte - Acervo próprio.

A Figura 46a exibe a tensão equivalente de Von Mises para o Modelo 1, cuja massa aplicada é 0,45 kg, e em seguida é mostrada a Figura 46b que detalha o local de

máxima tensão para o modelo. A região de maior tensão fica situada na parte inferior interna do apoio da mesa, com valor de 0,0657 MPa.

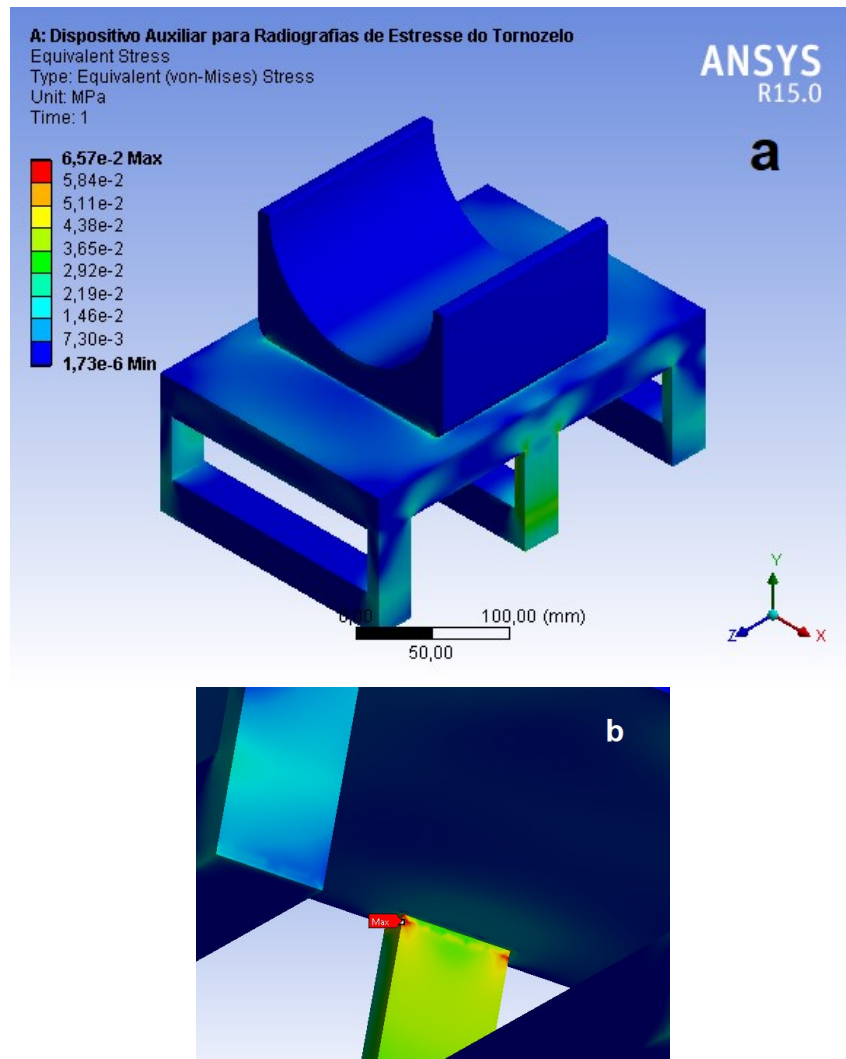


Figura 46 - Análise da tensão para o Modelo 1 com massa de 0,45 kg. (a) Gradiente de tensão no modelo. (b) Detalhe de ponto de máximo. **Fonte** - Acervo próprio.

Já a Figura 47a aponta a tensão equivalente para o Modelo 1 com massa de 4,5 kg. Também nesse caso o ponto de máxima tensão está situada na parte inferior interna do apoio da mesa, como evidenciado pela Figura 47b, com valor máximo de 0,147 MPa.

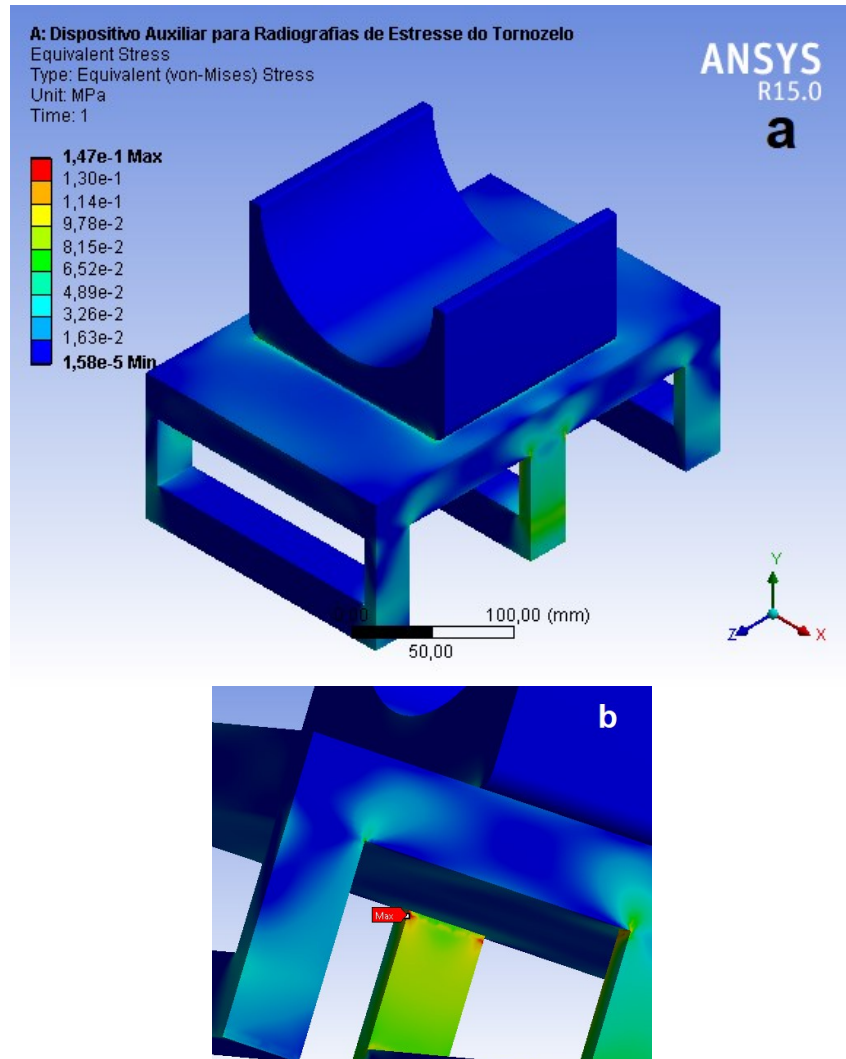


Figura 47 - Análise da tensão para o Modelo 1 com massa de 4,5 kg. (a) Gradiente de tensão no modelo. (b) Detalhe de ponto de máximo. **Fonte** - Acervo próprio.

A análise da tensão equivalente do Modelo 1 mostrou que para ambas as massas o ponto de máximo está situado em uma região de quina. Também mostra que os valores obtidos são muito menores que o limite de escoamento do material ABS, que é de 41,4 MPa.

A Figura 48 exhibe o resultado da tensão equivalente para o Modelo 2 com massa de 0,15 kg. Fica evidenciado pela vista em detalhe que a região de máxima tensão são os pinos que interligam os apoios da esfera. Como o contato da esfera e seus apoios foram considerados com atrito, sua tendência é girar o que gera um momento nos pinos e conseqüentemente explica a tensão experimentada por eles. O valor máximo de tensão é 0,347 MPa.

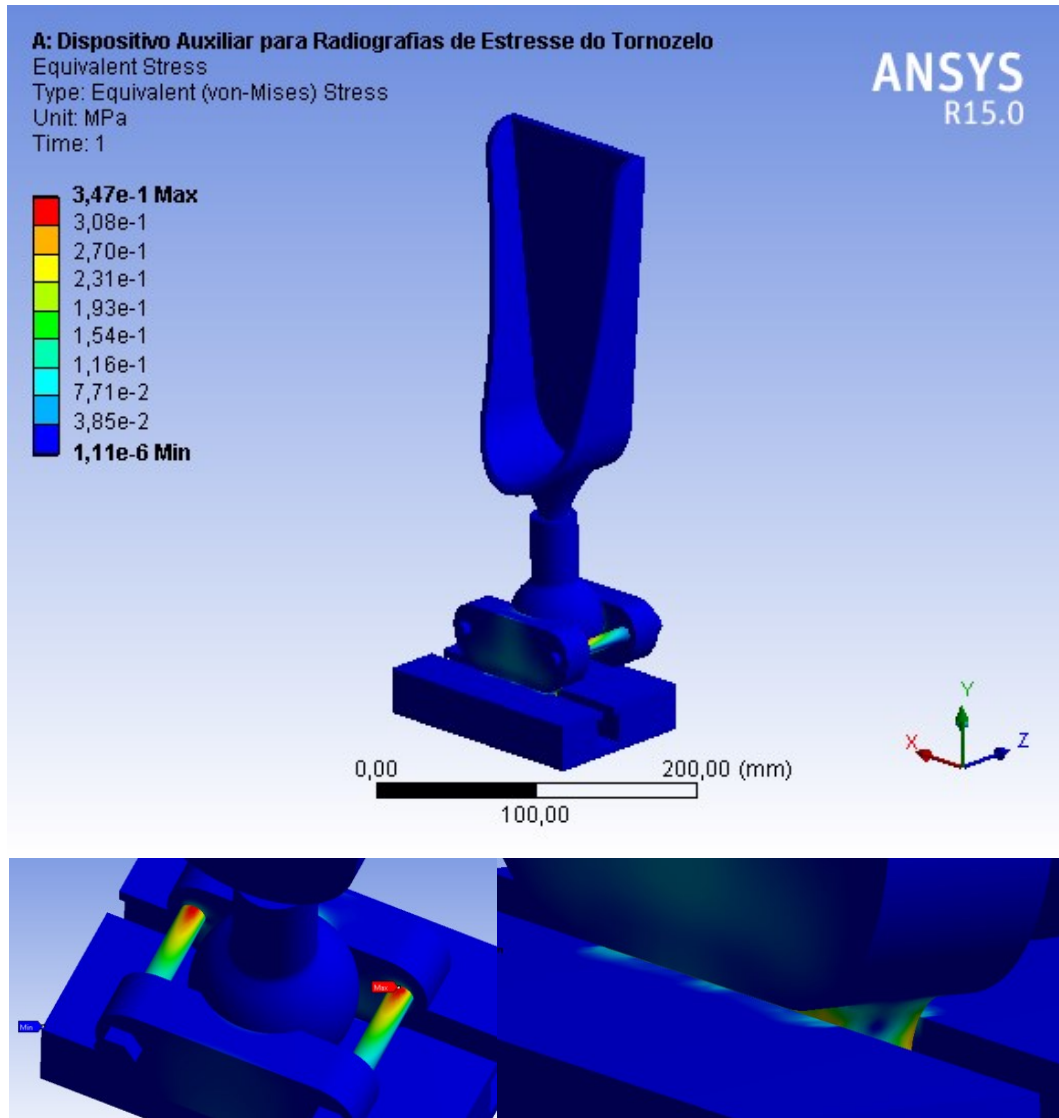


Figura 48 - Análise da tensão para o Modelo 2 com massa de 0,15 kg. Fonte - Acervo próprio.

A Figura 49 exibe o resultado da tensão também para o Modelo 2, porém com massa aplicada de 1,5 kg. Nesse caso a região de máxima tensão está situada no contato com o rasgo de andorinha, como indicado pelo detalhe da figura, tendo como valor máximo 0,728 MPa. Com o aumento da massa a flexão experimentada pela peça que movimenta no rasgo de andorinha passou a ser mais evidente, o que explica o surgimento da tensão máxima na região.

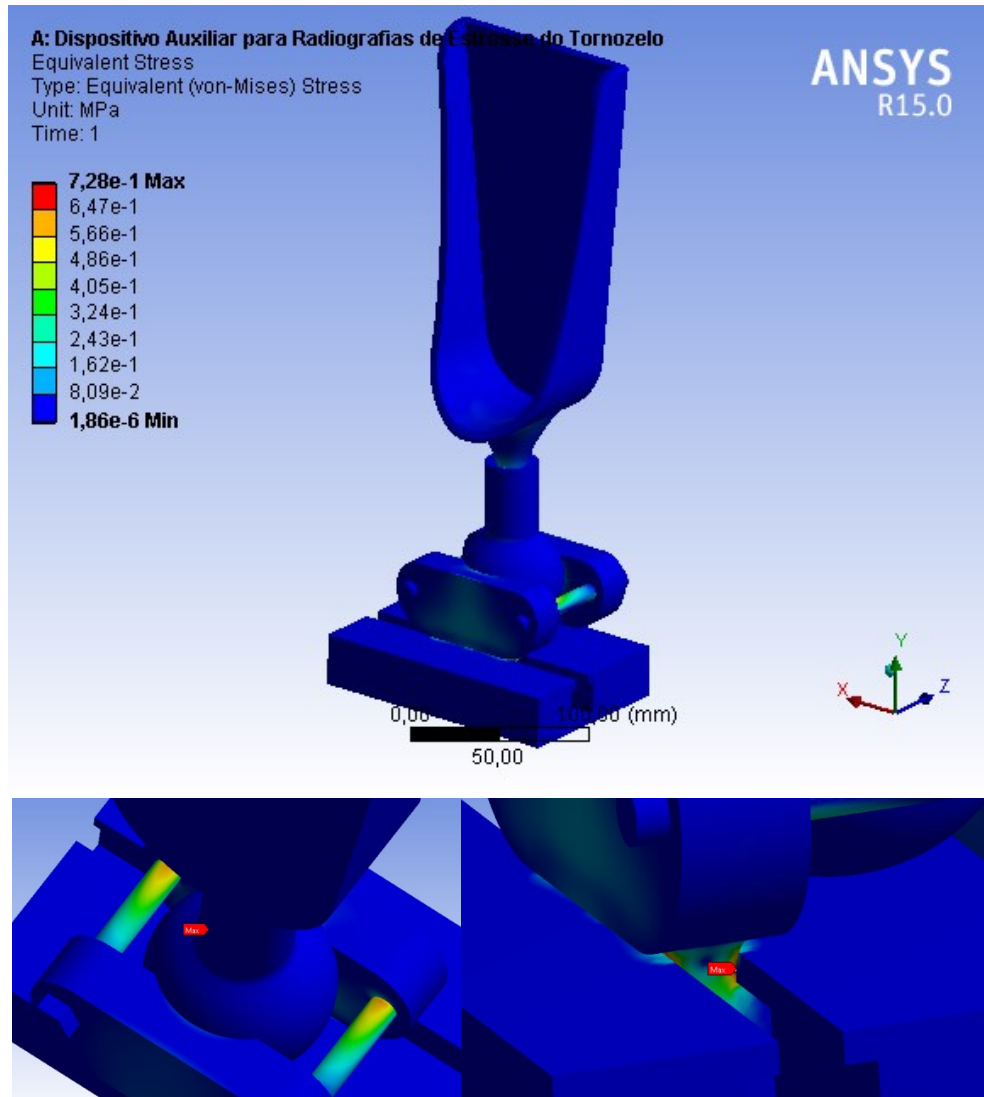


Figura 49 - Análise da tensão para o Modelo 2 com massa de 1,5 kg. Fonte - Acervo próprio.

Apesar de as máximas tensões estarem em locais distintos nas simulações do Modelo 2 pode se verificar que essa situação é condizente, já que o local de máximo para a situação de menor massa ainda pode ser observado no resultado da situação de maior massa. Pode-se verificar também que ambos os valores de máxima tensão encontradas estão muito abaixo do limite de escoamento do material ABS que é de 41,4 MPa.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

A principal contribuição deste projeto é o desenvolvimento de um aparato fabricado completamente por manufatura aditiva visando o tratamento de lesões do tornozelo, de tal forma que não seja necessária a influência de um profissional da saúde durante a ação de posicionamento do tornozelo em uma sala de raio-x.

As principais conclusões do trabalho são:

- i. As imagens radiográficas das amostras de polímeros termoplásticos viabilizaram o uso da manufatura aditiva com a técnica de FFF para a fabricação de peças;
- ii. Os testes mostraram que o material mais adequado é o ABS com preenchimento retilíneo. No entanto, é necessária a realização de testes complementares com outros tipos de materiais para validação completa, tanto do material quanto do tipo de preenchimento para a utilização em exames radiográficos;
- iii. O apoio da panturrilha no dispositivo desenvolvido foi suficiente para a acomodação da perna. No entanto um ajuste mais anatômico seria mais eficiente;
- iv. Observou-se que é necessário fazer uma modificação entre o apoio da panturrilha e o apoio do pé do paciente, de tal forma que esta distância possa ser ajustada para abranger um maior número de pacientes;
- v. O apoio do pé pode apresentar folga, caso o paciente tenha seu membro em dimensões inferiores ao projetado para o dispositivo. Porém, o uso de cintas elásticas cumpre o papel de fixação quando usada corretamente. Também seria interessante o uso de espumas nesse componente para que a acomodação do pé seja mais ergonômica e confortável;
- vi. A análise dos posicionamentos realizados no dispositivo mostra que os ajustes projetados para o equipamento são suficientes para a execução das manobras de estresse do tornozelo. Observou-se que o dispositivo permanece estático

após a realização do travamento dos sistemas de fixação. Entretanto, os elementos de aperto desses sistemas devem ser modificados com o intuito de permitir uma regulagem mais simples e rápida.

- vii. A análise estrutural utilizando o MEF mostrou que o dispositivo é seguro, considerando as condições de contorno e as simplificações geométricas e de material impostas aos modelos, para uma massa corpórea total de 100 kg.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Os principais requisitos para a concepção do projeto foram atendidos, contudo ainda são necessárias algumas modificações para sua finalização. A abordagem de outras possibilidades como validação e otimização também são possíveis para dar continuidade ao projeto do equipamento.

Algumas perspectivas futuras são listadas abaixo.

- i. Ajustes na estrutura do dispositivo, citados no Capítulo V;
- ii. Análise de materiais alternativos;
- iii. Utilização de sistemas para medir a força e o deslocamento durante as regulagens dos movimentos;
- iv. Validação computacional do dispositivo;
- v. Validação experimental do dispositivo;
- vi. Modelagem estrutural utilizando análise por elementos finitos para outros posicionamentos;
- vii. Validação por meio de testes clínicos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOUJAOUDE, E. **Lower extremity surgical positioning device**. Depositante: Emad Aboujaoude. US 20100263129 A1. Depósito: 23 fev. 2009. Concessão: 06 nov. 2012.

ABOUJAOUDE, E. S.; SCOTT IV, P. W. **Extremity surgical positioning device**. Depositante: Emad S. Aboujaoude; SCOTT IV, Paul.W. US 20120318278 A1. Depósito: 16 fev. 2012. Concessão: 04 jul. 2017.

ASHBY, M. F. **Seleção de materiais no projeto mecânico**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

ARAÚJO, J. N.; DROZDA, F. O. **Avaliação do desgaste de peças produzidas por manufatura aditiva FDM**. *Brazilian Journal of Development*. Curitiba, v. 5, n. 12, p. 32099-32110. Dez., 2019. DOI: <https://doi.org/10.34117/bjdv5n12-288>

CALLISTER JR., William D.; RETHWISCH, David G. **Ciência e engenharia dos materiais: uma introdução**. Rio de Janeiro: LTC, 2016.

CAMARGO, Osmar Pedro Arbix de *et al.* **Ortopedia e traumatologia: conceitos básicos, diagnóstico e tratamento**, 2009.

DANDY, David J.; EDWARDS, Dennis J. **Fundamentos Em Ortopedia e Traumatologia: uma abordagem prática**. Rio de Janeiro: Elsevier, 5 ed., 2011.

ENOMOTO, Norihide; HASEGAWA, Tatsuya. **Transparent resin composition having good chemical resistance, durability and stability under natural environmental conditions, harsher natural environmental conditions, and similar or harsher usage conditions, and product using same**. *Midori Anzen Co Ltd. U.S. Patent* n. 9,550,885. Depósito: 17 fev. 2012. Concessão: 24 jan. 2017.

ESPREGUEIRA-MENDES, Joao *et al.* **Assessment of rotatory laxity in anterior cruciate ligament-deficient knees using magnetic resonance imaging with Porto-knee testing device**. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, v. 20, n. 4, p. 671-678, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00167-012-1914-9>

FERREIRA, Ana Rita Machado. **Projeto de um dispositivo médico para apoio ao diagnóstico de patologias no tornozelo**. 2014. Tese de Doutorado.

FONTES, Juliana Tomandl. **Quanto pesa cada parte do seu corpo?** Disponível em: http://www.entregumeseverduras.com.br/quanto-pesa-cada-parte-do-seu-corpo/?__cf_chl_jschl_tk__=ee3589186901f52328e45c9ffd31c31360efced4-1597890223-0-AY-85R2DSYNCREc1bNrJ0ZYq29limJE54QMmozvud4LHaF41F7KjEC0peSI6FjWVvd42v867GZiYPGi6I_d1dtRHJaeE4e3TKauTbgwWit_ggiyZKJ-wzqzopl50C1n3aaYm126arkGZ-GijLLr3le7Jh-m9nz3PwZWWU4gR1Zfg7m-ugNP-gjFkr6LVi2Ezj2E1--

FxCtjCSJX0avzv_hDvnFUIIKUqcl0GZNCnHsnHli0XaXmIKkofCdCeikm2Speb3Ptet-adMb8KHqmfFU8OuJoqd2_g6Y8u9qY2Z03chj90Jm1TGlbI94bbVdJQMbg. Acesso em: 26 jun. 2020.

GARCÍA, S. T. *et al.* **Dispositivo de apoyo plantar**. Depositante: *Servicio Andaluz de Salud*. WO 2014154929 A1. Depósito: 27 mar. 2014.

GREENSPAN, Adam. Membro Inferior III: Tornozelo e Pé. *In*: GREENSPAN, Adam. **Radiologia Ortopédica: uma abordagem prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2012, cap. 10, p. 318-372.

GTMax3D. Disponível em: <https://www.gtmax3d.com.br/>. Acesso em: 05 nov. 2019.

HARPER, Charles A.; PETRIE, Edward M. **Plastics materials and processes: a concise encyclopedia**. 2003. DOI: <https://doi.org/10.1002/0471459216>

HENNING, Egon E.; HENNING, Carlo. Fraturas e Lesões do Tornozelo no Adulto. *In*: HEBERT, Sízínio *et al.* **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**. 3 ed., Porto Alegre: Arned, 2003, cap. 70, p. 1388-1404.

HONGFEI, S.; JIN, X.; YIXIN, C. **Auxiliary fixing device for standardized x-ray shooting in ankle joint operation**. Depositante: *Drum Tower Hospital* afiliado à Faculdade de Medicina da Universidade de Nanjing. CN 203710034 U. Depósito: 18 fev. 2014. Concessão: 16 jul. 2014.

KAUFMAN, K. R. *et al.* **MRI compatible knee positioning device**. Depositante: *Mayo Foundation for Medical Education and Research*. US 20110030698 A1. Depósito: 05 ago. 2010.

LAPRADE, Robert. **Objective Use of Stress Radiographs**. *Complex knee & sports medicine specialist*. Disponível em: <https://drrobertlaprademd.com/objective-use-of-stress-radiographs/>. Acesso em: 16 dez. 2019.

LI LIJUN. **One kind is exclusively used in dept. of radiology's treatment foot fixing device**. Depositante: Li Lijun. CN 107823797 A. Depósito: 02 nov. 2017.

MACAULEY, Domhnall. **Ankle injuries: same joint, different sports**. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 31, n. 7 Suppl, p. S409-11, 1999. Disponível em: https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1999/07001/The_European_Perspective__Ankle_injuries__same.1.aspx. Acesso em: 5 dez. 2019. DOI: <https://doi.org/10.1097/00005768-199907001-00001>

MOORE K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia: orientada para a clínica**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2001, cap. 5, p. 444-589.

NERY, Caio Augusto de Souza. Lesões Ligamentares do Tornozelo. *In*: REIS, Fernando Baldy. dos. **Fraturas**. 2 ed., São Paulo: Editora Atheneu, 2007, cap. 32, p. 439-474.

NEUMANN, D.A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System**. 2 ed., Elsevier, 2002.

OLIVEIRA, Filipe Sousa. **Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Apoio ao Diagnóstico de Lesões no Tornozelo**. 2013. Tese de Doutorado.

PANERO, J.; ZELNIK, M. **Dimensionamento humano para espaços interiores**: um livro de consulta e referência para projetos. Barcelona: Editorial Gustavo Gili, 2002.

PESTANA, Sara Luísa Ferreira Fernandes Ornelas. **Development of a medical device for ankle injuries diagnosis**.

PINTO, Ana Claudia Gaicoski *et al.* **Aplicação de fibra de carbono como material radiotransparente em instrumental cirúrgico**. 2015.

RADIOLOGIA, Colégio Brasileiro de. **Fraturas do Tornozelo no Adulto: Diagnóstico e Tratamento**. 2007

RODRIGUES, Fábio Lucas; WAISBERG, Gilberto. **Entorse de tornozelo**. Revista da Associação Médica Brasileira, v. 55, n. 5, p. 510-511, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1590/S0104-42302009000500008>

RUDNIK, Ewa. **Compostable polymer materials**. 2 ed. Elsevier, 2019. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=xh0tBAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=Compostable+Polymer+Materials.&ots=WGsNjFIDBv&sig=0GupgQgjGxgC1QzEaw4toFhmlIM#v=onepage&q&f=false>. Acesso em: 20 jan. 2020.

SCHUEBA, G. **Manual Telos Stress Device**. Alemanha. METAX GmbH. 2009.

SOARES, Júlio César de A.C.R. **Princípios básicos de física em radiodiagnóstico**. 2. ed. rev. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.

VALOMIM SOARES, Juliane. **Desenvolvimento de um guia prático para uso do equipamento Telos Stress Device nos exames de raios X de tornozelo e joelho com estresse**. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso. Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

VOLP, M. **Device for the support of the lower extremities of a patient during radiological diagnosis and/or treatment**. Depositante: IT V MEDIZINTECHNIK GmbH IT-V Medizintechnik GmbH. EP 2801319 A1. Depósito: 06 mai. 2013.

VOLPATO, Neri *et al.* **Manufatura Aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. São Paulo: Blucher, 2017.

YU JIA *et al.* **Auxiliary pressing equipment for ankle joint scanning**. Depositante: Universidade de Suzhou. CN 105902281 A. Depósito: 12 abr. 2016.