

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

FLAVIA APARECIDA SANTOS BARBOSA

PROJETO E ANÁLISE: ÓRTESE DE ACIONAMENTO  
PNEUMÁTICO PARA RECUPERAÇÃO DE  
MOVIMENTOS MANUAIS

SÃO CARLOS -SP  
2021

FLAVIA APARECIDA SANTOS BARBOSA

PROJETO E ANÁLISE: ÓRTESE DE ACIONAMENTO PNEUMÁTICO PARA  
RECUPERAÇÃO DE MOVIMENTOS MANUAIS

Trabalho de conclusão de curso  
apresentada ao Departamento de  
Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de São Carlos,  
para obtenção do título de bacharel  
em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Mariano Eduardo  
Moreno

São Carlos-SP  
2021



FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

COORDENAÇÃO DO CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA - CCEMec/CCET

Rod. Washington Luís km 235 - SP-310, s/n - Bairro Monjolinho, São Carlos/SP, CEP 13565-905

Telefone: (16) 33519703 - <http://www.ufscar.br>

DP-TCC-FA nº 15/2021/CCEMec/CCET

**Graduação: Defesa Pública de Trabalho de Conclusão de Curso**

**Folha Aprovação (GDP-TCC-FA)**

**FOLHA DE APROVAÇÃO**

**FLÁVIA APARECIDA SANTOS BARBOSA**

**PROJETO E ANÁLISE: ÓRTESE DE ACIONAMENTO PNEUMÁTICO PARA RECUPERAÇÃO DE MOVIMENTOS MANUAIS**

**Trabalho de Conclusão de Curso**

**Universidade Federal de São Carlos – Campus São Carlos**

São Carlos, 24 de junho de 2021

**ASSINATURAS E CIÊNCIAS**

Cargo/Função	Nome Completo
Orientador	Mariano Eduardo Moreno
Membro da Banca 1	Alexandre Tácito Malavolta
Membro da Banca 2	Gisele Paiva



Documento assinado eletronicamente por **Mariano Eduardo Moreno, Docente**, em 24/06/2021, às 15:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Tácito Malavolta, Docente**, em 24/06/2021, às 15:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Gisele Paiva, Docente**, em 24/06/2021, às 19:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site <https://sei.ufscar.br/autenticacao>, informando o código verificador **0419162** e o código CRC **4E0191FE**.

## **AGRADECIMENTO**

Aos meus pais, pelo apoio e incentivo de sempre ir em busca dos meus sonhos. Um agradecimento especial à minha mãe por sempre ter me incentivado e apoiado em todas as fases da minha vida, sendo o maior exemplo de mulher que um dia eu terei na minha vida.

Ao meu professor e orientador Prof. Dr. Mariano Eduardo Moreno, por me incentivar a estudar um tema que fosse do meu interesse e me auxiliar durante toda a execução deste trabalho.

À Profa. Gisele Paiva por ter iniciado este projeto e ter me auxiliado durante as pesquisas que englobavam áreas fora do escopo da Engenharia Mecânica.

À Katylin por toda ajuda durante a execução do projeto e ter sido uma grande parceira durante o estudo e desenvolvimento deste trabalho.

À Viviane Midori por ter sido uma grande amiga que me acompanhou durante a graduação e sempre me incentivou em seguir em frente.

Aos meus colegas, à instituição, professores e funcionários, que me auxiliaram durante toda minha trajetória ao longo do curso.

## RESUMO

Atualmente no Brasil diversos casos de pacientes que sofreram AVC (Acidente Vascular Cerebral) são relatados diariamente. Uma das consequências do AVC é a perda dos movimentos em um dos lados do corpo. Para que o paciente possa recuperar os movimentos perdidos é necessário reabilitação com acompanhamento de uma equipe multidisciplinar constante. Existem hoje equipamentos fisioterápicos que visam à recuperação dos movimentos manuais, entretanto eles têm como proposta, em sua maioria, a movimentação de uma mão cujo estado original é com os dedos abertos. Dado que em alguns casos o paciente passará a ter como posição original a mão fechada, na qual os músculos se encontram contraídos, este trabalho visa o estudo, análise e proposta de um protótipo de dispositivo que atenda esta situação partindo do princípio de que o modelo apresentado terá seu acionamento feito de forma pneumática. Devido à ausência de equipamentos similares na bibliografia elaborou-se uma geometria base que atendesse a problemática proposta. Com base na geometria e princípio de trabalho propostos, notou-se a necessidade de utilização de material hiperelástico para a fabricação do modelo, para isso utilizou-se de materiais encontrados na bibliografia e que já houvessem sido utilizados em trabalhos anteriores na UFSCar. Após a definição da geometria e do material a ser utilizado, foram realizadas simulações em elementos finitos para se obter os deslocamentos que o dispositivo será capaz de realizar. Por fim, tendo definidos os valores de deslocamentos máximos observou-se a necessidade da criação de mais de um modelo de dispositivo para atender os diferentes estágios de abertura da mão até a abertura completa dos dedos.

**Palavras-chave:** Elementos finitos. Dispositivo. Material hiperelástico.

## **ABSTRACT**

Currently in Brazil, several cases of patients who have suffered a stroke (cerebrovascular accident) are reported daily. One of the consequences of a stroke is the loss of movement on one side of the body. So that the patient can recover the lost movements, rehabilitation is necessary with constant monitoring of a multidisciplinary team. There is currently physical therapy equipment that aim to recover manual movements; however, they go from the principle that the hand original state is open. Given that in some cases the patient will have the closed hand as the original position, in which the muscles are contracted, and that the proposals already developed do not adequately address this situation, this work aims to study, analyze, and propose a prototype of device that meets this situation where the model presented will be actuated pneumatically. Due to the absence of similar equipment in the bibliography, a base geometry was elaborated to meet the proposed problem. Based on the proposed geometry and working principle, it was noted the need to use a hyperelastic material for the manufacture of the model. Due to that fact, materials found in the bibliography and that had already been used in previous works at UFSCar were used. After defining the geometry and material to be used, finite element simulations were performed to obtain the displacements that the device will be able to perform. Finally, having defined the maximum displacement values, it was observed the need to create more than one device model to meet the different stages of opening the hand until the opening of the fingers is complete.

**Keywords:** Finite elements. Device. Hyperelastic material

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Terapia do espelho. ....	14
Figura 2 - Órtese com acionamento feito por servo-motores. ....	15
Figura 3 - Curva de material hiperelástico em relação a um material linear.....	16
Figura 4 – Estrutura óssea da mão humana. ....	19
Figura 5 – Taxionomia da preensão.....	21
Figura 6 - Preensão Palmar .....	22
Figura 7 - Curva tensão-deformação nas direções (a) X e (b) Y.....	25
Figura 8 – Modelo de órtese apresentado por Polygerinos et al., (2015).....	29
Figura 9 - Definição de incógnitas para as variantes referentes a mão.....	31
Figura 10 - Condição inicial de trabalho do dispositivo. ....	32
Figura 11 - Modelo 3D conforme dimensional apresentado no Apêndice A.....	33
Figura 12 - Modelo 3D com comprimento fracionado.....	34
Figura 13 – Regiões de carregamento. ....	35
Figura 14 - Qualidade dos elementos de malha gerados.....	36
Figura 15 - Simetria entre os lados direito e esquerdo do dispositivo. ....	37
Figura 16 - Carregamentos aplicados ao modelo de deformação plana. ....	38
Figura 17 - Malha gerada para o modelo de deformação plana.....	38
Figura 18 - Coeficientes obtidos para o modelo polinomial. ....	39
Figura 19 - Coeficientes encontrados para o modelo Ogden. ....	40
Figura 20 - Curva tensão deformação gerada com base nos coeficientes do modelo polinomial. ....	41
Figura 21 - Curva tensão deformação gerada com base nos coeficientes do modelo Ogden. ....	41
Figura 22 - Seções transversais propostas para o desenvolvimento. (1) Gota; (2) Circular descentralizado; (3) Circular concêntrico. ....	42
Figura 23 - Faixa de identificação do dispositivo.....	43
Figura 24 - Deformações máximas após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm <sup>2</sup> ). ....	44
Figura 25 - Deslocamentos ao longo do eixo Y após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm <sup>2</sup> ). ....	44
Figura 26 - Deslocamentos ao longo do eixo X após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm <sup>2</sup> ). ....	44
Figura 27 - Tensão máxima em MPa após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm <sup>2</sup> ). ....	45

Figura 28 - Deformação máxima após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	45
Figura 29 - Deslocamentos totais em mm após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	46
Figura 30 - Deslocamentos em mm no eixo X após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	46
Figura 31 - Deslocamentos em mm no eixo Y após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	47
Figura 32 - Ângulos obtidos após utilização do dispositivo. ....	48
Figura 33 - Variação de comprimento interno ao longo da abertura da mão. ....	49
Figura 34 – Condição inicial de trabalho para o segundo estágio de tratamento. ....	50
Figura 35 - Tensão máxima em MPa após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm <sup>2</sup> ). ....	51
Figura 36 - Deformação máxima após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	51
Figura 37 - Deslocamentos totais em mm após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	52
Figura 38 – Deslocamentos em mm no eixo X após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	52
Figura 39 - Deslocamentos em mm no eixo Y após aplicação de 0,5 MPa (5,10kgf/cm <sup>2</sup> ). .....	53
Figura 40 - Ângulos gerados após o segundo estágio de tratamento. ....	54
Figura 41 - Condição inicial de trabalho para o terceiro estágio de tratamento. ....	55



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Força de apreensão palmar ao longo da idade. ....	22
Tabela 2 – Ângulos articulares de uma mão saudável. ....	22
Tabela 3 - Posicionamento para a medição da articulação carpometacarpal do polegar. ....	23
Tabela 4 – Posicionamento para a medição das articulações metacarpofalângicas. ....	23
Tabela 5 – Posicionamento para a medição das articulações interfalângicas proximais e distais dos dedos e do polegar. ....	23
Tabela 6 - Pontos obtidos através do ensaio biaxial realizado por Ribeiro et al. (2019). ....	28
Tabela 7 - Ângulos gerados após aplicação do dispositivo. ....	49
Tabela 8 - Ângulos gerados após aplicação do dispositivo de segundo estágio. ....	54

## **LISTA DE SIGLAS**

AMD – Articulação Medial-Distal  
APDL – Ansys Parametric Design Language  
APM – Articulação Proximal-Medial  
AVC – Acidente Vascular Cerebral  
AVE – Acidente Vascular Encefálico  
EF – Elementos Finitos  
FaP – Força de Preensão  
MCF – Articulação metacarpofalângea  
MEF – Método dos Elementos Finitos  
OMS – Organização Mundial da Saúde  
PDMS – Polidimetilsiloxano  
TO – Terapia Ocupacional  
UFSCar – Universidade Federal de São Carlos

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\sigma$  - Tensão

$\varepsilon$  – Deformação

$\alpha$  – Ângulo entre o metacarpo e a falange proximal

$\beta$  – Ângulo entre as falanges proximal e medial

$\gamma$  – Ângulo entre as falanges medial e distal

P – Falange proximal

M – Falange medial

D – Falange distal

r – Raio externo do dispositivo

h – Comprimento do dispositivo

$P_M$  – Pressão realizada pela mão do paciente

$\Psi$  – Função de energia livre específica

**F** – Gradiente de deformação

$P_K$  – Primeiro tensor de tensão de Piola-Kirchhoff

$\rho$  – Densidade de referência

$\sigma_C$  – Tensor de tensão de Cauchy

J – Determinante de **F**

**B** – Tensor deformação de Cauchy Green à esquerda

$I_i$  – Invariantes de deformação

$C_i$  – Constantes materiais

$\lambda_1$  – Alongamentos principais

$\mu_p$  – Constante material

$\alpha_p$  – Constante material

# SUMÁRIO

AGRADECIMENTO .....	4
RESUMO .....	5
ABSTRACT .....	6
LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	7
LISTA DE TABELAS .....	9
LISTA DE SIGLAS .....	10
LISTA DE SÍMBOLOS .....	11
1 INTRODUÇÃO.....	14
1.1 OBJETIVO GERAL.....	16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	17
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	18
2.1 A MÃO HUMANA .....	18
2.1.1 Esqueleto .....	18
2.1.2 Musculatura .....	19
2.1.3 Movimentação .....	20
2.1.4 Parâmetros de uma Pessoa Saudável .....	21
2.2 MATERIAIS HIPERELÁSTICOS - PDMS .....	24
2.2.1 Formulações Matemática para Modelos Hiperelásticos.....	25
2.2.1.1 Mooney-Rivlin: .....	26
2.2.1.2 Neo-Hookean: .....	26
2.2.1.3 Ogden: .....	26
2.2.1.4 Polinomial: .....	27
3 METODOLOGIA.....	28
3.1 OBTENÇÃO DOS COEFICIENTES DE MATERIAL .....	28
3.2 DEFINIÇÃO DE GEOMETRIA.....	29
3.3 SIMULAÇÃO DE COMPORTAMENTO DO DISPOSITIVO .....	30

3.3.1	Condição Inicial da Mão.....	30
3.3.2	Aplicação de Hipóteses Simplificadoras .....	32
3.3.3	Criação do Modelo de Elementos Finitos.....	33
3.3.3.1	Definição do Modelo 3D.....	33
3.3.3.1.1	Aplicação dos Carregamentos .....	34
3.3.3.1.2	Criação da Malha .....	35
3.3.3.2	Definição do Modelo de Deformação Plana .....	36
3.3.3.2.1	Aplicação dos Carregamentos .....	37
3.3.3.2.2	Criação da Malha .....	38
4	RESULTADOS .....	39
4.1	OBTENÇÃO DOS COEFICIENTES DE MATERIAL .....	39
4.2	DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA .....	41
4.2.1	Geometria 1 – Gota.....	42
4.2.2	Geometria 2 – Circular Descentralizado .....	42
4.2.3	Geometria 3 – Circular Concêntrico.....	42
4.3	SIMULAÇÃO DE COMPORTAMENTO DO DISPOSITIVO .....	43
4.3.1	Tensões, Deformações e Deslocamentos.....	43
4.3.2	Ângulos Obtidos com a Utilização do Dispositivo .....	48
4.3.3	Segundo Estágio de Tratamento .....	49
5	CONCLUSÃO.....	56
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	58
	APÊNDICE A – DESENHO TÉCNICO DA GEOMETRIA INICIAL SIMULADA .....	60
	APÊNDICE B – PROGRAMAÇÃO DO ANSYS NO ESTÁGIO 1 .....	61
	APÊNDICE C – PROGRAMAÇÃO DO ANSYS NO ESTÁGIO 2.....	65

## 1 INTRODUÇÃO

Equivalente ao termo *stroke*, o AVC, acidente vascular cerebral (ou ainda AVE, acidente vascular encefálico) trata-se da paralisia de determinada área cerebral que ficou sem circulação sanguínea. Dados de 2016 apresentados pela Organização Mundial da Saúde (OMS) apontam o AVC como a segunda maior causa de morte no mundo (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2018).

Dentre as consequências provindas de um AVC encontra-se a fraqueza muscular, sendo ela a consequência que mais contribui para a incapacidade da pessoa após um AVC. Com o objetivo de minimizar as consequências do AVC é recomendado que o início do tratamento para reabilitação seja precoce. Uma das formas de recuperação da fraqueza muscular é a realização de exercícios de fortalecimento muscular de forma progressiva (BRASIL, 2013).

Devido à complexa estrutura e seus diversos graus de liberdade, a mão se torna uma das partes do corpo onde a recuperação dos movimentos é mais lenta e complicada. A fim de auxiliar os exercícios e acelerar o processo de recuperação, foram desenvolvidos dispositivos de reabilitação, como órteses automatizadas.

Alguns estudos como os publicados por KARMARKAR; LIEBERMAN (2006) e THIEME et al. (2018) apontam que a utilização da terapia do espelho, que se trata de uma ramificação da teoria do neurônio espelho, pode acelerar o processo de recuperação dos movimentos manuais de um paciente que tenha sofrido AVC. Esta terapia, ilustrada na Figura 1, consiste na colocação de um espelho entre a mão que se encontra paralisada e a mão saudável do paciente. Ao movimentar a mão saudável olhando para o espelho o cérebro é induzido a pensar que a mão que realiza o movimento é a mão que se encontra imóvel. Desta forma o cérebro aprende novos caminhos para a movimentação da área afetada.

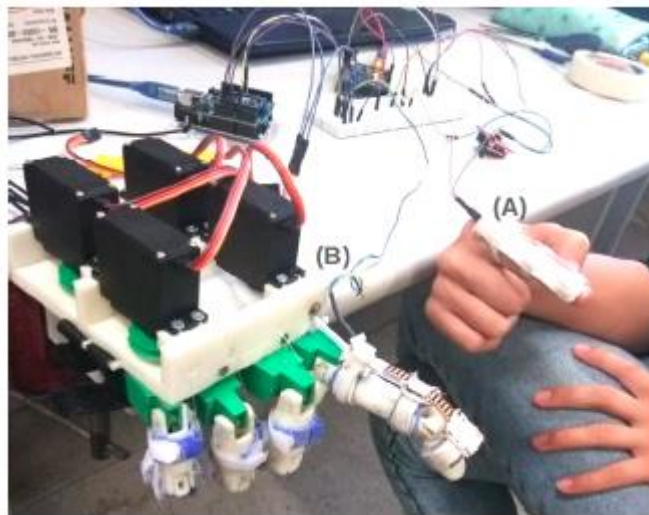
Figura 1 - Terapia do espelho.



Segundo a teoria proposta pela professora Gisele Paiva do departamento de Terapia Ocupacional (TO) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), a associação da teoria do sistema de neurônio espelho à utilização das órteses automatizadas pode acelerar o processo de recuperação do paciente. Sendo o presente trabalho feito como uma forma de contribuição à pesquisa.

Algumas das propostas já construídas são as apresentadas por Polygerinos et al. (2015), Tarvainen e Yu (2017) e a proposta apresentada por Wang; Fei e Pang (2019), estas são órteses que possuem em seu princípio de funcionamento o fechamento de uma mão que se encontra em seu estado inicial aberta através da injeção de ar comprimido na órtese. Entretanto esta proposta de funcionamento não atende todos os casos de pacientes que sofreram AVC, pois em alguns casos o paciente passa a ter sua mão no estado inicial fechada, ou seja, o processo inverso das propostas elaboradas. Uma proposta que possui um princípio de funcionamento que atende aos casos onde a mão do paciente se encontra fechada foi desenvolvido por Meira et al. (2019), sendo este protótipo diferenciado dos demais citado acima por seu acionamento ser feito por servo-motores, conforme mostrado na Figura 2.

Figura 2 - Órtese com acionamento feito por servo-motores.

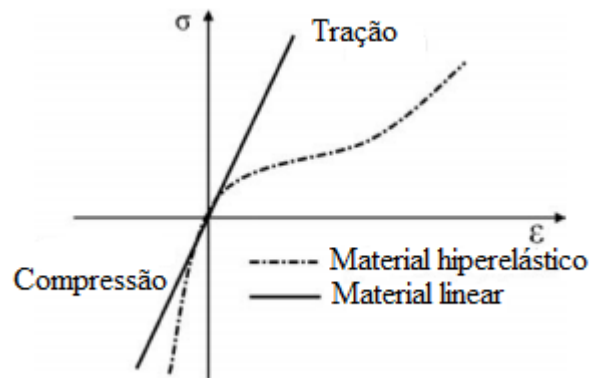


Fonte: MEIRA et al. (2019).

Mesmo a proposta desenvolvida por Meira et al. (2019) atendendo a situação onde o paciente se encontra inicialmente com a mão fechada, dispositivos com acionamento pneumático possuem a vantagem de serem mais leves, consequentemente mais confortáveis para o paciente. Entretanto dispositivos com acionamento pneumático que possuam como objetivo abrir uma mão em seu estado inicial fechada não foram encontradas nas bibliografias.

Para a proposta de dispositivos acionados por via pneumática, espera-se uma grande deformação do material, assim ele não pode ser descrito por modelos lineares e muitas vezes assumem comportamento conhecido como hiperelástico. Tal comportamento é representado na Figura 3, na qual se mostra a curva tensão ( $\sigma$ ) x deformação ( $\epsilon$ ).

Figura 3 - Curva de material hiperelástico em relação a um material linear.



Fonte: Adaptado de BARANOWSKI et al. (2013).

Este tipo de comportamento é modelado de maneira mais eficiente através do MEF (Método dos Elementos Finitos) devido à complexidade da geometria e da resposta esperada. A inclusão de uma não linearidade de material, que pode ser notada através da Figura 3, além da expectativa de grandes deformações e deslocamentos, que leva a uma não linearidade chamada de geométrica, torna as análises de EF (Elementos Finitos) complexas e com grande custo computacional.

A proposta é trabalhar neste problema, propondo uma geometria de dispositivo e realizando as análises de desempenho através do MEF.

### 1.1 OBJETIVO GERAL

Este projeto tem por objetivo principal o desenvolvimento do projeto de um dispositivo com acionamento pneumático que visa a abertura da mão de um paciente que sofreu AVC e se encontra com a mão, em seu estado original, fechada.



## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar a força que o protótipo deverá ser capaz de exercer sobre a mão de forma que a mesma possa ser aberta;
- Definir a melhor geometria para a construção do dispositivo de forma que os deslocamentos desejados possam ser atingidos e o modelo atenda requisitos como: conforto para o usuário, durabilidade, facilidade de manuseio e viabilidade de fabricação;
- Encontrar os deslocamentos esperados para o dispositivo através de simulações em elementos finitos, com base no comportamento mecânico do material e pressão aplicada;
- Selecionar o melhor material para a construção do protótipo com base nas propriedades e comportamentos dos materiais candidatos encontrados na bibliografia.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

---

### 2.1 A MÃO HUMANA

Tendo em vista que o presente trabalho visa o desenvolvimento de um dispositivo para reabilitação dos movimentos manuais, nas seções a seguir será apresentada uma revisão bibliográfica referente a estrutura que compõe uma mão humana. A estrutura será avaliada em três âmbitos: esqueleto, musculatura e movimentação.

#### 2.1.1 Esqueleto

A mão humana possui uma estrutura óssea complexa em um sistema interligado de segmentos de ossos, dispostos em uma série de arcos transversais e longitudinais, podendo ser dividida em três regiões distintas: carpo, metacarpo e falanges. (JÚNIOR, 2020)

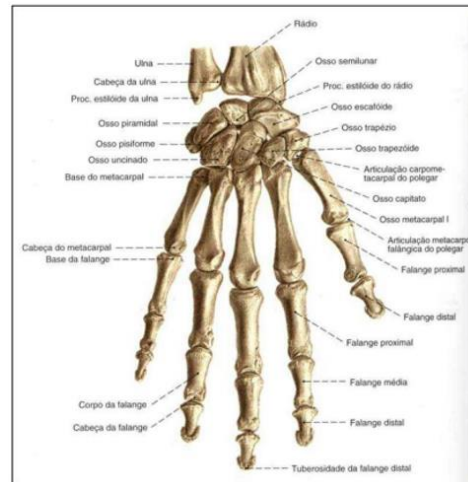
O carpo, também vulgarmente conhecido como pulso, é constituído por oito ossos dispostos em duas linhas transversas, com quatro ossos cada, sendo eles: escafoíde, semilunar, piramidal, pisiforme, trapézio, trapezóide, capitato e uncinado. (GASPAR, 2010)

O metacarpo contém cinco ossos. Cada osso do metacarpo tem uma base, um corpo e uma cabeça. (JÚNIOR, 2020)

As falanges são no total catorze em cada mão, elas constituem cada um dos ossos dos dedos. Um único osso dos dedos denomina-se falange. As falanges das mãos encontram-se dispostas em três linhas, chamadas de linha proximal, linha média e linha distal, exceto pelo polegar que não possui linha média. Os dedos são numerados sequencialmente de I até V, começando a numerar-se pelo polegar. (GASPAR, 2010)

Na Figura 4 mostra-se a imagem do esqueleto de uma mão humana representando a posição de cada um dos ossos que a compõe.

Figura 4 – Estrutura óssea da mão humana.



Fonte: GASPAR (2010).

### 2.1.2 Musculatura

O presente trabalho tem por objetivo auxiliar um paciente a reestabelecer seus movimentos manuais, sendo a musculatura responsável por esta movimentação, nesta seção serão apresentados os músculos que atuarão sobre o sistema.

A musculatura para a movimentação dos dedos é dividida em dois grupos, os músculos extrínsecos e os músculos intrínsecos.

Os músculos extrínsecos originam-se em sua maioria no antebraço, são maiores e proporcionam força. Dentro dos músculos extrínsecos existem duas subdivisões, os flexores e os extensores. Os músculos flexores têm como origem a extremidade distal e medial do úmero, já os músculos extensores têm origem na extremidade distal e lateral do úmero. (GASPAR, 2010)

Os músculos intrínsecos originam-se em sua maioria na mão, são pequenos e propiciam coordenação aos dedos. Dentro dos músculos intrínsecos existem três grupos, o grupo tenar (age no polegar), grupo hipotenar (age no V dedo) e o grupo intermediário (age em todas as falanges, exceto no polegar). Estes músculos permitem a flexão/extensão e a abdução/adução de cada falange, permitindo a movimentação dos dedos. (GASPAR, 2010)

### 2.1.3 Movimentação

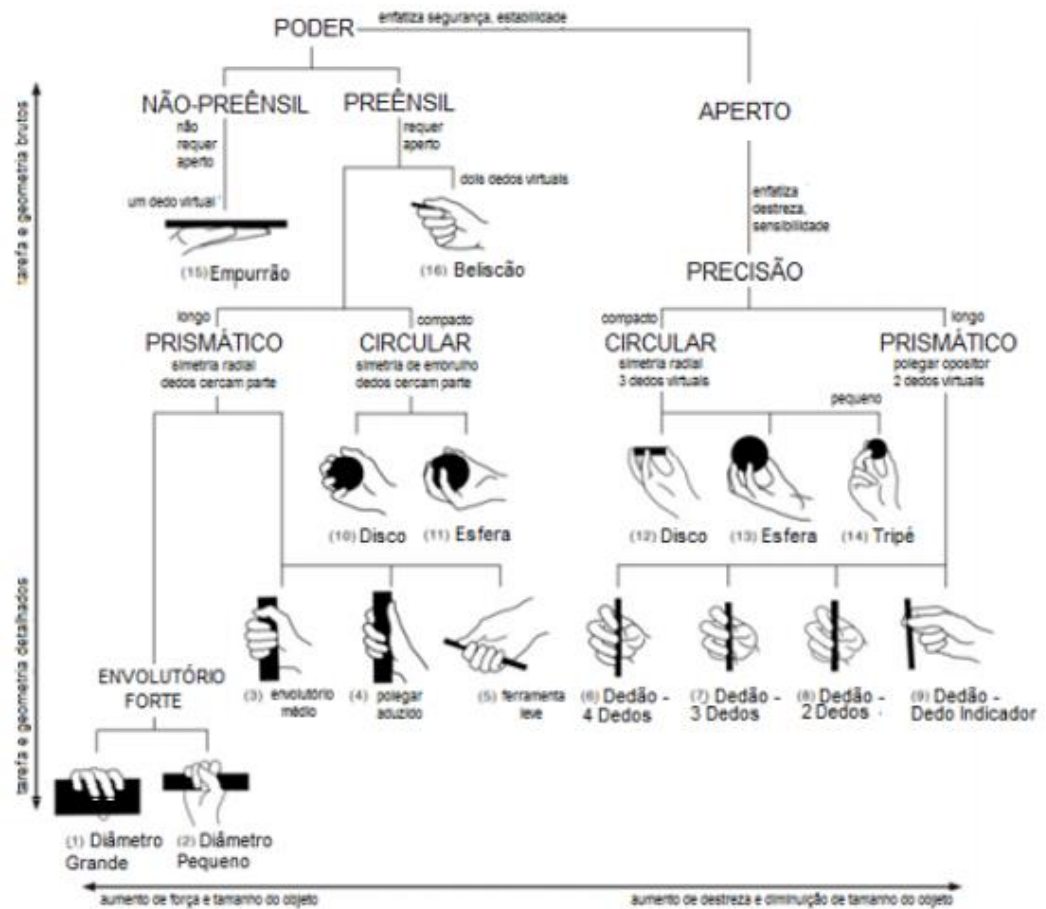
Tendo sido descrito na seção anterior os músculos responsáveis pela movimentação da mão, nesta seção serão apresentados os tipos de movimento que uma mão humana é capaz de fazer.

Segundo Estivalet (2004) a movimentação da mão pode ser dividida em duas classificações: preênsil e não-preênsil. A movimentação não preênsil envolve ações como a de empurrar um objeto, apontar e dedilhar algum tipo de instrumento de corda, como um violão. Já os movimentos preênsais são aqueles que envolvem a apreensão de um objeto com a operação de apertá-lo ou pinçá-lo.

Os movimentos de preensão podem ser classificados como movimentos de precisão ou movimentos de força. Os movimentos de precisão envolvem a ponta dos dedos e estão envolvidos em tarefas que exigem precisão e cautela, como o manuseio de uma agulha. Já os movimentos de força são executados pela superfície dos dedos e a palma da mão, essa movimentação é utilizada quando irá se realizar maior esforço e é necessário além de força, estabilidade. Um exemplo deste tipo de movimentação é a abertura de um pote de vidro. (GRIMMELPREZ, 2015)

A taxonomia de preensão pode ser mais bem esquematizada em forma de imagens, como ilustrado na Figura 5, da mesma forma apresentada no trabalho de Grimmelprez (2015).

Figura 5 – Taxionomia da preensão.

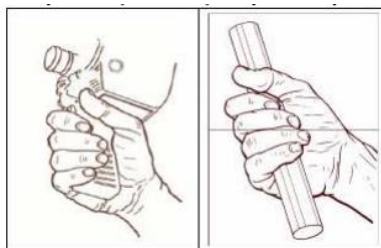


Fonte: GRIMMELPREZ (2015).

#### 2.1.4 Parâmetros de uma Pessoa Saudável

A força de preensão (FaP) é uma medida amplamente utilizada na medicina para avaliar a integridade funcional dos membros superiores e representa a força que o dispositivo deverá ser capaz de superar para realizar a abertura da mão. A medição da FaP auxilia médicos a avaliar a condição de pacientes, bem como sua evolução, além de auxiliar na forma de tratamento a ser seguida. A preensão palmar é a exercida para segurar objetos relativamente volumosos, segundo Kapandji (2004), portanto, mais adequada ao proposto neste trabalho como pode ser observado na Figura 6.

Figura 6 - Preensão Palmar



Fonte: Kapandji (2004)

A medição da FaP é comumente realizada através o uso de dinamômetros. No estudo realizado por Moura (2008), utilizou-se o dinamômetro Jamar® para a medição da FaP em diversas pessoas saudáveis, classificando-as de acordo com a faixa etária, tendo como resultado a Tabela 1 apresentada a seguir.

Tabela 1 – Força de preensão palmar ao longo da idade.

GRUPOS (N=600)	MÉDIA DE IDADE	PREENSÃO PALMAR [kgf]	
		Mão Direita	Mão Esquerda
Pré-Escolar	4,50±0,50	6,93±1,95	6,75±2,01
Escolar	8,74±2,00	14,18±6,05	13,38±5,64
Adolescente	15,46±1,69	34,37±11,61	32,31±11,68
Adulto	31,35±7,36	40,36±11,21	37,93±11,05
Meia-Idade	34,40±3,94	33,38±11,77	31,63±11,32
Idoso	75,36±6,72	28,11±10,07	25,73±9,19

Fonte: Adaptado de Moura (2008).

Além da medição da FaP, outra forma de se avaliar a capacidade de movimentação dos dedos de uma pessoa é através da utilização de um goniômetro. Este equipamento realiza a medição da angulação feita entre as falanges dos dedos. Segundo Marques (2008) uma pessoa saudável apresenta os valores de angulação apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Ângulos articulares de uma mão saudável.

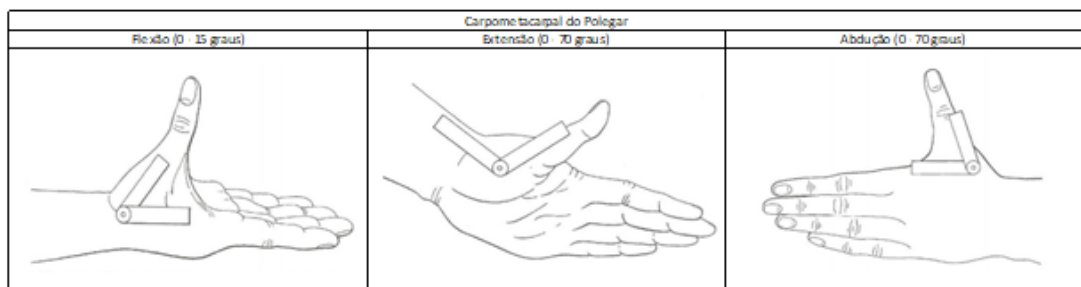
<b>Carpometacarpal do polegar</b>	Flexão	0° - 15°
	Abdução	0° - 70°
	Extensão	0° - 70°
<b>Metacarpofalângicas</b>	Flexão	0° - 90°
	Extensão	0° - 30°
	Abdução	0° - 20°
	Adução	0° - 20°
<b>Interfalângicas</b>	Flexão	0° - 110°
	Extensão	0° - 10°

Fonte: Adaptado de Marques (2008).

Os valores de angulação para cada uma das falanges são essenciais para este trabalho a fim de acompanhar a evolução do paciente, comparando os ângulos que existem no início do tratamento, com os ângulos que o paciente passa a ser capaz de realizar durante a reabilitação.

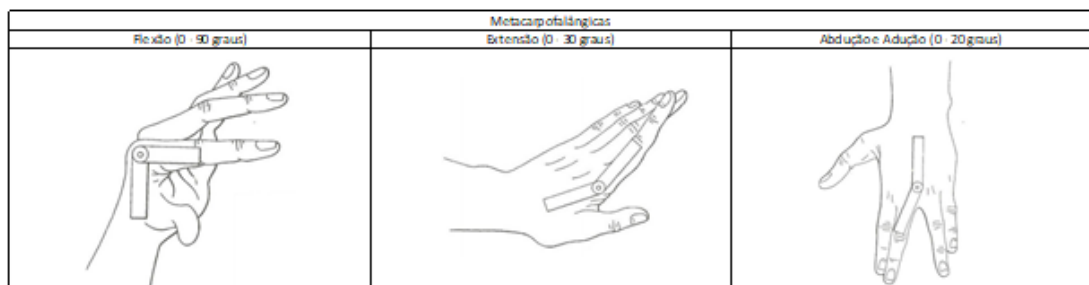
Para se obter os valores de angulação apresentados na Tabela 2 é necessário o correto posicionamento do goniômetro. Sendo apresentadas a seguir nas tabelas Tabela 3 a Tabela 5 indicando a região onde se encontram cada um destes ângulos, bem como sua forma de medição.

Tabela 3 - Posicionamento para a medição da articulação carpometacarpal do polegar.



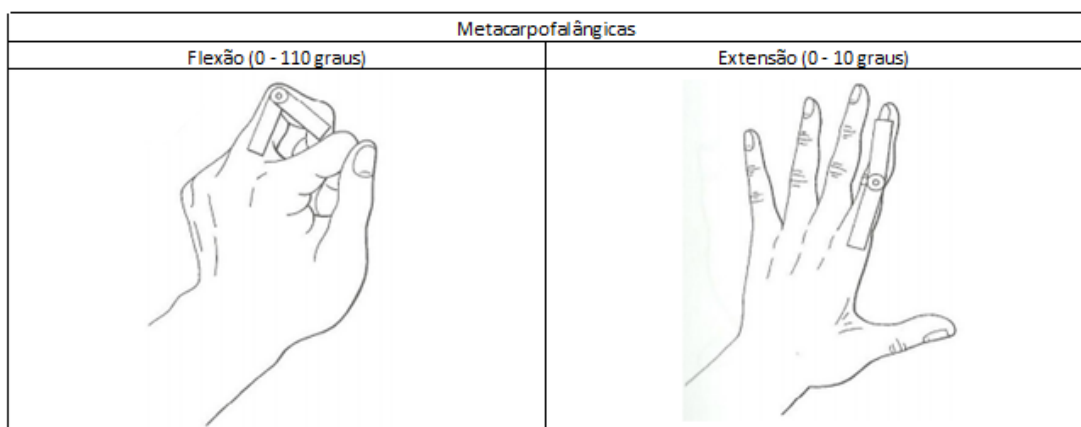
Fonte: Adaptado de Marques (2008).

Tabela 4 – Posicionamento para a medição das articulações metacarpofalângicas.



Fonte: Adaptado de Marques (2008).

Tabela 5 – Posicionamento para a medição das articulações interfalângicas proximais e distais dos dedos e do polegar.



Fonte: Adaptado de Marques (2008).

## 2.2 MATERIAIS HIPERELÁSTICOS - PDMS

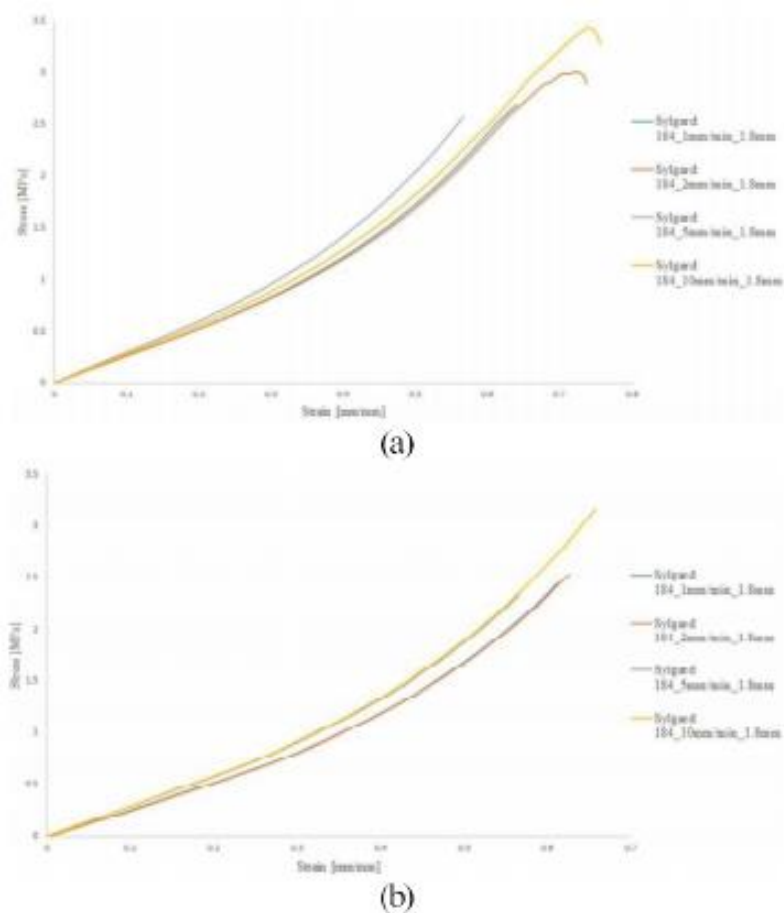
De acordo com os parâmetros de uma pessoa saudável, as estruturas anatômicas de uma mão, os graus de liberdade envolvidos e explanados anteriormente, chegou-se à decisão de que o material para a construção do dispositivo deverá apresentar comportamento hiperelástico, vista a deformação esperada. Esta classificação engloba os materiais que possuem comportamento similar ao representado na Figura 3, onde a deformação não se comporta de maneira linear com relação à tensão aplicada e apresentam uma faixa de deformação elástica relativamente grande quando um carregamento é aplicado.

Para analisar e prever o comportamento desta classe de materiais, é necessária a utilização de um modelo diferente do aplicado aos metais, uma vez que materiais metálicos tem uma região linear da curva tensão deformação maior quando comparada aos materiais hiperelásticos. Existem diversas formulações para o modelamento do comportamento de materiais hiperelásticos, dentre elas estão: Arruda-Boyce, Mooney-Rivlin, Neo-Hookeana, Ogden, Polinomial, dentre outras. (XAVIER, 2003)

Devido a disponibilidade de informações e ao fato de já ser um material que já foi trabalhado na UFSCar, tendo como exemplo o trabalho realizado por Ossamu et al. (2017), foi escolhido para o desenvolvimento do trabalho o PDMS (Polidimetilsiloxano), por ser um dos silicões mais versáteis e comumente utilizado, sendo este material já utilizado em órteses fabricadas anteriormente. No estudo apresentado por Ribeiro et al. (2019) são apresentadas curvas de tensão deformação obtidas através de testes de tração biaxiais. Tais valores, apresentados na Figura 7, foram utilizados no decorrer da elaboração do trabalho de conclusão de curso para a obtenção do modelo que melhor representasse a curva apresentada pelo autor, juntamente com seus coeficientes.



Figura 7 - Curva tensão-deformação nas direções (a) X e (b) Y.



Fonte: Ribeiro et al. (2019)

A formulação matemática para cada um dos modelos apresentados anteriormente se encontra apresentada nas subseções a seguir, sendo elas retiradas do trabalho publicado por Vieira, Leal e Silveira (2010).

### 2.2.1 Formulações Matemática para Modelos Hiperelásticos

A caracterização de um modelo hiperelástico se dá através de uma função de energia livre específica ( $\Psi$ ) na forma:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) \quad (1)$$

Onde o tensor  $\mathbf{F}$  é o gradiente de deformação. Através da Equação 1, é possível obter o primeiro tensor de tensão de Piola-Kirchhoff ( $\mathbf{P}_K$ ) através da Equação 2:

$$\mathbf{P}_K(\mathbf{F}) = \rho \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial (\mathbf{F})} \quad (2)$$

Onde  $\rho$  é a densidade de referência. A partir da relação  $\boldsymbol{\sigma}_C = \frac{\mathbf{P}_K}{J} \mathbf{F}^T$ , pode-se chegar ao tensor de tensão de Cauchy  $\boldsymbol{\sigma}_C$  com o auxílio da Equação 3.

$$\boldsymbol{\sigma}_C(\mathbf{F}) = \frac{\rho}{J} \frac{\partial \Psi(\mathbf{F})}{\partial (\mathbf{F})} \mathbf{F}^T \quad (3)$$

Sendo J o determinante de  $\mathbf{F}$ .

Partindo da premissa que o material estudado pode ser tratado como um material isotrópico, a energia livre ( $\Psi$ ) pode ser postulada em função dos invariantes de deformação  $I_i(\mathbf{B})$ , onde  $\mathbf{B}$  é o tensor de deformação de Cauchy Green à esquerda calculado por:  $\mathbf{B} = \mathbf{F}\mathbf{F}^T$ . Desta forma:

$$\Psi = \Psi(\mathbf{F}) = \bar{\Psi}(\mathbf{B}) = \bar{\Psi}(I_1, I_2, I_3) \quad (4)$$

Onde

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{B}) \quad I_2 = \frac{1}{2}\{I_1^2 - \text{tr}(\mathbf{B})\} \quad I_3 = \det(\mathbf{B}) \quad (5)$$

Assim, o tensor de Cauchy em função de B passa a ser dado por:

$$\boldsymbol{\sigma}_C(\mathbf{B}) = \frac{\rho}{J} \frac{\partial \Psi(\mathbf{B})}{\partial (\mathbf{B})} \mathbf{B} \quad (6)$$

Um fenômeno comumente observados em polímeros é o fato de sua variação volumétrica durante ensaios é altamente baixa. Com base neste fato, muitos modelos hiperelásticos partem do princípio de que o material estudado pode ser tratado como incompressível. Para os modelos onde a incompressibilidade do material é adotada o terceiro invariante de deformação  $I_3$  passa a ser constante ( $I_3 = \det(\mathbf{B}) = 1$ ), tornando a função de energia livre dependente apenas e  $I_1$  e  $I_2$ .

Nas subseções a seguir serão apresentados alguns modelos de energia livre específica  $\Psi$  para alguns dos principais modelos hiperelásticos existentes.

#### 2.2.1.1 Mooney-Rivlin:

Equivalente ao modelo polinomial de ordem 1, o modelo Mooney-Rivlin tem sua função de energia livre calculada através da Equação 7.

$$\bar{\Psi}(I_1, I_2) = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) \quad (7)$$

Onde  $C_1$  e  $C_2$  são constantes materiais a serem determinadas.

#### 2.2.1.2 Neo-Hookean:

Este modelo trata-se de um caso particular do Mooney-Rivlin, onde é atribuído à  $C_2$  o valor 0, ficando sua função de energia livre baseada apenas no primeiro invariante de deformação, conforme apresentado na Equação 8.

$$\bar{\Psi}(I_1, I_2) = C_1(I_1 - 3) \quad (8)$$

#### 2.2.1.3 Ogden:

Para deformações muito elevadas, os modelos de Neo-Hookean e Mooney-Rivlin não apresentam boa correlação. Para contornar este problema, foi proposta

por Ogden uma nova forma de cálculo da energia livre, sendo neste caso os cálculos baseados nos alongamentos principais  $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ .

$$\bar{\Psi}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{p=1}^N \frac{\mu_p}{\alpha_p} (\lambda_1^{\alpha_p} + \lambda_2^{\alpha_p} + \lambda_3^{\alpha_p}) \quad (9)$$

Onde N é o número total de termos da série e  $\mu_p$  e  $\alpha_p$  são constantes materiais.

#### 2.2.1.4 Polinomial:

O modelo Polinomial tenta ajustar a curva tensão x deformação a um polinômio de grau desejado. Sua energia livre é dada pela Equação 11.

$$\bar{\Psi}(I_1, I_2) = \sum_{p+q=1}^N C_{pq} (I_1 - 3)^p (I_2 - 3)^q \quad (11)$$

Neste trabalho foram testadas as formulações de Ogden (por ser uma situação que extrapola os limites dos modelos de Mooney-Rivlin e Neo-Hookean sendo mais adequado às grandes deformações esperadas) e o modelo Polinomial (pela versatilidade de uma função polinomial em se ajustar a curvas experimentais, conforme a proposta do trabalho).

### 3 METODOLOGIA

Este estudo enquadra-se no modelo de pesquisa denominado de pesquisa bibliográfica onde foram utilizadas contribuições feitas por diversos autores para o desenvolvimento do presente trabalho.

A metodologia utilizada consiste na aplicação das informações obtidas na bibliografias consultadas para a esfera proposta desta pesquisa, sendo esta a análise do comportamento de uma mão após a utilização do dispositivo. Sendo esta análise feita através de ensaios computacionais feitos com base no dimensional de uma mão humana adulta.

#### 3.1 OBTENÇÃO DOS COEFICIENTES DE MATERIAL

Inicialmente, para a obtenção do modelo que melhor se adaptasse às curvas apresentadas por Ribeiro et al. (2019) realizou-se uma análise visual das curvas apresentadas no estudo determinando-se que o espaçamento de tensões de 0,1 em 0,1 MPa seria adequado para representar o comportamento do material, seguido para a construção de uma tabela de pontos de tensão deformação, apresentado na Tabela 6. Os pontos obtidos foram posteriormente inseridos no Ansys para que o software determinasse os modelos que melhor fossem capazes de descrever a curva apresentada, juntamente com seus respectivos coeficientes.

Tabela 6 - Pontos obtidos através do ensaio biaxial realizado por Ribeiro et al. (2019).

Direção X		Direção Y	
Tensão [MPa]	Deformação [mm/mm]	Tensão [MPa]	Deformação [mm/mm]
0	0,00001	0	0,00001
0,1	0,25	0,1	0,25
0,2	0,5	0,2	0,5
0,3	0,85	0,3	1
0,4	1,25	0,4	1,25
0,5	1,8	0,5	1,75
0,6	2,4	0,6	2,5
0,7	3,1		

Fonte: Própria autora.

Havendo a situação onde mais de um modelo seja convergente para os pontos apresentados, foi escolhido o modelo que apresentar o comportamento mais semelhante ao apresentado nos gráficos obtidos por Ribeiro et al. (2019).

### 3.2 DEFINIÇÃO DE GEOMETRIA

A escolha da geometria a ser adotada para a construção do dispositivo levou em consideração fatores como: comportamento do material, processo de fabricação e facilidade de utilização.

Inicialmente pensou-se em utilizar um modelo de dispositivo inspirado na órtese criada por Polygerinos et al., (2015) apresentado na Figura 8.

Figura 8 – Modelo de órtese apresentado por Polygerinos et al., (2015).



Fonte: POLYGERINOS et al., (2015).

Entretanto, o modelo inspirado ao apresentado na Figura 8 foi descartado devido a sua complexidade de fabricação, uma vez que ele se utiliza de amarrações específicas para gerar os diversos padrões desejados de expansão e contração do material. Estas amarrações são feitas com linhas de resistência maior que o material base (PDMS), e possuem diversos padrões de enrolamento, por exemplo, espiral, trançado, que privilegiam o movimento de extensão, flexão, torção de acordo com o tipo de amarração feito com a linha. Além disso a linha é amarrada antes da cura do PDMS para que apresente uma eficiente adesão ao material base.

Outro fator que levou à desconsideração do modelo para a proposta de dispositivo apresentada neste trabalho foi o fato de a condição inicial proposta por Polygerinos et al., (2015) ser oposta à proposta inicial tratada no presente trabalho por se tratar de um dispositivo que visa o fechamento de uma mão cuja condição inicial é completamente aberta. A mudança completa da esfera de trabalho acarretou problemas funcionais, como a complexidade da inserção da luva na mão de um paciente que se encontra originalmente fechada e problemas de construção devido a necessidade de trabalho com pressões negativas que acarretariam o colapso do

material, exigindo o uso de estruturas adicionais de suporte, aumentando significativamente a complexidade de sua fabricação e projeto.

A proposta elaborada para facilitar a colocação do equipamento na mão do paciente foi o desenvolvimento de um tubo de 100 mm de comprimento com parede fina a ser inserido na palma da mão do paciente, estando em contato com todas as falanges de todos os dedos, exceto o polegar. Após a colocação será injetado ar comprimido dentro do tubo, provocando sua expansão e por consequência a movimentação dos dedos.

Para esta nova proposta de dispositivo foram selecionados três tipos de seção transversal, sendo estas propostas posteriormente avaliadas nos âmbitos descritos no primeiro parágrafo desta seção.

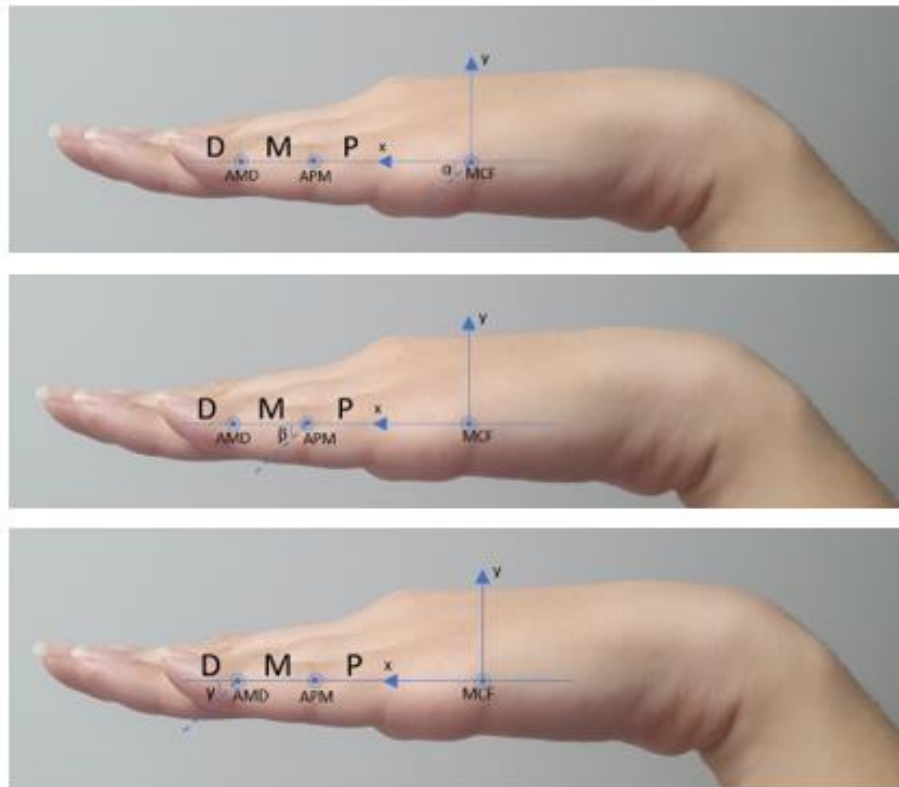
### 3.3 SIMULAÇÃO DE COMPORTAMENTO DO DISPOSITIVO

Após a execução das duas seções anteriores durante a realização do presente trabalho (determinação dos coeficientes do material e definição de geometria) iniciou-se o processo de simulação em elementos finitos do comportamento do dispositivo utilizando como dados de entrada os resultados obtidos nas duas seções anteriores. Para isso foram realizadas as etapas descritas nas seções a seguir.

#### **3.3.1 Condição Inicial da Mão**

Para este trabalho tomou-se como princípio a situação em que após um AVC o paciente tem como sequela o fechamento de sua mão completamente. Para efeito de cálculo, foram adotadas incógnitas em letras gregas para representar a angulação de cada articulação entre falanges. As incógnitas adotadas estão representadas na Figura 9 a seguir.

Figura 9 - Definição de incógnitas para as variantes referentes a mão.



Fonte: Própria autora.

MCF – Articulação metacarpofalângea

P – Falange proximal

APM – Articulação proximal-medial

M – Falange medial

AMD – Articulação medial-distal

D – Falange distal

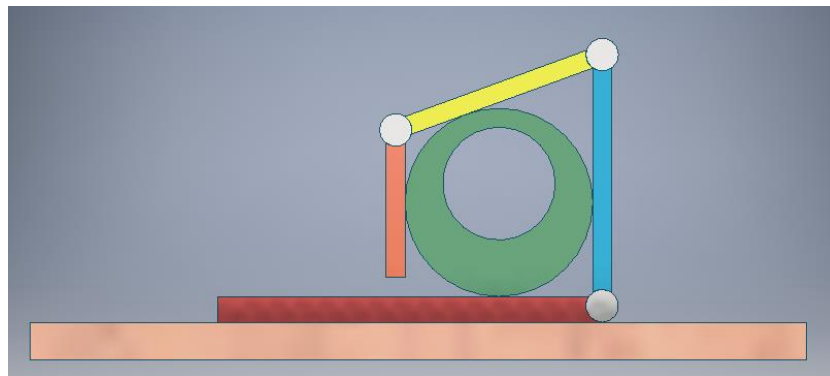
Adotando uma combinação entre os valores apresentados por Marques (2008) para os ângulos máximos encontrados entre cada falange, obteve-se a condição inicial onde  $\alpha = 90^\circ$  e  $\beta = 110^\circ$ , embora não tenha sido encontrada na bibliografia uma gama de valores que representem a articulação medial-distal, estima-se que os valores para esta articulação estejam na faixa de  $0^\circ$  a  $70^\circ$ , sendo adotado para a condição inicial de estudo o ângulo  $\gamma = 70^\circ$ .

Considerado os ângulos iniciais descritos no parágrafo acima associado ao posicionamento do dispositivo onde sua parede de menor espessura se encontra voltada em direção às falanges mediais e ao posicionamento da mão de forma que o metacarpo se encontre apoiado em uma superfície que possa ser considerada rígida

quando comparada aos demais elementos do sistema teremos então a condição inicial considerada para este trabalho. Esta condição se encontra representada na Figura 10 onde cada cor representa uma região do sistema estudado, estando cada região descrita a seguir.

- Marrom claro – Superfície rígida
- Vermelho – Metacarpo
- Azul – Falange proximal
- Amarelo – Flange medial
- Laranja – Falange distal
- Branco – Articulações
- Verde – Dispositivo

Figura 10 - Condição inicial de trabalho do dispositivo.



Fonte: Própria autora.

### 3.3.2 Aplicação de Hipóteses Simplificadoras

Com a finalidade de otimizar o tempo de cálculo a ser realizado durante as simulações computacionais foram adotadas como hipóteses simplificadoras:

- Deformação plana (utilizada para as simulações em 2D);
- Material homogêneo (utilizada para ambos os tipos de simulação);
- Pressão uniforme aplicada ao canal interno do dispositivo (utilizada para ambos os tipos de simulação);
- Pressão uniforme realizada pela mão do paciente (utilizada para ambos os tipos de simulação);
- Deslocamentos nulos nas extremidades do dispositivo (utilizada para as simulações em 3D);
- Pressões internas e externas se encontram iguais ao início das simulações (utilizada para ambos os tipos de simulação).



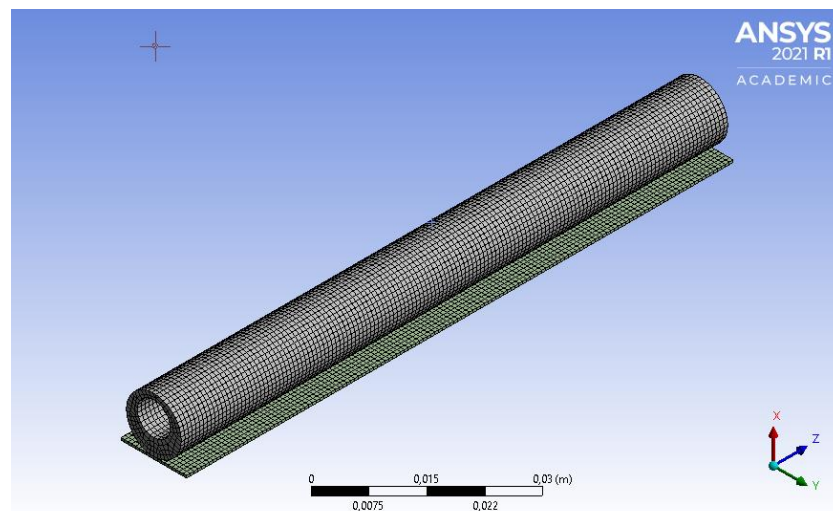
### 3.3.3 Criação do Modelo de Elementos Finitos

Nas subseções a seguir será apresentada a forma como as simulações em elementos finitos foram realizadas.

#### 3.3.3.1 Definição do Modelo 3D

Inicialmente aplicou-se um modelo 3D deformável com as dimensões apresentadas no desenho técnico que se encontra na seção Apêndice A, este modelo encontra-se apresentado na Figura 11.

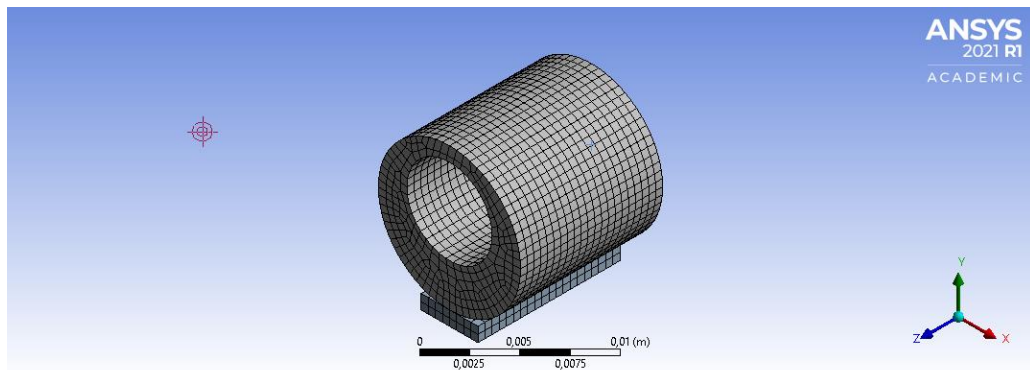
Figura 11 - Modelo 3D conforme dimensional apresentado no Apêndice A.



Fonte: Própria autora.

Entretanto, devido a limitação de nós que a licença estudantil apresenta (32 mil nós), a geometria proposta inicialmente não pode ser simulada por ultrapassar o valor máximo permitido. Para resolver esta questão, tendo em vista que a seção transversal do protótipo é constante, assim como os carregamentos envolvidos na análise, criou-se um modelo com uma fração do comprimento total do dispositivo, correspondente a 10 mm de comprimento. Com esta modificação a licença utilizada passou a comportar uma malha refinada o bastante para garantir a quantidade mínima de 2 elementos na região mais fina, o que confere à análise maior qualidade. Na Figura 12 encontra-se o modelo utilizado nas simulações com uma fração do comprimento total do dispositivo proposta.

Figura 12 - Modelo 3D com comprimento fracionado.



Fonte: Própria autora.

É possível observar na Figura 11 e Figura 12 a presença de uma base plana na parte inferior do dispositivo, onde se encontra sua região mais espessa. Esta base representa a superfície palmar, utilizada como referência para medições posteriores.

#### 3.3.3.1.1 Aplicação dos Carregamentos

Para a determinação da pressão realizada pela mão do paciente no dispositivo utilizou-se o valor máximo apresentado por Moura (2008) em seu estudo que foi de 40,36 kgf. Partindo da hipótese simplificadora de que a pressão aplicada no dispositivo pela mão do paciente será inteiramente uniforme e esta pressão deverá gerar a força encontrada no estudo realizado por Moura (2008). Sendo pressão por definição uma relação de força aplicada sobre uma determinada área, podemos representá-la pela Equação 12.

$$P_M \left[ \frac{\text{kgf}}{\text{cm}^2} \right] = \frac{F_{aP} [\text{kgf}]}{A [\text{cm}^2]} \quad (12)$$

Considerando a área a ser incluída na Equação 12 como sendo a área superficial externa do dispositivo proposta, podendo a superfície externa do dispositivo ser aproximada para um cilindro, e considerando que a pressão será somente aplicada no comprimento do dispositivo, temos que a área onde a força será aplicada pode ser definida pela Equação 13, onde  $r$  representa o raio externo do dispositivo e  $h$  seu comprimento.

$$A [\text{cm}^2] = 2\pi * r[\text{cm}] * h[\text{cm}] \quad (13)$$

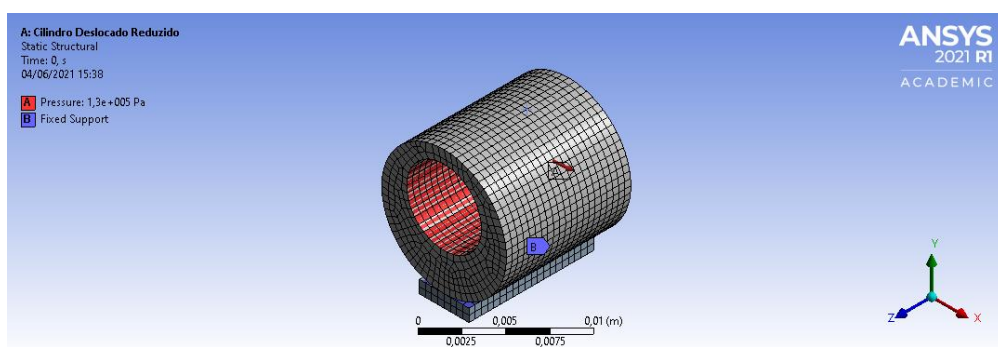
Fazendo a substituição da área da Equação 12 pela fórmula apresentada na Equação 13 temos o equacionamento apresentado a seguir na Equação 14, onde é possível calcular a pressão realizada pela mão do paciente em função do raio externo e comprimento adotados para o dispositivo.

$$P_M \left[ \frac{kgf}{cm^2} \right] = \frac{40,36[kgf]}{2\pi * r[cm] * h[cm]} \quad (14)$$

Para os cálculos realizados foi considerada a situação inicial onde a pressão resultante entre o carregamento exercido pela mão do paciente e a pressão exercida pelo ar injetado no canal do dispositivo são equivalentes. Sabendo-se que para que haja a movimentação esperada se faz necessário que a pressão exercida pelo ar injetado seja maior que a pressão exercida pela mão do paciente, tendo em vista a condição inicial aplicada, quaisquer valores de pressão atribuídos à região interna do dispositivo já acarretarão uma movimentação dos dedos. O presente trabalho não engloba a análise da injeção de ar no canal do dispositivo, em um cenário inicial onde somente a pressão realizada pela mão do paciente atua sobre o sistema, até a equiparação das pressões.

O ponto de apoio considerado durante as simulações realizadas se deu por parte da base que se encontra na parte inferior do dispositivo em contato com a região mais grossa de sua seção transversal, que será apoiada para a utilização do dispositivo. Foi considerado que esta base se trata de um suporte fixo, não possuindo nenhum tipo de deslocamento ou deformação. A Figura 13 a seguir apresenta as regiões onde os carregamentos foram aplicados, estando em azul a região onde se aplicou o apoio fixo do metacarpo, estando em contato com o dispositivo e em vermelho a região onde o diferencial de pressão foi aplicado.

Figura 13 – Regiões de carregamento.



Fonte: Própria autora.

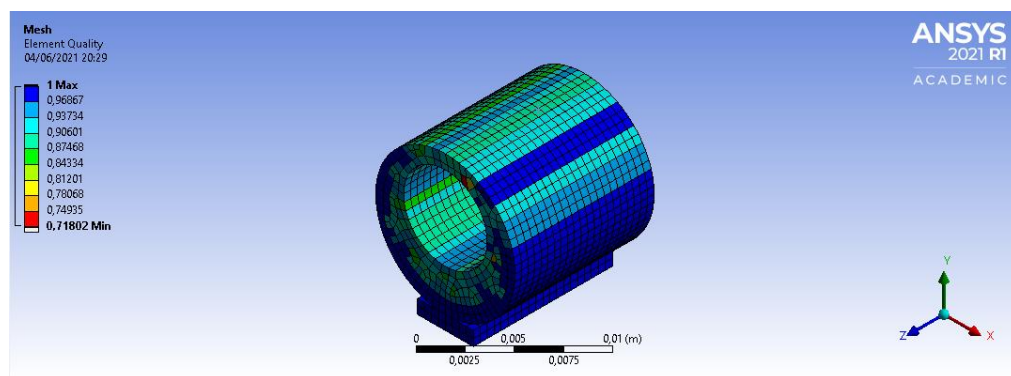
### 3.3.3.1.2 Criação da Malha

Para a criação da malha no modelo representado na Figura 12 escolheu-se um refinamento que conferisse à região mais fina do dispositivo um mínimo de dois elementos em sua altura, para isso foi controlada a dimensão dos elementos que compuseram o sistema, a fim de garantir um bom refinamento dentro dos limites

oferecidos pelo software. Após iterações encolheu-se um dimensional de 0,5 mm para o tamanho dos elementos, com esse valor obteve-se a malha apresentada previamente na Figura 12. Para esta malha foram utilizados elementos hexaédricos, resultando num total de 25.967 nós.

A fim de se avaliar a qualidade associada aos elementos de malha criados, utilizou-se a ferramenta *Element Quality* disponível no Ansys. Esta ferramenta mostra no modelo criado a qualidade de seus elementos em uma escala de 0 a 1. Para o modelo apresentado na Figura 12 obteve-se o resultado apresentado na Figura 14.

Figura 14 - Qualidade dos elementos de malha gerados.



Fonte: Própria autora.

A Figura 14 mostra que mesmo na região de menor qualidade, esta é maior que 0,7 em uma escala de 0 a 1, o que é considerado adequado para o tipo de elemento escolhido e tipo de análise empregada, segundo a documentação do software. Além disso, os elementos de menor qualidade não se encontram nas regiões onde se espera obter os maiores valores de deformação e deslocamentos, tanto na direção X quanto na direção Y. Portanto, é plausível afirmar que a malha criada apresenta uma boa qualidade para a avaliação do sistema.

### 3.3.3.2 Definição do Modelo de Deformação Plana

Tendo em vista as hipóteses simplificadoras adotadas (pressão constante, deslocamentos nulos nas extremidades e material homogêneo), a geometria do protótipo (seção transversal constante) e com o objetivo de se poupar esforço computacional, também foram realizadas simulações considerando que o modelo pode ser tratado como um caso de deformação plana.

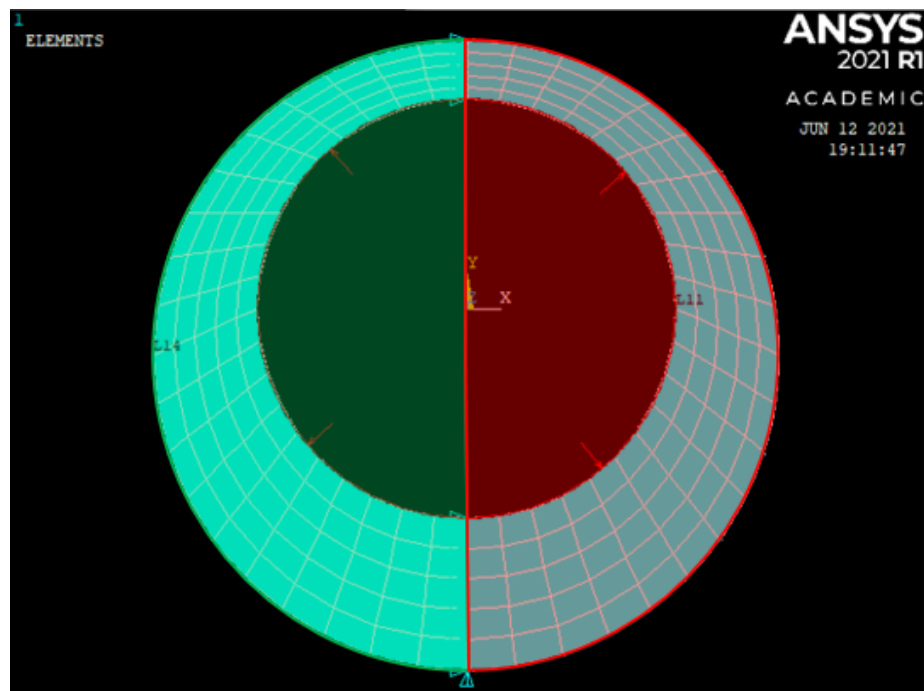
Para a realização deste tipo de simulação, foi utilizada uma macro em APDL (Ansys Parametric Design Language), tendo a programação utilizada para as diferentes simulações realizadas apresentadas nos Apêndices B e C.

### 3.3.3.2.1 Aplicação dos Carregamentos

Em relação às pressões aplicadas nas superfícies do modelo, foram consideradas as mesmas premissas adotadas para o modelo 3D, aplicando-se somente o diferencial de pressão na região interna do dispositivo.

Ao se observar a seção transversal do modelo proposto, é possível observar que existe uma simetria entre as regiões direita e esquerda do dispositivo, representadas pelas cores vermelho e verde na Figura 15.

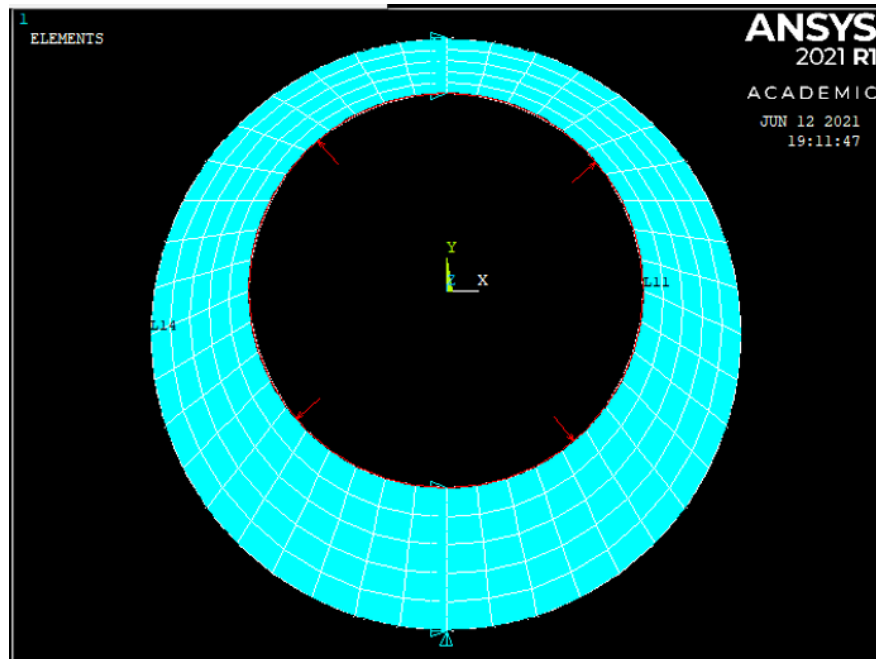
Figura 15 - Simetria entre os lados direito e esquerdo do dispositivo.



Fonte: Própria autora.

A consideração da simetria entre as regiões vermelho e verde se faz necessária para a criação de malha deste modelo de forma a garantir uma convergência mais rápida do problema não linear, novamente poupando esforço computacional. Em função desta divisão do modelo, a fim de garantir a mesma situação de estudo do modelo 3D para o modelo de deformação plana, além da consideração de um ponto fixo na região mais grossa, também foi considerado que não haverá deslocamentos na direção X em relação a linha vertical. O modelo com todos os carregamentos aplicados se encontra apresentado na Figura 16.

Figura 16 - Carregamentos aplicados ao modelo de deformação plana.

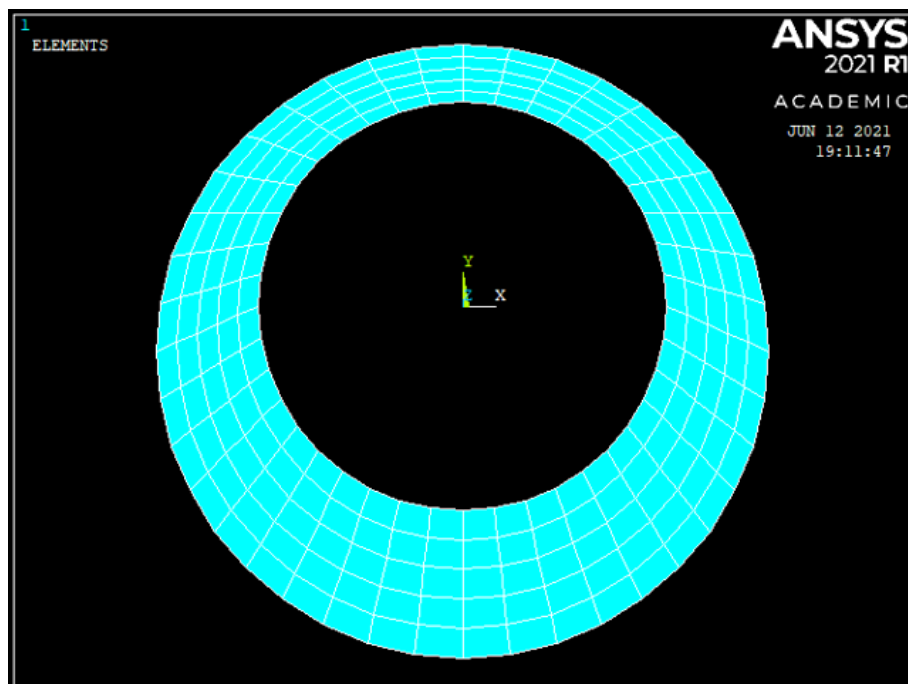


Fonte: Própria autora.

#### 3.3.3.2 Criação da Malha

Para a criação da malha no modelo representado na Figura 16 escolheu-se um refinamento que conferisse a todo o modelo um total de cinco elementos de altura, portanto, mais refinada que nos modelos 3D. Estando a malha gerada apresentada na Figura 17.

Figura 17 - Malha gerada para o modelo de deformação plana.



Fonte: Própria autora.

## 4 RESULTADOS

Na seção a seguir serão apresentados os resultados obtidos através dos estudos realizados de acordo com a metodologia apresentada no capítulo 3 deste presente trabalho. A estruturação para apresentação dos resultados obtidos será realizada nas mesmas subdivisões realizadas no capítulo de metodologia.

### 4.1 OBTENÇÃO DOS COEFICIENTES DE MATERIAL

Após a inserção dos pontos encontrados com base nos ensaios realizados por Ribeiro et al. (2019) no software Ansys foram encontradas convergências para dois tipos de modelos: Ogden e Polinomial, que possuem ambas suas formulações teóricas apresentadas na seção 2.2.1. Os valores coeficientes encontrados para cada um dos modelos estão apresentados na Figura 18 e Figura 19.

Figura 18 - Coeficientes obtidos para o modelo polinomial.

```

HYPERELASTICITY - POLYNOMIAL STRAIN ENERGY FUNCTION WITH N = 2

      D1          C10          C01
      D2          C20          C11          C02
0.117028161    0.848821816    -0.502404850
0.000000000    0.270653856    2.328046859E-02  -9.617166201E-03

      STABILITY LIMIT INFORMATION

WARNING: UNSTABLE HYPERELASTIC MATERIAL

UNIAXIAL TENSION:      STABLE FOR ALL STRAINS
UNIAXIAL COMPRESSION: UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LESS THAN      -0.8076
BIAXIAL TENSION:      UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LARGER THAN    1.2800
BIAXIAL COMPRESSION:  STABLE FOR ALL STRAINS
PLANAR TENSION:       UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LARGER THAN    2.2100
PLANAR COMPRESSION:  UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LESS THAN      -0.6885
VOLUMETRIC TENSION:  STABLE FOR ALL VOLUME RATIOS
VOLUMETRIC COMPRESSION: STABLE FOR ALL VOLUME RATIOS

```

Fonte: Própria autora.

Figura 19 - Coeficientes encontrados para o modelo Ogden.

```

HYPERELASTICITY - OGDEN STRAIN ENERGY FUNCTION WITH N = 3

      I          MU_I          ALPHA_I          D_I
      1          -24.0972164        1.59014995        0.119124885
      2           15.0738663        2.38960365         0.000000000
      3           9.70398948        0.858670322         0.000000000

      STABILITY LIMIT INFORMATION

WARNING: UNSTABLE HYPERELASTIC MATERIAL

UNIAXIAL TENSION:          UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LARGER THAN          0.4700
UNIAXIAL COMPRESSION:     STABLE FOR ALL STRAINS
BIAXIAL TENSION:         STABLE FOR ALL STRAINS
BIAXIAL COMPRESSION:     UNSTABLE AT A NOMINAL STRAIN LESS THAN          -0.1752
PLANAR TENSION:          STABLE FOR ALL STRAINS
PLANAR COMPRESSION:      STABLE FOR ALL STRAINS
VOLUMETRIC TENSION:      STABLE FOR ALL VOLUME RATIOS
VOLUMETRIC COMPRESSION:  STABLE FOR ALL VOLUME RATIOS

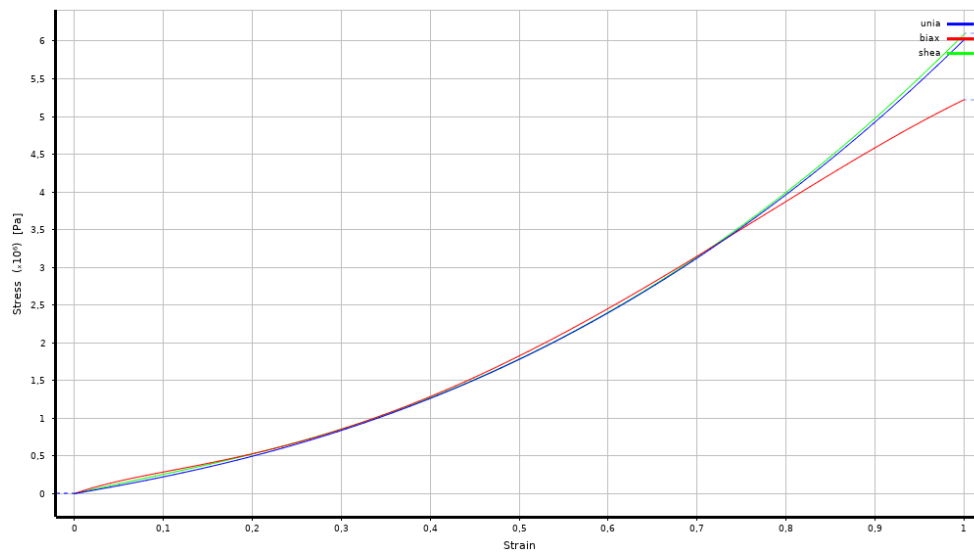
```

Fonte: Própria autora.

Tendo em vista a convergência para dois modelos, foram construídas no software Ansys as curvas correspondentes a cada um destes modelos para analisá-las em comparação às curvas originais geradas por Ribeiro et al. (2019), sendo utilizada para os estudos posteriores referentes à simulação do comportamento do dispositivo a curva que apresentasse maior semelhança com as originais. As curvas obtidas a partir dos coeficientes gerados são apresentadas na Figura 20 e na Figura 21. O modelo de Ogden não apresentou bom resultado comparando-se a curva original e a gerada a partir dos coeficientes, verificando-se que especificamente para o PDMS, na configuração adotada neste estudo, tal modelo de material não é adequado.

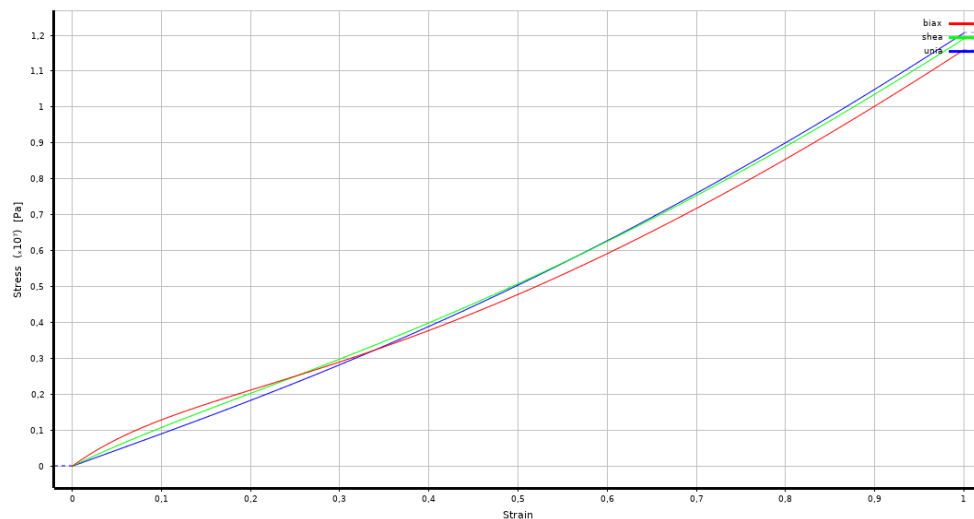


Figura 20 - Curva tensão deformação gerada com base nos coeficientes do modelo polinomial.



Fonte: Própria autora.

Figura 21 - Curva tensão deformação gerada com base nos coeficientes do modelo Ogden.



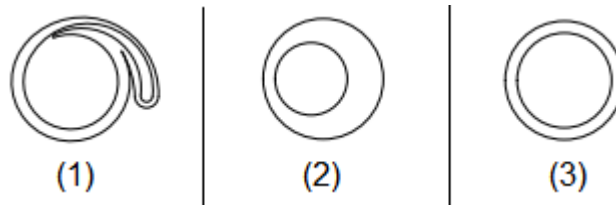
Fonte: Própria autora.

Tendo em vista as curvas geradas em comparação com a curva base gerada por Ribeiro et al. (2019), apresentada na Figura 7 os valores base utilizados, o modelo ao qual optou-se pela utilização devido a sua semelhança com as curvas originais foi o modelo polinomial.

## 4.2 DEFINIÇÃO DA GEOMETRIA

Inicialmente nesta seção serão descritas as particularidades de cada uma das possíveis geometrias para o modelo proposto de dispositivo, sendo estas apresentadas na Figura 22, posteriormente, também ao longo desta seção serão abordados os pontos positivos e negativos de cada uma delas.

Figura 22 - Seções transversais propostas para o desenvolvimento. (1) Gota; (2) Circular descentralizado; (3) Circular concêntrico.



Fonte: Própria autora.

#### 4.2.1 Geometria 1 – Gota

A geometria 1 apresentada na Figura 22 tem como principal vantagem sua capacidade de gerar maiores deslocamentos quando comparada às demais propostas devido ao seu formato em gota.

Contudo, seu formato complexo quando comparado às demais geometrias apresenta uma desvantagem em sua fabricação, uma vez que a construção de seu molde se mostra mais complexa. Outra desvantagem da geometria 1 é que a aba presente para amplificar os deslocamentos terá grandes dificuldades de vencer a resistência oferecida ao movimento pela mão do paciente.

#### 4.2.2 Geometria 2 – Circular Descentralizado

A geometria 2 apresentada na Figura 22 se apresenta como uma proposta intermediária entre as geometrias 1 e 3. Esta geometria não é capaz de gerar deslocamentos tão altos quando comparada a geometria 1, entretanto consegue realizar o deslocamento de forma localizada, o que, associado a um posicionamento estratégico do dispositivo na mão do paciente é capaz de realizar maiores deslocamentos quando comparada a geometria 3.

Uma vantagem da geometria 2, quando comparada a geometria 1 é a sua maior simplicidade de fabricação, uma vez que sua seção transversal é mais simples de ser modelada e retirada de um molde.

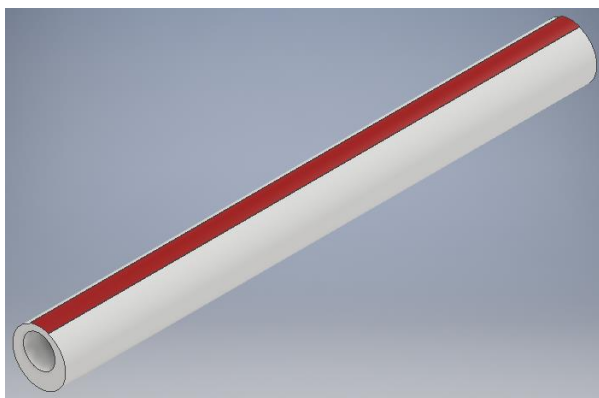
#### 4.2.3 Geometria 3 – Circular Concêntrico

A geometria 3 apresentada na Figura 22 apresenta como principal vantagem sua fácil fabricação, por possuir dentre as 3 propostas, a geometria mais simples. Entretanto ela tem como maior desvantagem seus baixos deslocamentos quando comparados às outras duas propostas.

Diante dos pontos observados durante a análise das três seções transversais propostas para o modelo de dispositivo do presente trabalho, optou-se por utilizar a geometria 2 (Circular Descentralizado) por apresentar vantagens em sua fabricação, bem como valores significativos de deslocamentos.

Tendo em vista que a geometria escolhida poderia gerar erros de posicionamento durante a sua utilização, uma vez que sua face externa se apresenta como um cilindro sem indicação da região onde se localiza a borda mais fina, tomou-se como decisão de projeto a necessidade da indicação desta região. Para fazer a identificação da região mais fina, optou-se pela criação de uma fina camada de pintura na parte externa, identificando facilmente a região para o usuário e facilitando seu posicionamento. A Figura 23 a seguir, apresenta o modelo 3D do dispositivo com a faixa de pintura descrita neste parágrafo.

Figura 23 - Faixa de identificação do dispositivo.



Fonte: Própria autora.

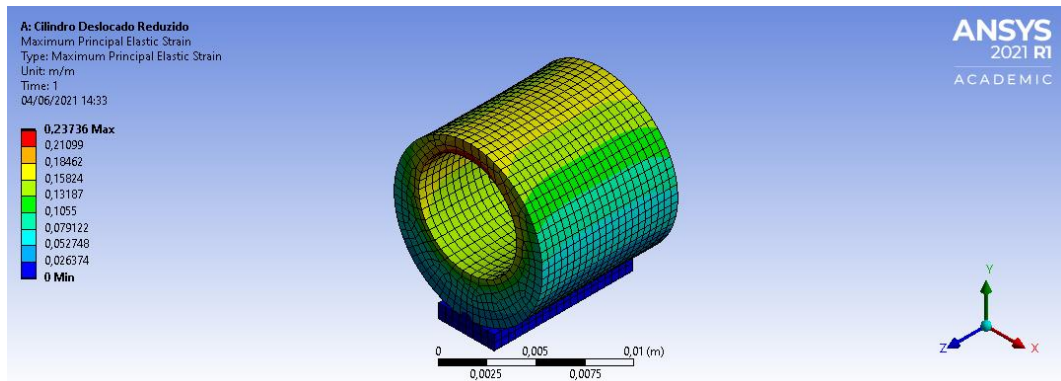
### 4.3 SIMULAÇÃO DE COMPORTAMENTO DO DISPOSITIVO

#### 4.3.1 Tensões, Deformações e Deslocamentos

Após a realização da simulação utilizando os carregamentos e malha apresentados na seção 3.3.3 foram aplicados diferentes carregamentos de pressão até que se obtivesse um valor máximo de pressão aplicada que gerasse convergência ao mesmo tempo que garantisse que as deformações causadas estivessem dentro da faixa de estabilidade do material para o modelo polinomial, apresentada na Figura 18. O valor máximo onde o software foi capaz de encontrar convergência para esta situação inicial foi uma pressão aplicada de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm<sup>2</sup>). Além deste valor houve uma não convergência de resultados.

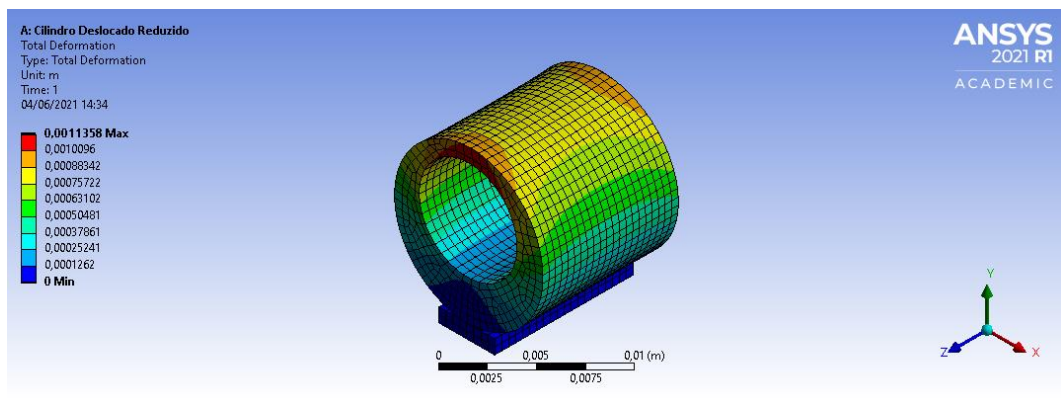
Os resultados obtidos com a simulação de um diferencial de pressão de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm<sup>2</sup>) se encontram apresentados na Figura 24, Figura 25 e Figura 26.

Figura 24 - Deformações máximas após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm<sup>2</sup>).



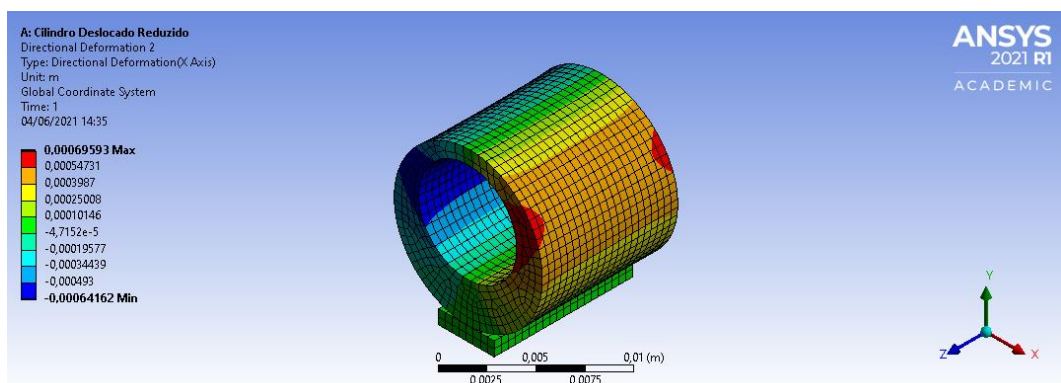
Fonte: Própria autora

Figura 25 - Deslocamentos ao longo do eixo Y após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm<sup>2</sup>).



Fonte: Própria autora

Figura 26 - Deslocamentos ao longo do eixo X após aplicação de 0,13 MPa (1,33 kgf/cm<sup>2</sup>).



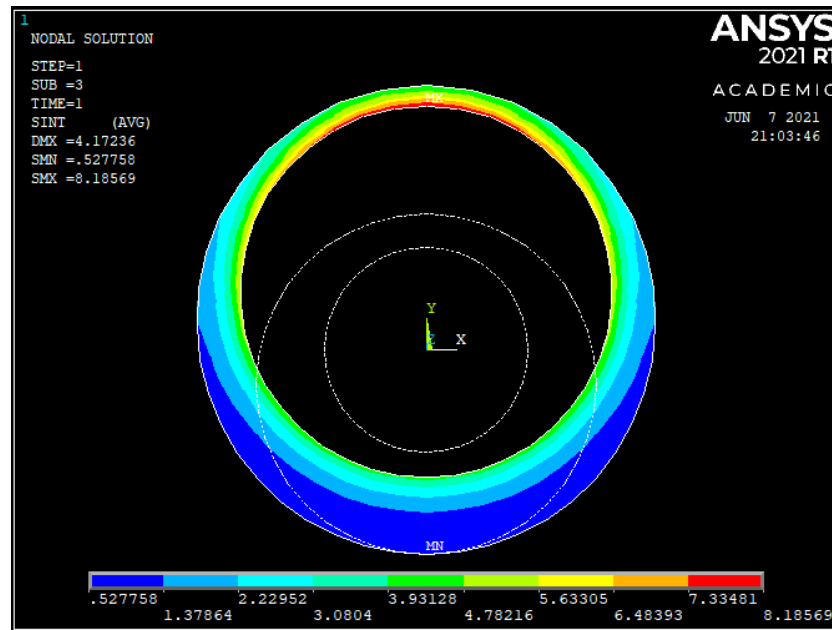
Fonte: Própria autora

A Figura 24, na qual são apresentadas as deformações máximas mostra que o maior valor de deformação obtido foi aproximadamente 0,24, valor este que se encontra muito abaixo dos valores limite encontrados para o PDMS pelo Ansys ao calcular seus coeficientes. Com isto partiu-se para a utilização do modelo de

deformação plana para a execução dos cálculos, em busca de convergência para pressões mais elevadas. Com as simplificações da abordagem por deformação plana com as condições já apresentadas, os problemas de convergência do software foram resolvidos e os estudos puderam prosseguir.

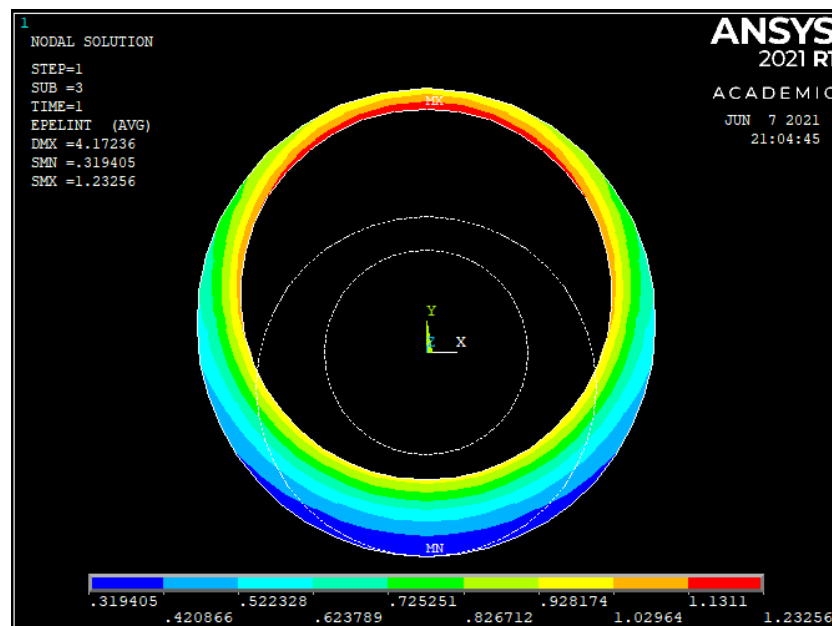
Para o modelo de deformação plana foram encontrados os valores apresentados nas Figuras 27, 28, 29, 30 e 31 ao se aplicar um diferencial de pressão equivalente a 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).

Figura 27 - Tensão máxima em MPa após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).



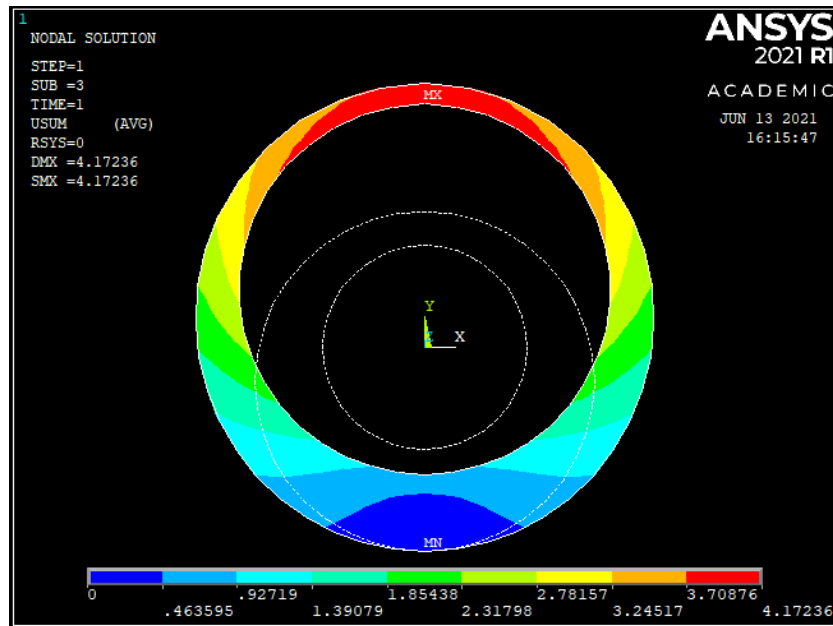
Fonte: Própria autora.

Figura 28 - Deformação máxima após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).



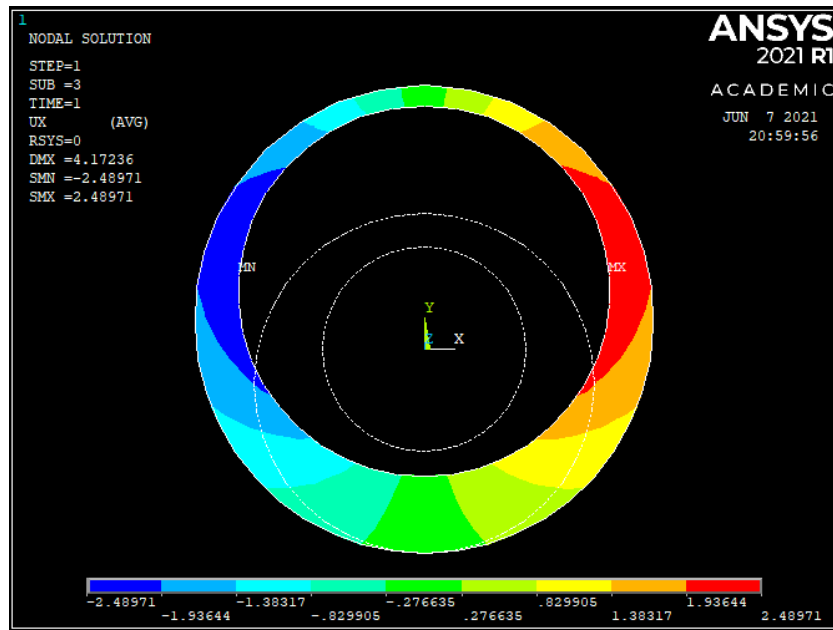
Fonte: Própria autora.

Figura 29 - Deslocamentos totais em mm após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).



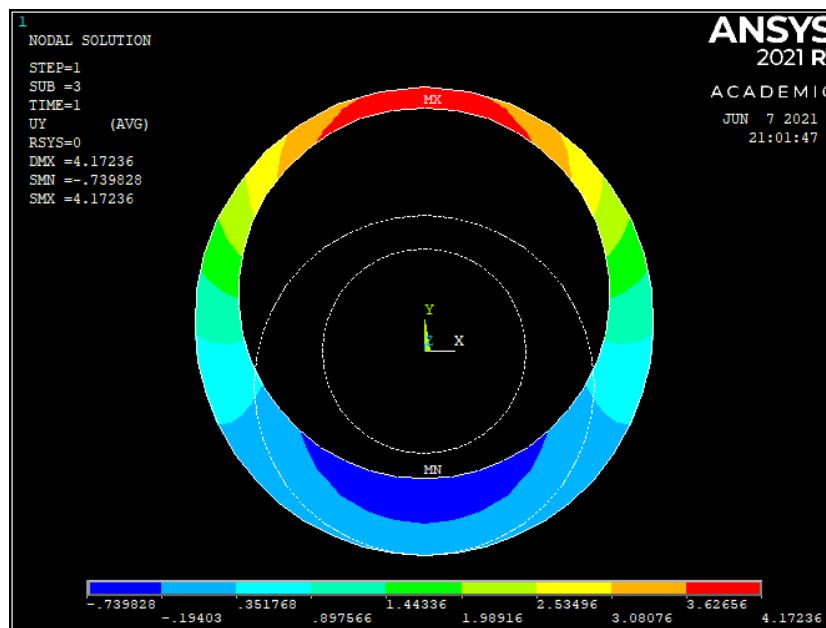
Fonte: Própria autora.

Figura 30 - Deslocamentos em mm no eixo X após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).



Fonte: Própria autora.

Figura 31 - Deslocamentos em mm no eixo Y após aplicação de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>).



Fonte: Própria autora

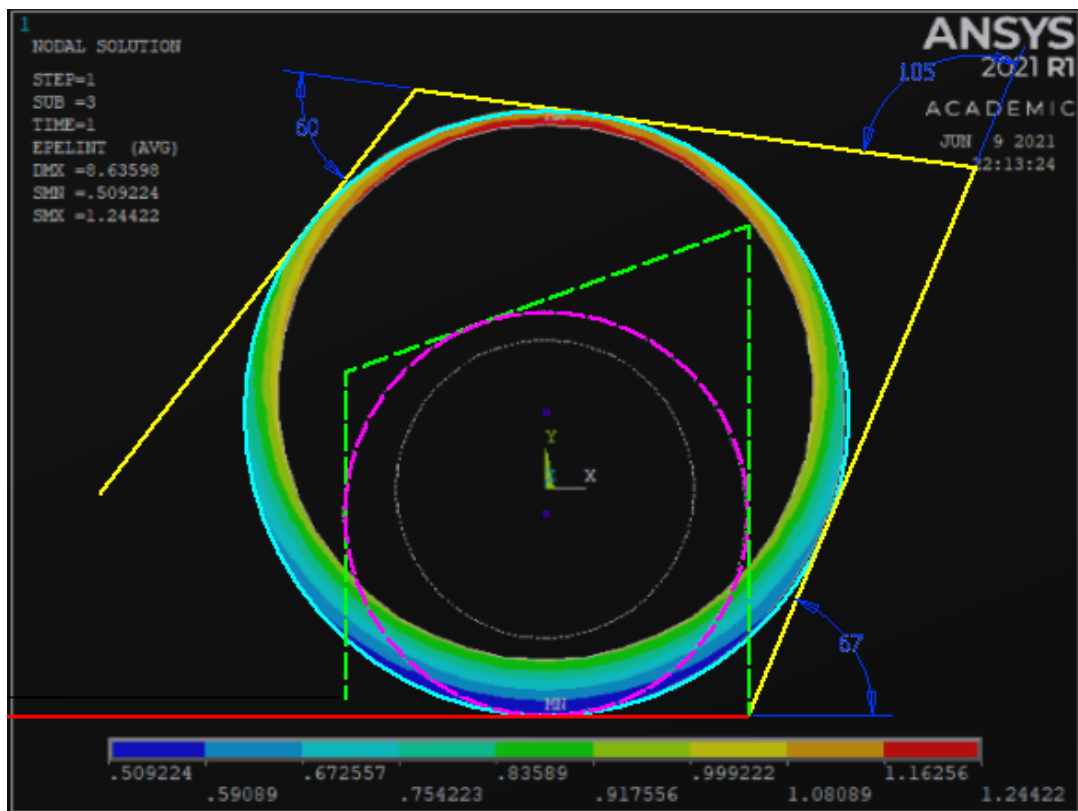
A Figura 28, na qual são apresentadas as deformações máximas mostra que o maior valor de deformação obtido foi 1,23, valor este que ainda se encontra abaixo dos valores limites encontrados para o PDMS para o modelo polinomial, com um valor de deformação mais elevado. Esta forma de análise conferiu ao modelo um aumento na qualidade de seus resultados por passar a tornar como limitador do diferencial de pressão aplicado à faixa de estabilidade do material para o modelo polinomial, não mais a convergência do software. Devido a este fato, passou-se a utilizar o modelo de deformação plana para o seguimento do estudo.

Sabe-se que o valor de 0,6 MPa (6,12 kgf/cm<sup>2</sup>) representa o diferencial de pressão associado ao sistema, portanto fazendo uso da Equação 14 juntamente com as dimensões adotadas para o protótipo, apresentado no Apêndice A é possível calcular a pressão a ser aplicada no canal interno do dispositivo com base no diferencial aplicado ao modelo de EF. Substituindo  $h$  por 10 cm, que equivale ao comprimento,  $r$  por 0,5 cm, que equivale ao raio externo, e aplicando o fator de conversão de kgf/cm<sup>2</sup> para MPa ( $1 \text{ kgf/cm}^2 \approx 0,098 \text{ MPa}$ ), temos que a pressão realizada pela mão do paciente equivale a 13,10 MPa (133,58 kgf/cm<sup>2</sup>). Somando a este valor o diferencial de pressão aplicado, temos como resultado a pressão a ser aplicada no canal interno do dispositivo, valor esse que equivale a 13,70 MPa (139,70 kgf/cm<sup>2</sup>).

### 4.3.2 Ângulos Obtidos com a Utilização do Dispositivo

Após a análise dos deslocamentos máximos obtidos nas simulações em EF ficou evidenciado que o modelo de dispositivo proposto não será capaz de realizar a movimentação necessária para abrir completamente a mão do paciente. Tendo em vista este fato, foi realizada a análise para se obter a gama de ângulos que a mão do paciente passará a ser capaz de abranger com a utilização do dispositivo. Para isto foi feito um estudo, apresentado na Figura 32 no qual foram medidos os novos ângulos gerados. Nesta imagem encontra-se em magenta a o raio externo do dispositivo antes da aplicação do carregamento, em tracejado verde a posição inicial dos dedos, em vermelho o metacarpo, em amarelo o novo posicionamento dos dedos após o carregamento e em ciano uma aproximação circular para a forma externa do dispositivo após o carregamento.

Figura 32 - Ângulos obtidos após utilização do dispositivo.



Fonte: Própria autora.

Baseado no estudo apresentado na Figura 32 tem-se os novos valores para cada ângulo realizado pela mão do paciente. Os novos ângulos, juntamente com seus valores originais e o diferencial obtido após a movimentação encontram-se na Tabela 7 a seguir.



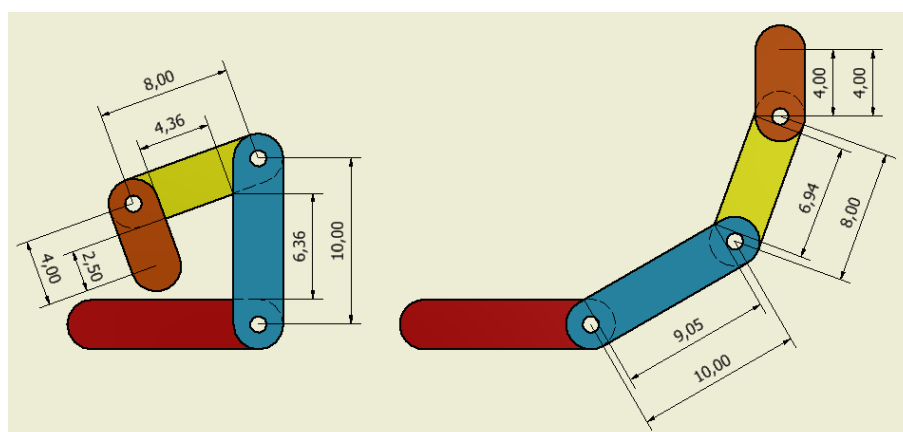
Tabela 7 - Ângulos gerados após aplicação do dispositivo.

Incógnita	Inicial	Final	Diferencial
A	70°	67°	3°
B	110°	105°	5°
$\Gamma$	90°	60°	30°

Fonte: Própria autora.

É possível notar na Figura 32 que o comprimento das falanges foi alterado do estado inicial (linhas em verde tracejado) para o estado final (linhas em amarelo contínuo). O comprimento foi alterado devido ao fato de ter sido considerado para as medições o valor interno de cada falange, sendo que este se altera à medida que os dedos são abertos. Tal diferença fica evidenciada na Figura 33 onde os comprimentos internos de cada falange se alteram em função de seus ângulos, mesmo quando sua distância entre centros é mantida.

Figura 33 - Variação de comprimento interno ao longo da abertura da mão.



Fonte: Própria autora.

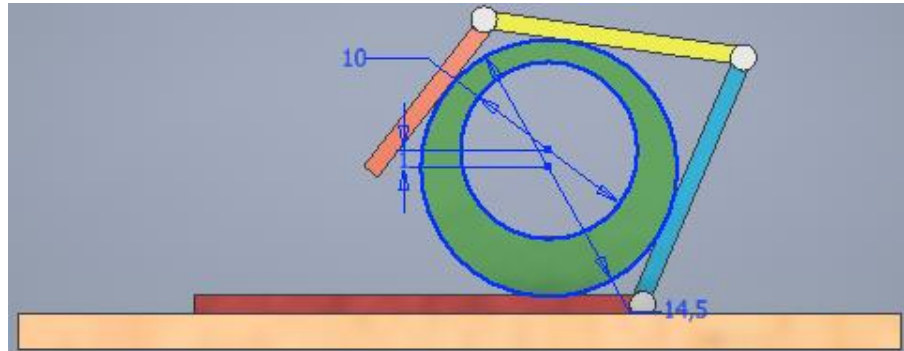
Para a verificação dos comprimentos neste trabalho, foi utilizado um goniômetro analógico da marca Tridente®. As medições foram feitas com base em uma mão adulta saudável.

### 4.3.3 Segundo Estágio de Tratamento

Nas seções anteriores ficou claro que somente um dispositivo não será capaz de gerar a amplitude de movimento necessária para o tratamento completo do paciente, devido a isto propõe-se a utilização de mais de um dispositivo, gerando assim estágios de tratamento. Na presente seção será abordado o segundo modelo de dispositivo que partirá da premissa de que a mão do paciente possui como ângulos iniciais de trabalho os valores finais gerados pelo dispositivo apresentada anteriormente.

O processo de estudo deste novo dispositivo para o segundo estágio de tratamento se deu pela mesma metodologia de deformação plana adotada para a criação do dispositivo inicial, apresentada na Seção 3.3.3.2. Similar a Figura 10, criou-se a Figura 34, tendo ela a mesma legenda de cores que a figura anteriormente apresentada.

Figura 34 – Condição inicial de trabalho para o segundo estágio de tratamento.



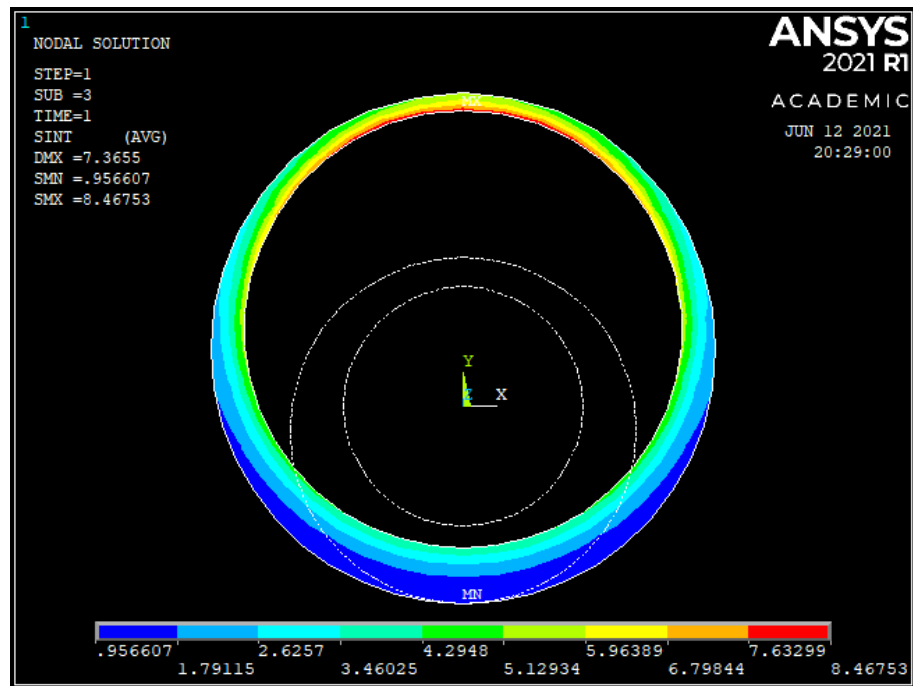
Fonte: Própria autora.

Na Figura 34 também estão apresentadas as dimensões utilizadas para a seção transversal do dispositivo a ser utilizada para o segundo estágio de tratamento. As dimensões foram adotadas de forma a conferir o maior diâmetro possível ao protótipo. As dimensões utilizadas para este dispositivo estão apresentadas a seguir:

- $\varnothing = 14,5 \text{ mm}$  ( $r = 7,25 \text{ mm}$ );
- $h = 100 \text{ mm}$ .

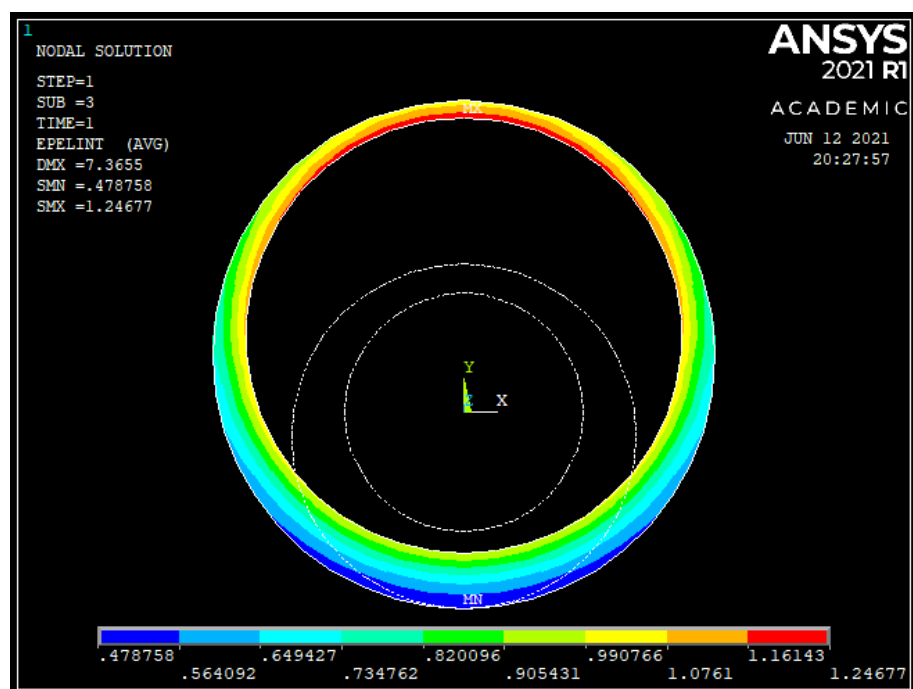
Após a definição da geometria, criação da malha e aplicação dos carregamentos conforme os procedimentos descritos nas Seções 3.3.3.2.1 e 3.3.3.2.2, sendo que para esta simulação foi utilizado o código apresentado no Apêndice C, que difere do código utilizado para o dispositivo anterior somente nos valores dimensionais do dispositivo e no diferencial de pressão aplicada, foram encontrados os valores apresentados nas Figuras 35, 36, 37, 38 e 39 ao se aplicar um diferencial de pressão equivalente a 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>).

Figura 35 - Tensão máxima em MPa após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>).



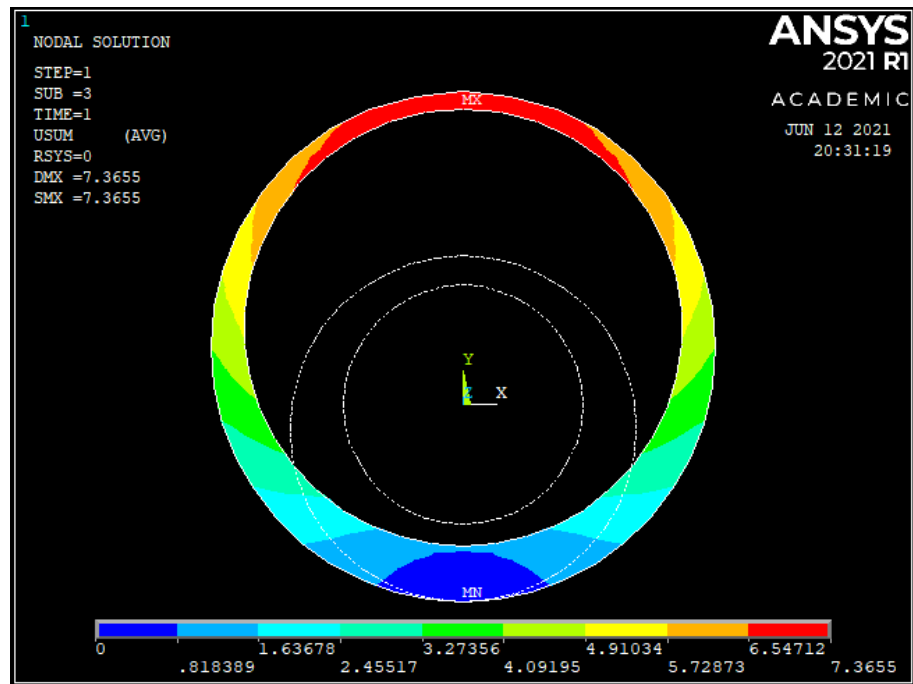
Fonte: Própria autora

Figura 36 - Deformação máxima após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>).



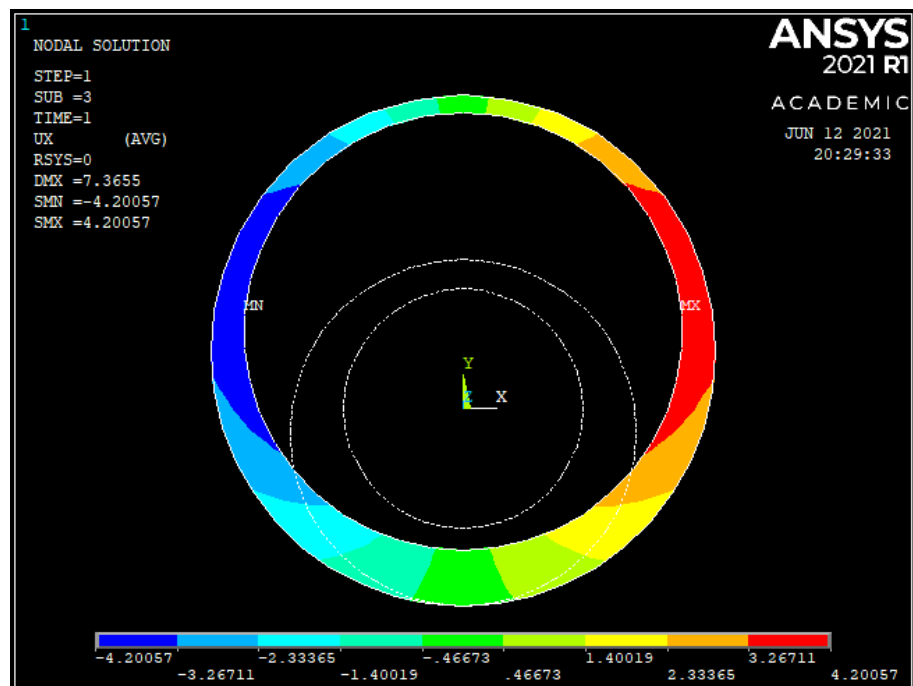
Fonte: Própria autora

Figura 37 - Deslocamentos totais em mm após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>).



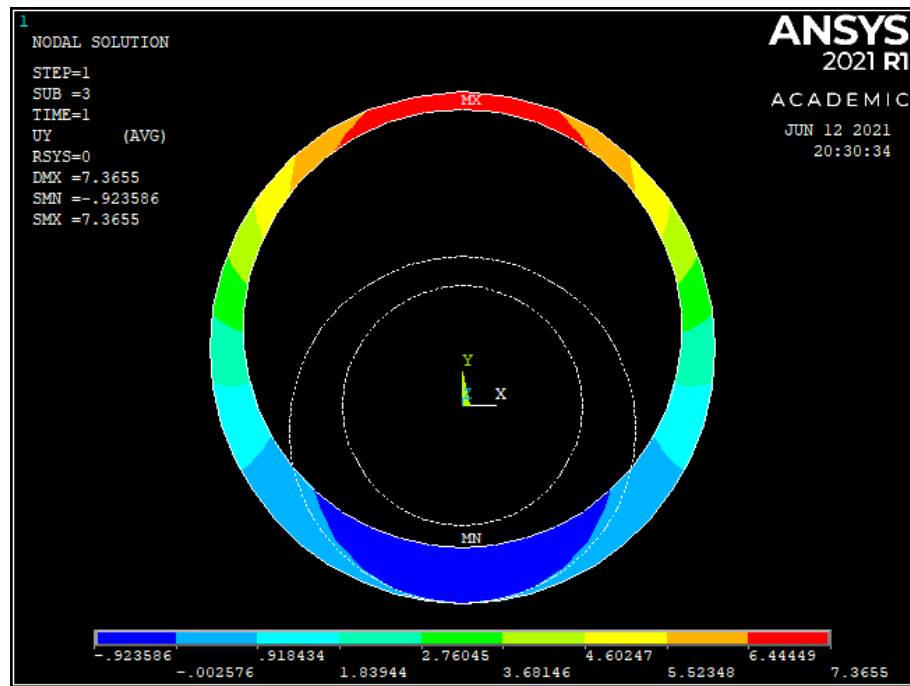
Fonte: Própria autora

Figura 38 – Deslocamentos em mm no eixo X após aplicação de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>).



Fonte: Própria autora

Figura 39 - Deslocamentos em mm no eixo Y após aplicação de 0,5 MPa (5,10kgf/cm<sup>2</sup>).



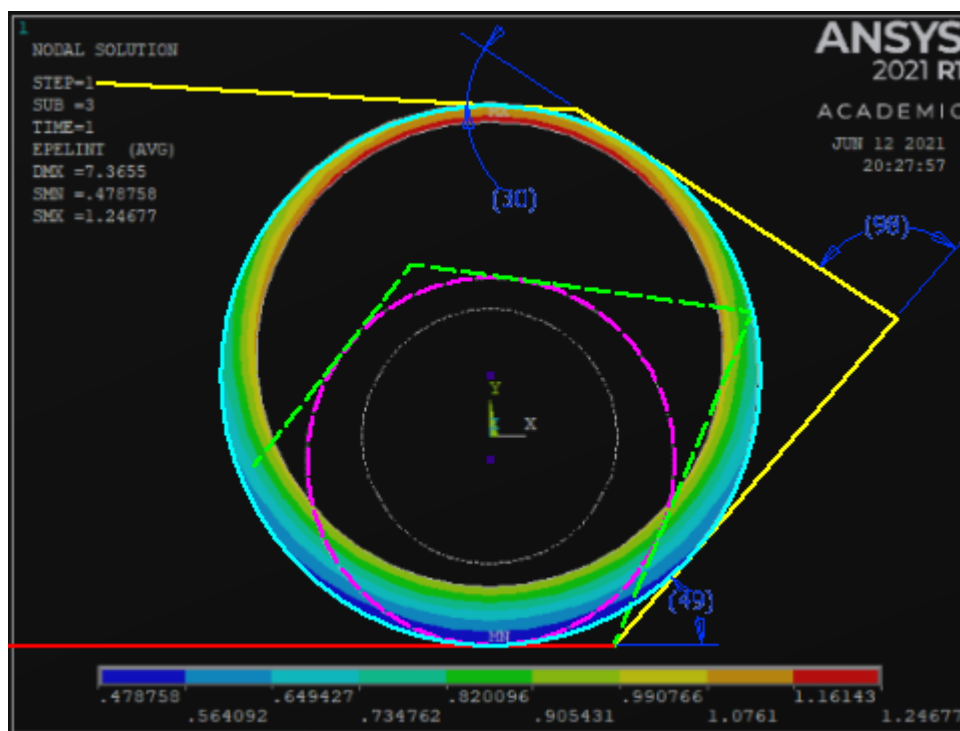
Fonte: Própria autora

A Figura 36, na qual são apresentadas as deformações máximas mostra que o maior valor de deformação obtido foi 1,25, valor este que ainda se encontra abaixo dos valores limites de estabilidade encontrados para o PDMS para o modelo polinomial.

Aplicando a mesma lógica utilizada anteriormente para se calcular a pressão que se deverá inserir no canal interno do dispositivo para gerar os deslocamentos calculados, com base no carregamento de 0,5 MPa (5,10 kgf/cm<sup>2</sup>) aplicado nas simulações e considerando h igual a 10 cm, e Ø igual a 1,45 cm (r = 0,725 cm), temos que a pressão realizada pela mão do paciente equivale a 9,03 MPa (92,13 kgf/cm<sup>2</sup>). Somando a este valor o diferencial de pressão aplicado, temos como resultado a pressão a ser aplicada no canal interno do dispositivo, valor esse que equivale a 9,53 MPa (97,23 kgf/cm<sup>2</sup>).

Similar ao executado anteriormente, também foram analisados os novos ângulos que o dispositivo para o segundo estágio de tratamento será capaz de gerar, estando este estudo apresentado na Figura 40.

Figura 40 - Ângulos gerados após o segundo estágio de tratamento.



Fonte: Própria autora.

Baseado no estudo apresentado na Figura 40 tem-se os novos valores para cada ângulo realizado pela mão do paciente. Os novos ângulos, juntamente com seus valores originais e o diferencial obtido após a movimentação encontram-se na Tabela 8 a seguir.

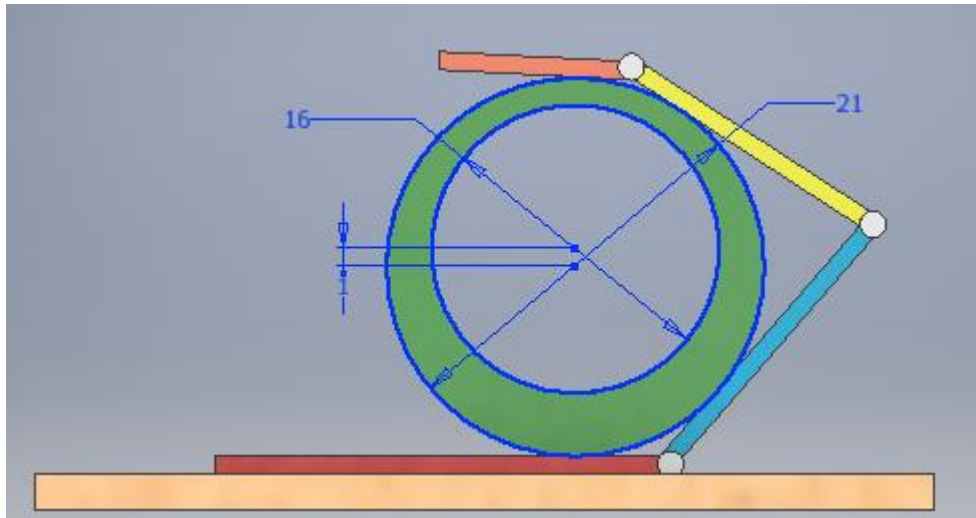
Tabela 8 - Ângulos gerados após aplicação do dispositivo de segundo estágio.

Incógnita	Inicial	Final	Diferencial
$\alpha$	67°	49°	18°
$\beta$	105°	98°	7°
$\gamma$	60°	30°	30°

Fonte: Própria autora.

É possível notar que ainda existe a necessidade da criação de estágios, seguindo a metodologia apresentada anteriormente, para dar seguimento no tratamento até que ocorra a abertura completa da mão do paciente, onde  $\alpha = \beta = \gamma = 0^\circ$ . O presente trabalho foi elaborado até a definição geométrica do dispositivo correspondente ao terceiro estágio de tratamento, sendo que para sua construção foi considerado como condição inicial os ângulos gerados pela utilização do dispositivo de segundo estágio, tendo sua seção transversal apresentada na Figura 41, tendo como base a Figura 10 e a Figura 34, possuindo a mesma legenda de cores que as figuras previamente citadas.

Figura 41 - Condição inicial de trabalho para o terceiro estágio de tratamento.



Fonte: Própria autora.

Na Figura 41, assim como na Figura 34, estão apresentadas as dimensões utilizadas para a seção transversal do dispositivo a ser utilizada para o terceiro estágio de tratamento. As dimensões foram adotadas de forma a conferir o maior diâmetro possível ao protótipo, estando elas apresentadas a seguir:

- $\varnothing = 21 \text{ mm}$  ( $r = 10,5 \text{ mm}$ );
- $h = 100 \text{ mm}$ .

## 5 CONCLUSÃO

---

O presente trabalho de conclusão de curso tem como principal objetivo o projeto de um protótipo de dispositivo acionado por um sistema pneumático, visando a abertura da mão de um paciente que sofreu um AVC. Por se tratar de um equipamento que será utilizado no tratamento para a recuperação dos movimentos se fez necessária uma análise visando o conforto do paciente durante sua utilização, bem como garantir um equipamento de fácil manuseio pelo profissional da saúde responsável pelo tratamento.

Visando simplificar a utilização do equipamento optou-se por um modelo de dispositivo que pudesse ser facilmente acoplado à mão do paciente, neste caso um cilindro vazado, tendo seu canal interno descentralizado quando comparado a região externa, geometria esta que se encontra apresentada no item 2 da Figura 22.

Um dos desafios do presente trabalho foi a determinação da força que deveria ser aplicada ao dispositivo para que o movimento dos dedos fosse realizado, para esta determinação utilizou-se o estudo publicado por Moura (2008) juntamente com hipóteses simplificadoras que auxiliaram na determinação da força e conseqüentemente a pressão exercida pela mão do paciente sobre o dispositivo. Para os estudos realizados neste trabalho foram utilizados os valores máximos de força encontrados por Moura (2008), entretanto, durante a utilização do equipamento caberá ao profissional de saúde controlar a pressão injetada no interior do dispositivo de acordo com a resposta do paciente e o avanço do tratamento, pois a resistência exercida irá variar de paciente para paciente de acordo com fatores como idade e sexo.

Sabendo que a proposta do dispositivo se tratava de um equipamento que deveria apresentar grandes deformações, fez-se a necessidade de utilização de um material que possuísse comportamento hiperelástico. Devido a disponibilidade de dados nas bibliografias e ao fato de ser um material que já foi trabalhado na UFSCar, o material escolhido para este estudo foi o PDMS.

Tendo determinado os materiais e geometria foram realizados ensaios em EF para a determinação dos deslocamentos obtidos pelo dispositivo. Com base nos valores encontrados notou-se a necessidade da criação de estágios de tratamento com diferentes tamanhos de dispositivos, pois os deslocamentos necessários para a abertura completa da mão não foram obtidos em um único dispositivo.



Em vista dos objetivos listados inicialmente é plausível afirmar que eles foram alcançados, tendo como resultado a proposta de projeto para um dispositivo de acionamento pneumático para a abertura da mão de um paciente que sofreu AVC, na qual, utilizando seus dois primeiros estágios foi possível obter uma variação de 45,6% no ângulo da articulação MCF, 10,9% no ângulo da articulação APM e 66,7% no ângulo da articulação AMD. Tendo os resultados obtidos indo de encontro com a pesquisa elaborada pela professora Gisele Paiva, agregando a ela novos dados que auxiliarão em desenvolvimentos futuros.

Durante o desenvolvimento foi possível a utilização de diversos conhecimentos adquiridos ao longo da graduação em Engenharia Mecânica, como o modelamento em elementos finitos e desenvolvimento de desenhos técnicos, assim como a prática da tomada de decisões de projeto.

Com base nos resultados obtidos, existem algumas propostas para desenvolvimentos futuros.

Primeiramente a construção do protótipo proposto, incluindo o projeto das extremidades com a entrada de ar, juntamente com a avaliação de seu comportamento perante os carregamentos aplicados.

Cabe também o projeto dos sistemas de monitoramento e segurança para impedir que alguma lesão possa ocorrer por um carregamento excessivo ou aplicado muito rapidamente.

Outra proposta de melhoria engloba a busca por novos materiais para a construção do dispositivo, que possuam melhores características para a aplicação proposta.

Ao longo do trabalho foram adotadas hipóteses simplificadoras que podem ser descartadas em estudos futuros, como a inclusão de uma análise que englobe a fase de início da injeção de ar até a equiparação das pressões externas e internas atuantes sobre o sistema, assim como uma análise que considere os diferentes níveis de pressão exercidas pela mão do paciente ao longo do dispositivo.

Por fim, dado o modelo de dispositivo em desenvolvimento na UFSCar por Meira et al. (2019), fica como sugestão da associação dos dois dispositivos no tratamento, onde o dispositivo pneumático seria utilizado inicialmente e, após a abertura até uma posição onde o acesso aos dedos do paciente seja facilitado, utilize-se da proposta criada por Meira et al. (2019), reduzindo assim o número de dispositivos por acionamento pneumático a serem fabricadas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

BARANOWSKI, P. et al. Rubber structure under dynamic loading - Computational studies. **Engineering Transactions**, v. 61, n. 1, p. 33–46, 2013.

BRASIL. **Diretrizes de Atenção à Reabilitação da Pessoa com Acidente Vascular Cerebral**. 1. ed. Brasília: Ministério da Saúde, 2013.

ESTIVALET, P. S. Avaliação dos movimentos de punho e de mão na atividade de cromagem de cilindros de uma empresa do vale do rio dos sinos - RS. p. 107, 2004.

GASPAR, H. M. DA S. **Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos**. [s.l.] Universidade do Porto, 2010.

GRIMMELPREZ, M. C. M. **PROJETO MECÂNICO E MODELAGEM 2D DE UMA GARRA ROBÓTICA DE DOIS DEDOS**. [s.l.] UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, 2015.

JÚNIOR, B. J. DO N. **Anatomia Humana Sistemática básica**. 1. ed. Petrolina: [s.n.]. v. 1

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular: ESQUEMAS COMENTADOS DE MECÂNICA HUMANA**. 5. ed. São Paulo: [s.n.].

KARMARKAR, A.; LIEBERMAN, I. Mirror box therapy for complex regional pain syndrome. **Anaesthesia**, v. 61, n. 4, p. 412–413, abr. 2006.

MARQUES, A. P. **Manual De Goniometria**. 2. ed. São Paulo: [s.n.].

MEIRA, K. R. et al. **Mecanismos de Acionamento para Protótipo de Órtese Automatizada por Cópia de Movimento Colateral**. São Carlos: XXVI Congresso de Iniciação Científica (CIC), nov. 2019.

MOURA, P. M. DE L. E S. **Estudo da Força de Preensão Palmar em Diferentes Faixas Etárias do Deesenvolvimento Humano**. [s.l.] Universidade de Brasília, 2008.

OSSAMU, H. et al. **MECHANICAL BEHAVIOR OF ELASTOMERS UNDER UNIAXIAL TENSILE TESTS**, 2017.

POLYGERINOS, P. et al. Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training. **2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation**

(**ICRA**), p. 2913–2919, maio 2015.

RIBEIRO, J. E. et al. Mechanical analysis of PDMS material using biaxial test. **AIMS Materials Science**, v. 6, n. 1, p. 97–110, 2019.

TARVAINEN, T.; YU, W. Pneumatic Multi-Pocket Elastomer Actuators for Metacarpophalangeal Joint Flexion and Abduction-Adduction. **Actuators**, v. 6, n. 3, p. 27, 19 set. 2017.

THIEME, H. et al. Mirror therapy for improving motor function after stroke. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 50, n. 2, p. e26–e27, 11 jul. 2018.

VIEIRA, A. L.; LEAL, V.; SILVEIRA, M. E. **Avaliação de Modelos Hiperelásticos na Simulação Numérica de um Suporte de Motor Automotivo**, 2010.

WANG, J.; FEI, Y.; PANG, W. Design, Modeling, and Testing of a Soft Pneumatic Glove with Segmented PneuNets Bending Actuators. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 24, n. 3, p. 990–1001, 2019.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **The top 10 causes of death**. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/detail/the-top-10-causes-of-death>>. Acesso em: 20 set. 2020.

XAVIER, S. R. **Comportamento Não-Linear e Instabilidade de Membranas e Cascas Hiperelásticas**. [s.l.] Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2003.



## APÊNDICE B – PROGRAMAÇÃO DO ANSYS NO ESTÁGIO 1

! Programa para teste de material hiperelástico para a órteses de reabilitação

! Universidade Federal de São Carlos

! Departamento de Engenharia Mecânica

! Mariano Eduardo Moreno

! Flavia Aparecida Santos Barbosa

! São Carlos, dezembro / 2019

! PROGRAMA PRINCIPAL:

!!

! Ambiente de pré-processamento

/prep7

!!

! DADOS DE ENTRADA DE GEOMETRIA E PRESSÃO DIFERENCIAL

!!

! parâmetros iniciais de geometria e carregamento

! geometria [mm]:

dext = 10 ! diâmetro externo

dext = dext/2 ! raio ext

dint = 6 ! diâmetro interno

dint = dint/2 ! raio int

exc = 1 ! excentricidade

! carregamento [MPa]:

press = 0.5 ! pressão interna diferencial

!!

! Coeficientes para aproximação da curva hiperelástica

! PDMS Polinomial

D1p = 0.117028161

D2p = 0

C10 = 0.848821816

C01 = -0.502404850

C20 = 0.270653856

C11 = 2.328046859E-02

C02 = -9.617166201E-03

!!

! seleção de elementos (deformação plana)

```

! Tipo 1:
! et,itype,ename,kop1,kop2,kop3,kop,4,kop5,kop6,inopr
et,1,plane183,0,,2,,1, ! elemento quadrilátero de 8 nós
! opções do elemento:
! kop1: 0 quadrilátero; 1 triângulo
! kop3: 2 def_plana; 3 def_plana c/ espessura; 5 def_plana
generalizada
! kop6: 0 formulação pure displacement; 1 formulação mixed u-P
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! propriedades de materiais
! modelos para materiais hiperelásticos
! Tipo 2: polinomial de ordem 2
tb,hyper,2,1,2,poly
tbtemp,0
tbdata,,c10,c01,c20,c11,c02,d1p
tbdata,,d2p,,,,,
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! geometria
! ponto no centro do círculo interno
k,1,0,0,0
! ponto no centro do círculo externo
k,2,0,-exc,0
! criação dos círculos
circle,1,dint,,,4
circle,2,dext,,,4
lesize,all,,,10,,,,,
! criação de linhas verticais
! dividindo em áreas esquerda e direita
l,4,8,5
l,6,10,5
! criação das áreas
al,1,4,10,8,5,9
al,2,3,10,7,6,9
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Geração de malha
! concatenação de linhas para

```



```
! Ambiente de solução
/solu
! solução não considerando não-linearidade geométrica
nlgeom,on
! tempo de solução
time,1
    ! divisão dos time-steps de maneira automática
autots,on
! Sub-steps: nominal, 100. Máximo 300. Mínimo 90
! nsubst,20,100,10
! Resultados armazenados para output - todos
! outres,all
! comandos adicionais para não-linearidade de material
! Insrch,on
! pred,on
! Solução
solve
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Ambiente de pós-processamento
/post1
! ajustar a escala para escala real.
/dscale,,1
! ler os resultados do último step de simulação
set,last,last
! plotar deslocamentos (U) na direção Y
! a opção marcada com 2 exibe o contorno da peça não deformada
! a opção marcada com 1 exibe em escala 1:1
plnsol,U,y,2,1,
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
```



## APÊNDICE C – PROGRAMAÇÃO DO ANSYS NO ESTÁGIO 2

---

```

! Programa para teste de material hiperelástico
! para a órteses de reabilitação
! Universidade Federal de São Carlos
! Departamento de Engenharia Mecânica
! Mariano Eduardo Moreno
! Flavia Aparecida Santos Barbosa
! São Carlos, dezembro / 2019
! PROGRAMA PRINCIPAL:
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Ambiente de pré-processamento
/prep7
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! DADOS DE ENTRADA DE GEOMETRIA E PRESSÃO DIFERENCIAL
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! parâmetros iniciais de geometria e carregamento
! geometria [mm]:
dext = 14.5    ! diâmetro externo
dext = dext/2  ! raio ext
dint = 10      ! diâmetro interno
dint = dint/2  ! raio int
exc = 1        ! excentricidade
! carregamento [MPa]:
press = 0.5    ! pressão interna diferencial
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Coeficientes para aproximação da curva hiperelástica
! PDMS Polinomial
D1p = 0.117028161
D2p = 0
C10 = 0.848821816
C01 = -0.502404850
C20 = 0.270653856
C11 = 2.328046859E-02
C02 = -9.617166201E-03
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! seleção de elementos (deformação plana)

```

```

! Tipo 1:
! et,itype,ename,kop1,kop2,kop3,kop4,kop5,kop6,inopr
et,1,plane183,0,,2,,1, ! elemento quadrilátero de 8 nós
! opções do elemento:
! kop1: 0 quadrilátero; 1 triângulo
! kop3: 2 def_plana; 3 def_plana
! c/ espessura; 5 def_plana generalizada
! kop6: 0 formulação pure displacement; 1 formulação mixed u-P
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! propriedades de materiais
! modelos para materiais hiperelásticos
! Tipo 2: polinomial de ordem 2
tb,hyper,2,1,2,poly
tbtemp,0
tbdata,,c10,c01,c20,c11,c02,d1p
tbdata,,d2p,,,,,
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! geometria
! ponto no centro do círculo interno
k,1,0,0,0
! ponto no centro do círculo externo
k,2,0,-exc,0
! criação dos círculos
circle,1,dint,,,4
circle,2,dext,,,4
lesize,all,,,10,,,,,
! criação de linhas verticais
! dividindo em áreas esquerda e direita
l,4,8,5
l,6,10,5
! criação das áreas
al,1,4,10,8,5,9
al,2,3,10,7,6,9
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Geração de malha
! concatenação de linhas para

```



```
! Ambiente de solução
/solu
! solução não considerando não-linearidade geométrica
nlgeom,on
! tempo de solução
time,1
    ! divisão dos time-steps de maneira automática
autots,on
! Sub-steps: nominal, 100. Máximo 300. Mínimo 90
! nsubst,20,100,10
! Resultados armazenados para output - todos
! outres,all
! comandos adicionais para não-linearidade de material
! Insrch,on
! pred,on
! Solução
solve
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
! Ambiente de pós-processamento
/post1
! ajustar a escala para escala real.
/dscale,,1
! ler os resultados do último step de simulação
set,last,last
! plotar deslocamentos (U) na direção Y
! a opção marcada com 2 exibe o contorno da peça não deformada
! a opção marcada com 1 exibe em escala 1:1
plnsol,U,y,2,1,
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
```