

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

LETICIA CORBARI FELDHAUS

**ESTUDO E OTIMIZAÇÃO DO ENVOLTÓRIO EXTERNO DAS PRÓTESES DE
ANTEBRAÇO**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATO BRANCO

2017

LETICIA CORBARI FELDHAUS

**ESTUDO E OTIMIZAÇÃO DO ENVOLTÓRIO EXTERNO DAS
PRÓTESES DE ANTEBRAÇO**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado como Trabalho de Conclusão de Curso, do Curso de Engenharia Mecânica da Coordenação de Engenharia Mecânica – COEME – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Campus Pato Branco, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheira Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

PATO BRANCO

2017

FOLHA DE APROVAÇÃO

ESTUDO E OTIMIZAÇÃO DO ENVOLTÓRIO EXTERNO DAS PRÓTESES DE ANTEBRAÇO

Leticia Corbari Feldhaus

Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação apresentado no dia 07/06/2017 como requisito parcial para a obtenção do Título de Engenheiro Mecânico, do curso de Engenharia Mecânica do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Câmpus Pato Branco (UTFPR-PB). O candidato foi arguido pela Banca Examinadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Examinadora julgou o trabalho **APROVADO**.

Prof. MsC. Diego Rizzotto Rossetto
(UTFPR)

Prof. MsC. Roberto Nunes da Costa
(UTFPR)

Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues
(UTFPR)
Orientador

Prof. Dr. Bruno Bellini Medeiros
Responsável pelo TCC do Curso de Eng. Mecânica

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família e a todas as pessoas que “seguram” minha mão me incentivando e apoiando a seguir em frente.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais pela determinação, paciência, confiança, amparo, carinho e incentivo para enfrentar cada obstáculo e continuar.

Agradeço pelo companheirismo, carinho, e amizade àqueles que trilharam esse caminho comigo e estiveram ao meu lado nos momentos engraçados, tristes, alegres e na cumplicidade do dia-a-dia.

Ao meu orientador Fabio Rodrigo Mandello Rodrigues, pela orientação, paciência, apoio e confiança. A esta universidade, seu corpo docente, direção e administração.

É difícil agradecer, nominalmente, todas as pessoas que de algum modo, nos momentos serenos e ou apreensivos, fizeram parte da minha trajetória acadêmica, por isso agradeço a todos de coração.

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

“Everything you see or hear or experience in any way at all is specific to you. You create a universe by perceiving it, so everything in the universe you perceive is specific to you.”

Douglas Adams (*Mostly Harmless* - Chapter 9)

RESUMO

FELDHAUS, Leticia C. Estudo e otimização do envoltório externo das próteses de antebraço. 2017. 65 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Pato Branco, 2017.

A deficiência motora ocorre em mais de 13 milhões de brasileiros onde 5,32% não possuem um membro ou parte dele e ainda, os níveis de aceitação do uso de próteses possuem valores muito reduzidos, principalmente devido ao elevado custo e peso. Assim, este trabalho tem como objetivo o estudo do envoltório externo das próteses de antebraço, através da utilização de um material capaz de atender às solicitações impostas e também a proposição de uma otimização geométrica para redução de massa, espessura, força e tensão. A metodologia proposta consiste em utilizar técnicas antropométricas para coletar medidas precisas de um antebraço humano e utiliza-las para desenvolver um modelo 3D pelo *software* Inventor, para depois submetê-lo a uma análise pelo método dos elementos finitos e também realizar simulações de otimização utilizando o algoritmo genético multi-objetivo (MOGA) através do *software* Ansys Workbench. O biomaterial utilizado foi o aço inoxidável 316 austenítico e a força aplicada na simulação foi equivalente à elevação de 10 kg pela mão, correspondendo a uma força de 98,1 N. O resultado da simulação inicial, para uma espessura arbitrária de 4 mm, demonstrou que o local de maior tensão se encontra na parte correspondente ao pulso, na união entre o antebraço e a mão, com um valor de 7,67 MPa. Assim, o próximo passo consistiu na utilização do algoritmo de otimização MOGA para a análise de quatro parâmetros propostos, sendo eles a espessura, massa, força máxima e tensão máxima. Os resultados demonstraram pontos de convergência para os valores de 3,945 mm de espessura, 1,366 kg de massa, 100,25 N de força máxima e 4,09 MPa de tensão máxima. Assim, é possível concluir que a realização das análises propostas gerou resultados consistentes que atendem às especificações impostas de carga e dimensões, atendeu aos objetivos propostos de redução de massa e especificação de um material capaz de atender às solicitações impostas, e ainda abriu oportunidades para trabalhos futuros.

Palavras-chave: Prótese de antebraço; antropometria; redução de massa; otimização.

ABSTRACT

FELDHAUS, Leticia C.. *Study and optimization of the outer wrap of the forearm prostheses*. 65 f. Project course – Mechanical Engineering, Federal University of Technology - Paraná (UTFPR). Pato Branco, 2017.

Motor disability occurs in more than 13 million Brazilians, where 5.32% do not have a limb or part of it, also, levels of prosthesis use acceptance have very reduced values, mainly due to the high weight. The aim of this research is to study the external wrap of the forearm prosthesis, through the use of a material capable of resist to imposed demands and also the proposal of a geometric optimization to reduce mass, thickness, force and stress. The proposed methodology consist of using anthropometric techniques to collect accurate measurements of a human forearm and use them to develop a 3D model by software Inventor, then subject the model to an finite element analysis and also perform an optimization using the multi-objective genetic algorithm (MOGA) through Ansys Workbench software. The biomaterial used is the 316 austenitic stainless steel and the load applied in the simulation was equivalent to hold 10 kg in the hand, corresponding to a force of 98.1 N. The result of the initial simulation, for an arbitrary thickness of 4 mm, showed that the site of greatest stress is located in the part corresponding to the wrist, in the union between the forearm and the hand, with a value of 7.67 MPa. Thus, the next step was to use the MOGA optimization algorithm for an analysis of four proposed parameters: thickness, mass, maximum stress and maximum force. The results show points of convergence for values of 3,945 mm of thickness, 1,366 kg of mass, 100,25 N of maximum force and 4,09 MPa of maximum tension. Thus, it can be concluded that the analysis generated consistent results that meet the specifications of load and dimensions, attended the purposes of mass reduction and specification of a material capable of meeting imposed demands, and also opened opportunities for future work.

Keywords: Forearm prosthesis; anthropometry; mass reduction; optimization.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Componentes dos membros superiores	21
FIGURA 2 – Níveis de amputação dos membros superiores	22
FIGURA 3 – Classificação das próteses de membro superior	24
FIGURA 4 – Representação dos graus de liberdade do braço humano	28
FIGURA 5 – Momento de flexão plantar	31
FIGURA 6 – A. Movimento de translação; B. Movimento de rotação.	33
FIGURA 7 – Circunferência do antebraço	35
FIGURA 8 – Circunferência do pulso	36
FIGURA 9 – Comprimento do antebraço	37
FIGURA 10 – Medida do comprimento do antebraço	42
FIGURA 11 – Medida da circunferência do pulso	42
FIGURA 12 – Medida do antebraço no eixo Z	43
FIGURA 13 – Medida do antebraço no eixo Y	44
FIGURA 14 – Esboço da modelagem 3D do antebraço e mão	46
FIGURA 15 – Modelagem 3D do antebraço e mão	47
FIGURA 16 – Esforços estabelecidos	49
FIGURA 17 – Elemento SOLID187	50
FIGURA 18 – Malha	50
FIGURA 19 – Tensão resultante sofrida pela prótese com espessura de 4 mm	51
FIGURA 20 – Número de pontos x Espessura	53
FIGURA 21 – Número de pontos x Massa	54
FIGURA 22 – Número de pontos x Tensão	54
FIGURA 23 – Número de pontos x Força Máxima	55
FIGURA 24 – Tensão máxima x Espessura	56
FIGURA 25 – Tensão máxima x Massa	57
FIGURA 26 – Tensão máxima x Força máxima	57
FIGURA 27 – Tensão resultante sofrida pela prótese com espessura de 3,94mm	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Composição química do aço inoxidável 316	27
Tabela 2 – Propriedades mecânicas do aço inoxidável 316	27
Tabela 3 – Graus de liberdade dos membros superiores	28
Tabela 4 – Medidas de circunferência e comprimento	43
Tabela 5 – Medidas do antebraço	44
Tabela 6 – Medidas da mão	45
Tabela 7 – Esforços inseridos	48
Tabela 8 – Valores aproximados de convergência	55
Tabela 9 – Valores de convergência para tensão de 4,09 MPa	58

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVOS	15
2.1	OBJETIVO GERAL	15
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
3	REFERENCIAL TEÓRICO	16
3.1	CIÊNCIAS DO ESTUDO DO MOVIMENTO	16
3.2	HISTÓRICO	17
3.3	PRÓTESE	18
3.4	NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO	20
3.5	CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES	23
3.6	BIOMATERIAIS	25
3.6.1	Aço Inoxidável	26
3.7	O MOVIMENTO DO BRAÇO HUMANO	27
3.7.1	Força, Momento e Torque	29
3.7.2	Leis de Newton	31
3.7.3	Cinemática	32
3.8	ANTROPOMETRIA	34
3.8.1	Circunferência do antebraço	35
3.8.2	Circunferência do pulso	35
3.8.3	Comprimento do antebraço	36
3.9	OTIMIZAÇÃO EM ENGENHARIA	37
3.9.1	Algoritmo Genético Multi-Objetivo (MOGA)	38
3.10	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	39
4	MATERIAIS E MÉTODOS	41
4.1	MEDIDAS DO ANTEBRAÇO	41
4.2	MEDIDAS DA MÃO	45
4.3	MODELAGEM 3D	45
5	RESULTADOS	48
5.1	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	48
5.2	ANÁLISE DE FORÇAS E TENSÕES RESULTANTES	51
5.3	PARÂMETROS DE OTIMIZAÇÃO	52
5.4	INTERAÇÃO DOS PARÂMETROS DE OTIMIZAÇÃO	56
6	CONCLUSÃO	60
	REFERÊNCIAS	62

1 INTRODUÇÃO

De acordo com os dados coletados no censo demográfico de 2010, que descreveram a prevalência dos diferentes tipos de deficiência e as características das pessoas que compõem esse segmento da população, a deficiência motora ocorre em 7% de toda a população residente no Brasil, o que representa mais de 13 milhões de brasileiros, dentre os quais 4,9 milhões são homens e 8,2 milhões são mulheres (IBGE, 2010). Dentre os brasileiros que apresentam deficiência motora, Neri e Soares (2004), detalham que 5,32% não possuem um membro ou parte dele.

Tendo sempre como objetivo principal minimizar ou eliminar as diferenças existentes entre as condições de vida das pessoas com deficiência e as das pessoas sem deficiência, Torres (2010) explica que o uso de próteses para a substituição de membros amputados começou no antigo Egito há milênios de anos antes de Cristo, conforme revelam as escavações arqueológicas, onde se utilizavam pernas e olhos artificiais. E somente entre o final do século XX e início do século XXI que se iniciou o estudo da integração de sistemas mecatrônicos com o corpo, onde as próteses possuem ligação direta com o sistema nervoso e respondem aos impulsos neurais com grande fidelidade. Porém, de acordo Colluci (2004), menos de 3% dos deficientes físicos brasileiros possuem acesso às próteses que substituem membros perdidos, pois produtos de qualidade e tecnologia avançada possuem custos superiores a setenta mil reais.

Resnik *et al.*, (2012) também põe em discussão o percentual de uso e rejeição das próteses de membros superiores. Ele afirma que muitos estudos demonstram que as pessoas com amputação de membro superior não estão satisfeitas com o nível de tecnologia das próteses ofertadas e muitas abandonam seu uso. Dentre os amputados transradialmente, o nível de rejeição é de 6%, enquanto os amputados com desarticulação de ombro possuem um nível de 60%. Dentre os fatores considerados para rejeição é possível citar o mau encaixe e conforto, peso, falhas mecânicas, aparência e falta de sensação de tato. As taxas de rejeição variam de acordo com os diferentes tipos de próteses, sendo 39% para mãos mioelétricas - dispositivo mecatrônico, composto de partes mecânicas controladas eletronicamente, que é acionado pela leitura do sinal produzido por um

ou mais músculos do usuário da prótese -, 53% para mãos passivas e 50% para ganchos movidos pelo corpo.

Estes números refletem a importância do desenvolvimento de estudos na área protética para o desenvolvimento de opções mais similares aos movimentos naturais do membro perdido.

O início das pesquisas para o desenvolvimento deste trabalho mostrou que a quantidade de estudos existentes para próteses de membros inferiores é superior à quantidade de estudos para as próteses de membros superiores, o que demonstra que esta é uma área em expansão e que necessita de pesquisa e desenvolvimento, para que sejam ofertadas opções de próteses que sejam cada vez mais capazes de reproduzir os movimentos de membros superiores reais com precisão e acessíveis financeiramente.

Os avanços nesta área são uma questão muito além de conforto, pois a tecnologia, com seu desenvolvimento cada vez maior, deve possibilitar uma maior autossuficiência aos usuários de próteses, sendo uma questão de qualidade de vida. O usuário de próteses precisa ter equipamentos e dispositivos que o satisfaçam funcional e esteticamente para que estes mecanismos o auxiliem a ter uma vida melhor e facilitem sua inclusão no meio social. Assim sendo, uma prótese adequada para os membros superiores deve possuir a capacidade de ser reconhecida como uma parte do corpo natural pelo amputado e ainda substituir capacidades motoras e sensoriais deste membro (CARVALHO, 2004). Para que isto ocorra, a proposição de estudos com o objetivo de identificar pontos críticos e simular situações reais de movimento é fundamental, pois este estudo possibilita o reconhecimento de possíveis pontos de melhoria e abre oportunidade para a proposição da otimização de modelos estudados.

É importante citar que o componente da prótese analisado neste estudo será seu envoltório externo, que tem como função proteger os componentes internos que dão mobilidade à prótese, permitir o encaixe com o dispositivo que substituirá as funções da mão e pulso, permitir o encaixe com o coto, e também fornece o aspecto estético.

A maioria dos amputados que abandonaram ou rejeitaram o uso de próteses afirmam que reconsiderariam seu uso se a prótese passasse por avanços tecnológicos e possuíssem custos razoáveis (RESNIK et al., 2012).

O desenvolvimento deste trabalho tem como motivação não somente o estudo de uma área com implicação social, mas também, a necessidade de estudos na área para a proposição de próteses que atendam às necessidades atuais de seus usuários e possam aumentar os índices de aceitação das próteses de membros superiores que, infelizmente, são bem inferiores a os índices de aceitação de próteses de membros inferiores.

Outro ponto importante observado é que o campo de estudo e desenvolvimento de próteses possui pouco destaque em meio nacional, o que reforça novamente a importância da realização deste tipo de estudo, portanto, o trabalho visa também agregar as pesquisas já existentes na área.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Por meio da realização de um estudo sobre as próteses de membro superior existentes, suas características de utilização, de funcionamento e também pontos críticos presentes atualmente, o presente trabalho tem por objetivo propor otimização geométrica do envoltório externo das próteses de antebraço para auxiliar no desenvolvimento de opções mais acessíveis e que aumentem os níveis de aceitação do dispositivo por parte de seus usuários.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Estudar, analisar, simular e propor, com base em resultados obtidos por simulação computacional, a utilização de material com custo reduzido, bem como com melhores propriedades mecânicas, para reduzir massa, espessura e tensão do envoltório externo das próteses de antebraço.

3 REFERÊNCIAL TEÓRICO

3.1 CIÊNCIAS DO ESTUDO DO MOVIMENTO

Diversas áreas em bioengenharia têm especial relevância para o estudo das próteses, como por exemplo, a biomecânica, segundo Hatze (1974) foi definida como o estudo da estrutura e função de sistemas biológicos por meio de métodos mecânicos, porém, o próprio autor defende que esta definição não é abrangente e precisa o suficiente para a correta descrição desta área, portanto ele propôs o uso de um novo termo, *Bionetics*, onde o define como sendo o estudo interdisciplinar de estruturas e funções de sistemas biológicos, tendo um alcance amplo e sendo responsável por todas as áreas de interação entre as biociências.

Como complemento a esta definição, Knudson (2007) define a mecânica como sendo um campo de estudo da física responsável pela descrição de movimentos e eles são criados por forças que atuam sobre os seres vivos. Assim, a biomecânica é a ciência que fornece as ferramentas conceituais e matemáticas necessárias para a compreensão de como os organismos vivos se movem e como profissionais voltados a estas áreas podem melhorar o movimento ou torná-lo mais seguro.

Aliado a este conceito, o autor também define o termo *Kinesiology*, em português chamado de Cinesiologia, que é conhecida na área acadêmica como estudo do movimento humano, e os seguidores desta área tem por objetivo o aprimoramento deste movimento. Para este aprimoramento é necessário saber o por que e como o corpo humano se movimenta, e este conhecimento é obtido através da união da Biomecânica com a Cinesiologia.

Outra área de destaque é a Engenharia de Reabilitação, que aborda o desenvolvimento de próteses, mas também outras deficiências como as sensoriais e as da fala. Aliado a ela encontram-se a Engenharia de Biomateriais que visa o desenvolvimento de materiais sintéticos ou naturais que podem substituir ou aumentar tecidos, órgãos ou funções do corpo; Engenharia Neural que estuda o sistema nervoso e desenvolve meios para reparar ou substituir nervos danificados e sistemas sensoriais, e também visa desenvolver dispositivos ou sistemas que se

comunicam com os nervos para restaurar a funcionalidade do sistema nervoso (BREY, 2005).

Um dos objetos de estudo destas ciências são pessoas com deficiência motora causada pela falta total ou parcial de um membro. Segundo Cunha (2002), esta falta pode ocorrer por uma deformação esquelética congênita ou por uma amputação cirúrgica ou acidental. O nascimento do indivíduo sem um membro ou parte dele caracteriza a má formação congênita, e, por sua vez, as causas de amputação cirúrgica de maior incidência são problemas de circulação nos membros, diabetes, acidentes de qualquer natureza, queimaduras, tumores ósseos ou em tecidos moles e infecções (SHOPPING ORTOPEDICO, 2010?). De acordo com Lucena (2015), as amputações de membros superiores ocorrem em menor número que as dos membros inferiores, porém elas ocorrem em ocasiões traumáticas, como acidentes, em 75% dos casos.

Assim sendo, uma das alternativas para aumentar a qualidade de vida e independência de pessoas com algum tipo de deficiência física que envolva a falta de algum membro inferior ou superior, ou de parte dele, é a utilização de próteses que possuam tecnologia e versatilidade para atender às necessidades do dia a dia (CARVALHO, 2004).

3.2 HISTÓRICO

O início da utilização de próteses se iniciou a milhares de anos antes de Cristo, no antigo Egito onde foram encontrados registros arqueológicos de pernas e olhos artificiais. O primeiro registro oficial, segundo Lucena (2015), ocorreu na Segunda Guerra Púnica por volta do ano 208 d.C., quando o general Marcus Sergius perdeu sua mão e, na ocasião, uma mão de aço foi confeccionada para ocupar o espaço do membro amputado.

Existem ainda relatos de partes protéticas que visavam restituir as funções do membro perdido a partir do século XV, através do relato da confecção de próteses de ferro para soldados pelos mesmos ferreiros que produziam armaduras. Porém às próteses de aço eram pesadas e percebeu-se a necessidade de próteses mais móveis que pudessem permitir a retomada de movimento dos membros

perdidos, portanto, a partir do século XIX surgiram próteses de madeiras com tendões artificiais que possibilitavam a recriação de movimentos através de reações a movimentos de outras partes do corpo (TORRES, 2010).

Foi apenas no início do século XX que começaram a serem desenvolvidas próteses leves, de componentes poliméricos e que eram produzidas em processos avançados e industriais que permitiam uma maior adaptação por parte dos usuários. Finalmente, no final do século XX e início do século XXI, surgiram estudos em cima das ciências que estudam a integração de sistemas mecânicos com o corpo humano, como a Biomecânica e a Cinesiologia, o que vem permitindo, até os dias atuais, a criação de próteses ligadas diretamente ao sistema nervoso e que respondem com grande precisão a impulsos neurais (TORRES, 2010).

É perceptível o avanço das pesquisas na área sobre a qual a protética tem se dado, assim, é possível acompanhar o surgimento de um grande número de próteses que aproximam cada vez mais as condições de vida de pessoas com deficiência das condições de vida das pessoas sem deficiência.

3.3 PRÓTESE

Segundo Rezende (2004) no livro *Linguagem Médica*, a palavra prótese tem origem grega formada com o tema *thésis*, do verbo *títhemi* que significa colocar, acrescentar. Por sua vez o prefixo *Pró-* tem o sentido de “na frente”, “diante de”. Assim o termo foi primeiramente aplicado por Hipócrates para se referir à colocação de talas de madeira para a imobilização de fraturas do antebraço.

De acordo com o Dicionário Brasileiro da Língua Portuguesa – Michaelis, a definição de prótese é uma “peça artificial que substitui um órgão ou parte do corpo que apresenta deficiência grave, assegurando suas respectivas funções, ou que ajuda ou proporciona melhora em uma função natural”.

Para Brey (2005) prótese é qualquer artefato usado para restaurar funções corporais, e é o foco do campo de estudo da bioengenharia, preocupado com o desenvolvimento e montagem de partes do corpo artificiais, que aplica técnicas de engenharia à medicina e ciências biomédicas.

Finalmente, Araújo (2010) inclui outra definição importante, a de coto. Assim, coto é a parte restante do membro que foi amputado e pode ser curto, médio ou longo. Por sua vez, prótese é um aparelho ortopédico conhecido como membro artificial que será adaptado sobre o coto para substituir o membro natural ou a parte dele que foi amputada.

Como a prótese deve atender à necessidade de seu usuário, Vidal (2008) ressalta que para uma prótese ter sucesso ela deve cumprir quatro requisitos: funcionalidade, agilidade, controle e cosmética. No requisito funcionalidade, a prótese deve executar movimentos estáveis de preensão e manipulação, e também deve também possuir graus de liberdade necessários para dar correta agilidade e exatidão nos movimentos cumprindo assim o requisito de agilidade. O requisito controle, por sua vez, deve permitir com que a prótese restaure as capacidades sensoriais motoras onde a intenção do usuário deve ser interpretada em tempo real, e por fim, a prótese deve possuir aparência estática e dinâmica do membro perdido para cumprir o requisito cosmético.

Weir (2004) aborda um dos principais pontos deste trabalho, o peso. Ele afirma que o peso final de uma prótese é crítico para o sucesso de qualquer adaptação protética, pois, não se deve fazer uma substituição de membro artificial possuindo o mesmo peso que o membro perdido já que o peso de um braço masculino adulto é de cerca de 10 kg. Próteses de membros superiores com peso acima de 3,5 kg causam tamanho desconforto associado com a suspensão de muito peso do corpo e não podem ser utilizadas por um dia inteiro. Braços artificiais precisam ser tão leves quanto possível, pois a falta de uma conexão íntima entre o usuário amputado e a substituição de membros significa que a prótese é percebida como uma carga externa e, portanto, como algo que deve ser transportado. Os braços artificiais devem ser usados por seus usuários por períodos de mais de 8 a 12 horas por dia.

Para contextualizar as metas e expectativas associadas com diferentes próteses, em um estudo realizado por Biddiss (2007), através de questionários aplicados a usuários de próteses de membros superiores, foi possível concluir que os usuários de ganchos acionados pelo corpo e mãos elétricas, os aspectos mais importantes foram a funcionalidade e o conforto, enquanto baixo custo foi considerado mais importante para todos os usuários. Os participantes também foram questionados sobre sua satisfação no uso de sua prótese atual, assim, usuários de

próteses acionadas pelo corpo relataram insatisfação a com falta de *feedback* sensorial, e controle de temperatura/transpiração, juntamente com o conforto, aperto de objetos macios ou grandes, e força de preensão. Portadores de próteses elétricas também estavam insatisfeitos com o calor/transpiração associado com o desgaste da prótese, juntamente com a coloração da mesma.

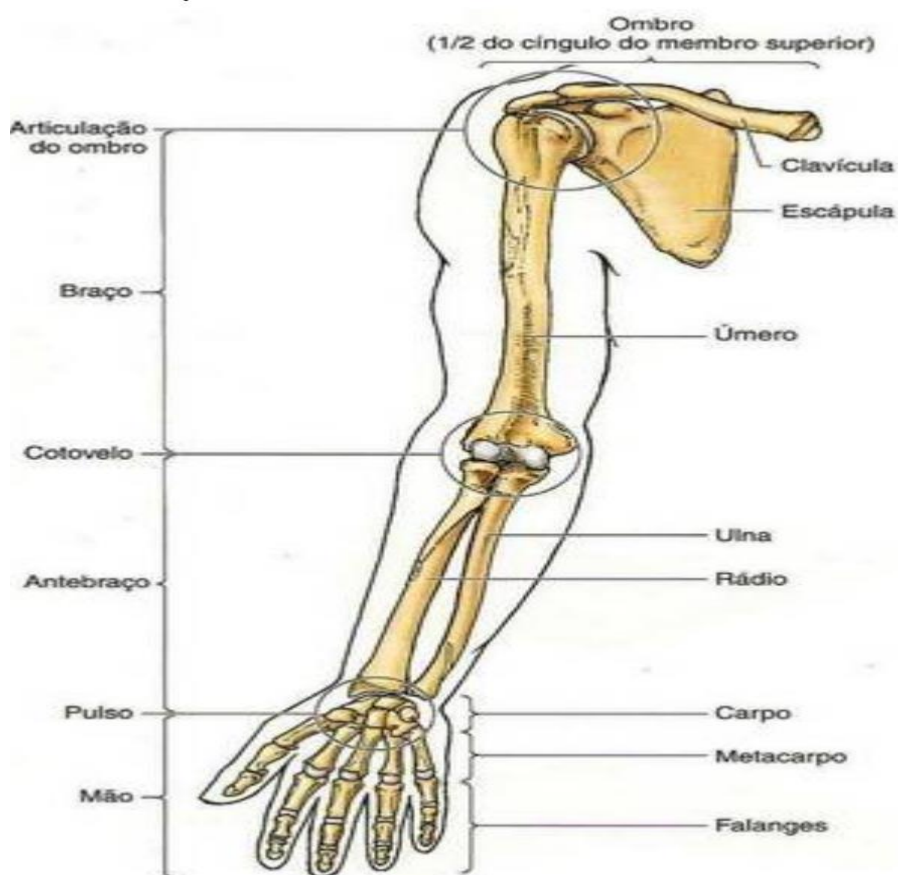
Assim sendo, é possível concluir que melhorias no conforto, particularmente o peso, são consideradas de alta prioridade, bem como o aprimoramento funcional e aparência realista. Todos estes itens implicam que nem todos os casos de usos de próteses são iguais, portanto existe uma padronização quanto ao tamanho e aos níveis de amputação indicados. Esta padronização será vista no item a seguir.

3.4 NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO

Os níveis de amputação são definidos pela medicina de acordo com sua localização, devendo localizar-se sempre o mais distal possível. Quanto mais proximal a amputação, mais difícil a confecção de uma prótese do ponto de vista técnico. Manter os ressaltos e aproveitar os ossos é importante para facilitar a fixação e utilizar os movimentos restantes do coto. Portanto a prótese deve ser leve e compacta para que possa ocupar o espaço antes ocupado pelo membro perdido (CUNHA, 2002).

A nomenclatura de como os membros superiores são divididos, bem como os ossos que os compõem, podem ser vistos na Figura 1.

Figura 1 – Componentes dos membros superiores



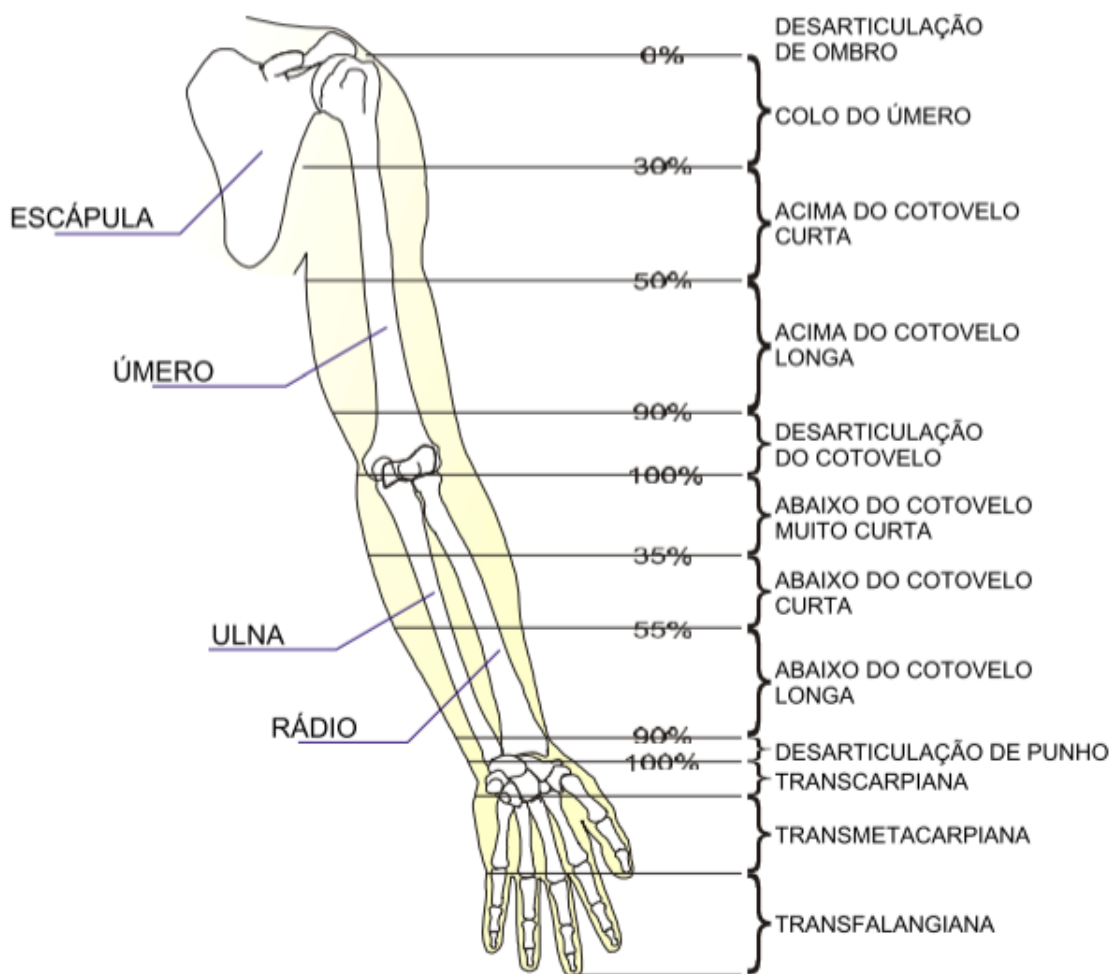
Fonte: Moore (2007).

Lucena (2015) define seis níveis de amputação principais de membros superiores, são eles:

- Desarticulação do ombro;
- Transumeral ou colo do úmero;
- Desarticulação do cotovelo;
- Transradial ou abaixo do cotovelo;
- Desarticulação do punho;
- Transcarpalpiana.

Os níveis de amputação dos membros superiores podem ser melhor visualizados pela Figura 2 abaixo:

Figura 2 – Níveis de amputação dos membros superiores



Fonte: Adaptado KOTTKE *et al.*, (1984).

De acordo com Carvalho (2004) a mão humana contém 27 ossos, 19 músculos situados dentro dela, 17 articulações e vários tendões ativados por músculos situados no antebraço. Ela possui 23 graus de liberdade, sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e dois para a palma da mão. Todos estes componentes e complexidade é o que possibilitam a realização de importantes tarefas relacionadas a movimentação, força e sensibilidade. O restante do braço, até a região escapular, contém no antebraço os ossos rádio e a ulna, no braço o úmero e no ombro a clavícula e a escápula, e dezenas de músculos.

Para o presente trabalho, o nível de amputação será considerado abaixo do cotovelo muito curta ate 35% conforme Figura 2, onde grande parte dos movimentos do antebraço serão conservados, bem como parte dos movimentos de rotação lateral e média. Lucena (2015) acrescenta que esta amputação ocorre entre a articulação do punho e a articulação do cotovelo e pode ser classificada de três

maneiras diferentes com relação ao tamanho, sendo elas: amputação transradial proximal, próxima ao punho; amputação transradial medial; e amputação transradial distal, próxima ao cotovelo. Aliado a isto, este nível de amputação possibilita maior adaptação de mecanismos motores que possam vir a existir (CUNHA, 2002).

3.5 CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES

Uma das maneiras de classificar as próteses é de acordo com sua fonte de energia e capacidade funcional, sendo elas próteses passivas e ativas. Assim sendo, as próteses passivas podem ser subdivididas em estéticas e passivas para o trabalho. Elas não possuem peças articuladas acionadas mecanicamente o que impede a realização de movimentos comandados pelo usuário. As próteses estéticas são dispositivos que apenas substituem o aspecto externo do membro amputado e não possuem funcionalidade, portanto elas possuem como característica serem mais confortáveis e leves. Por sua vez, as próteses passivas para o trabalho são dispositivos estáticos e possuem uma ferramenta na ponta mais distal, como um gancho ou um martelo (CAMARGO, 2003; CUNHA, 2002; GAINÉ et al., 1997).

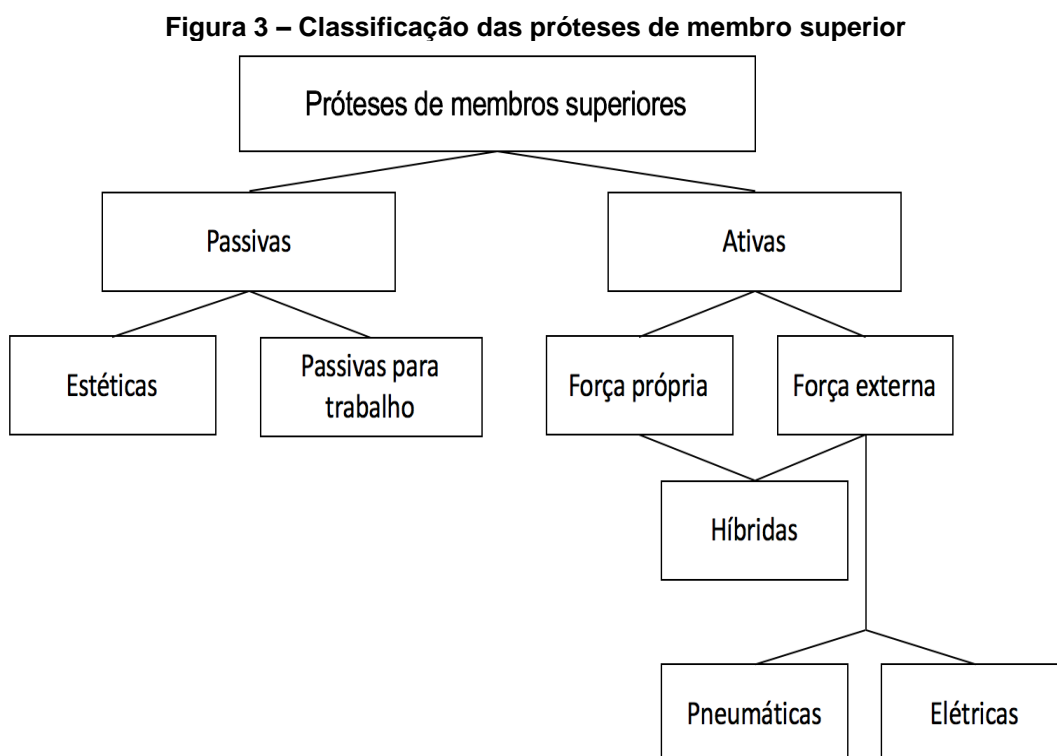
As próteses ativas possuem certa mobilidade onde o paciente possui controle de seus movimentos e pode ser utilizada em praticamente todos os níveis de amputação. A fonte de energia pode ser proveniente do próprio usuário, externa a ele ou híbrida, sendo uma combinação de ambos. Quando o paciente utiliza sua própria força para acionar os movimentos, dá-se o nome de Prótese Ativas por Tração, onde os movimentos são controlados por esforços e movimentos do próprio corpo do usuário, como ombros ou o coto, sendo este seu principal ponto negativo, já que os movimentos não são naturais e intuitivos e implicam na necessidade de treinamento e adaptação (CAMARGO, 2003; CUNHA, 2002).

As próteses ativas acionadas por força externa possuem uma maior semelhança com os membros naturais e podem ainda ser subdivididas em pneumáticas e elétricas. As próteses pneumáticas utilizam um reservatório de ar comprimido ou gás carbônico (CO₂) que aciona os atuadores pneumáticos possibilitando o movimento. O acionamento deste tipo de prótese é realizado por

contrações musculares do coto, porém ela se mostra pouco eficiente, pois é muito pesada, possui pouca autonomia e dificuldade no controle do nível de força exercido. Por sua vez as próteses elétricas utilizam interruptores em contato com a pele acionados também por contrações musculares. Eles controlam os motores que acionam os mecanismos da prótese (CAMARGO, 2003; CUNHA, 2002).

Finalmente, Camargo (2003) ressalta que as próteses elétricas que apresentam maior vantagem são chamadas mioelétricas, pois possuem acionamentos independentes de cabos, maior controle e possibilitam a realização de diversos movimentos naturais. Cunha (2002) explica que elas possuem eletrodos que ficam em contato com a pele, geralmente nos músculos do coto que não foram lesionados, e captam sinais para exercer o controle dos motores. Como são controladas eletronicamente elas possibilitam com que a força aplicada seja proporcional à força exercida aumentando a proximidade da prótese com os movimentos realizados pelo membro amputado e deixando-os mais naturais e intuitivos.

A forma como os tipos de próteses foram classificados podem ser facilmente visualizados pela Figura 3 abaixo:



Fonte: Autor.

Neste trabalho, será abordado um estudo sobre as próteses ativas e seu material constituinte, que deve apresentar benefícios como resistência à temperatura e raios ultravioletas, resistência a sujeira, fácil limpeza, peso adequado, conforto, possibilitar a realização de movimentos com máxima precisão e harmonia, e ainda, possuir a capacidade de pegar e segurar objetos.

3.6 BIOMATERIAIS

Biomaterial é definido por Araújo (2005) como tudo que tem contato com fluidos do corpo interna ou externamente, de modo contínuo ou intermitente. Sua utilização permite a confecção de dispositivos que estarão em contato direto com o corpo humano e que visam cumprir determinadas funções, total ou parcialmente perdidas. O autor ainda acrescenta que eles são materiais avançados que oferecem ao paciente uma melhora na qualidade de vida. Catalani (2011), por sua vez, complementa que biomateriais são materiais destinados a realizar a interface biológica com sistemas para que se possa avaliar, tratar, aumentar ou substituir tecidos, órgãos ou funções do corpo.

Com relação ao número de unidades dos diferentes tipos de biomateriais utilizados anualmente, na faixa de 1 a 2,5 milhões de unidades por ano destacam-se as próteses de quadril, joelho e ombro (PIRES, 2015).

Existem dois requisitos principais que um biomaterial deve atender: a biocompatibilidade, que se caracteriza como a habilidade do material de atuar com uma resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica; e o desempenho funcional. Aliado a isto, é importante que os materiais usados para a fabricação de próteses sejam altamente resistentes às tensões mecânicas e à corrosão (ARAÚJO, 2005).

Biomateriais metálicos, dentre os diferentes tipos biomateriais, destacam-se por apresentar excelente desempenho mecânico, como alta resistência à fadiga e à fratura, características estas que permitem sua utilização para a substituição, reforço ou estabilização de tecidos rígidos, os quais são constantemente submetidos a altas cargas de tração e compressão. A grande versatilidade dos metais para o

uso biomédico deve-se, também, à possibilidade de polimento e abrasão da superfície, bem como à facilidade de esterilização (PIRES, 2015).

Por sua combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e custo efetivo quando comparado a outros materiais metálicos para implante, o aço inoxidável é o biomaterial mais frequentemente usado, seguido pelas ligas de titânio e o titânio comercialmente puro, e as ligas à base de cobalto-cromo (PIRES, 2015).

3.6.1 Aço Inoxidável

De acordo com Araújo (2015) o aço inoxidável austenítico é o mais indicado para aplicações que envolvam o contato com fluídos corpóreos, pois esta estrutura oferece maior resistência a corrosão. Ela é obtida através da adição de níquel que estabiliza a estrutura cúbica de face centrada do ferro e expande o campo da fase austenítica e torna a austenita estável até temperaturas abaixo da temperatura ambiente. Ele não é endurecível por tratamento térmico, mas pode ser endurecido por trabalho a frio e para que sua resistência à corrosão seja aumentada é aconselhável adicionar molibdênio como elemento de liga.

O autor ainda ressalta que os aços inoxidáveis utilizados atualmente contêm entre 13% e 16% em peso, de níquel, embora este material seja conhecido por causar reações alérgicas em pacientes. Assim sendo, foi desenvolvida uma nova liga de aço inoxidável com um teor mais elevado de nitrogênio que combina os benefícios das propriedades mecânicas e a menor quantidade de níquel que poderia causar reações alérgicas. Além disso, seu alto teor de cromo, molibdênio e nitrogênio faz com que esse aço inoxidável seja muito resistente à corrosão. Esse novo aço representa uma tendência para implantes de aço inoxidável e vem sendo submetido a estudos e testes para comprovar suas melhores propriedades mecânicas em relação ao aço inoxidável usado atualmente.

O material proposto para realizar as simulações foi o aço inoxidável 316. O tipo 316 é um aço inoxidável austenítico de cromo-níquel contendo molibdênio, com baixo teor de carbono e não possui contaminantes em sua superfície, evitando assim qualquer tipo de reação alérgica quando em contato com a pele. Sua

composição química aproximada e suas propriedades mecânicas podem ser vistas nas Tabelas 1 e 2 à seguir:

Tabela 1 – Composição química do aço inoxidável 316

Elemento	C	Cr	Ni	Mo	Mn	N	P	S	Si
%	0,08	16 a 18	10 a 14	2 a 3	2	0,10	0,045	0,03	0,75

Fonte: AK Steel Corporation (2007).

Tabela 2 – Propriedades mecânicas do aço inoxidável 316

Resistência à tração (MPa) min	Limite de escoamento (MPa) min	Alongamento (% in 50mm) min	Dureza	
			Rockwell B max	Brinell max
515	207	40	95	217

Fonte: Azom Materials (2001).

3.7 O MOVIMENTO DO BRAÇO HUMANO

Para a realização de tarefas simples, como jogar arremessar uma bola em um alvo, múltiplas soluções estão disponíveis, cada uma delas percorrendo um caminho que leva a mão a partir de uma posição inicial até a posição final. A liberdade de escolher o caminho e o perfil de velocidade traz à tona um novo conceito, o de redundância, em uma tarefa de movimento (CAMPOS, 2009). De acordo com Cruse (1990), a redundância é uma propriedade geralmente encontrada em sistemas biológicos. Nos membros superiores humanos, por exemplo, ela pode ser observada no fato de que existem mais articulações livres do que seria necessário para realizar um movimento. Assim, uma determinada tarefa pode ser alcançada por diversas combinações de ângulos das articulações, o que faz surgir a questão de como o sistema de controle seleciona uma determinada combinação dentre todas as opções existentes.

Um aspecto desta redundância ocorre, pois, o braço humano possui 7 graus de liberdade (DOF) em sua estrutura cinemática, o que excede o número mínimo necessário de 6 DOF para mover o braço humano no espaço tridimensional. Na perspectiva da modelagem computacional, a redundância cinemática é vista como um problema, já que a maioria das posições de mão e braço pode ser alcançada por infinitas combinações das articulações (CAMPOS, 2009).

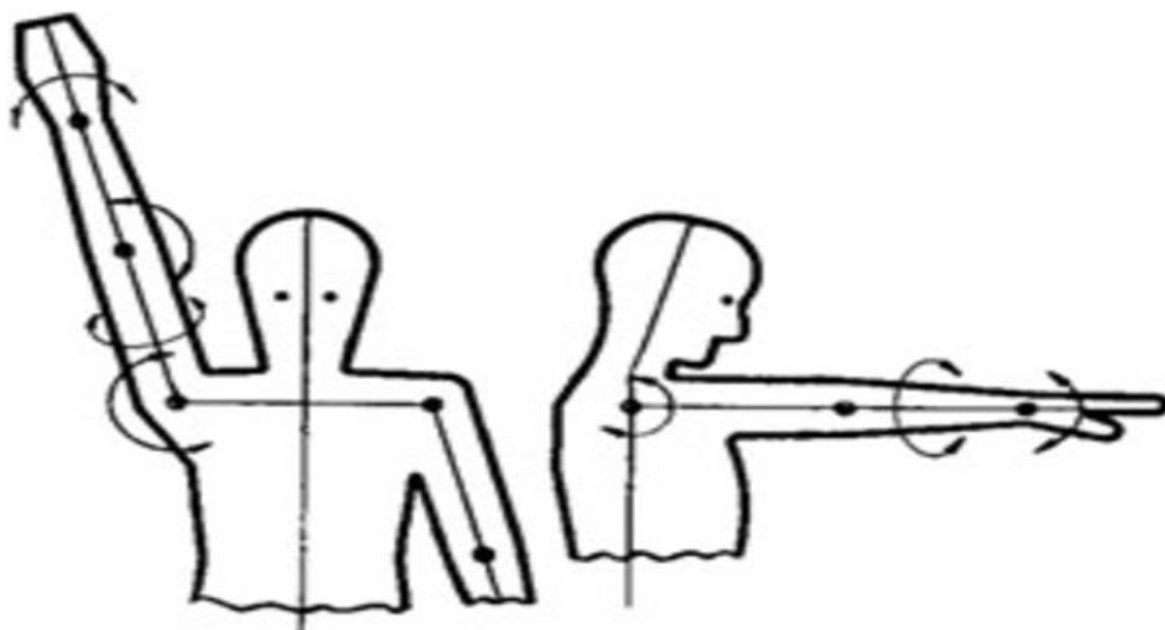
Costa (2016) demonstra mais detalhadamente onde estão localizados os graus de liberdade dos membros superiores através da Tabela 3 e da Figura 4 abaixo:

Tabela 3 – Graus de liberdade dos membros superiores

Junta	Tipo	Graus de liberdade (DOF)
Ombro	Esférica	3
Cotovelo	Rotacional	1
Pulso	Esférica	3

Fonte: COSTA (2016).

Figura 4 – Representação dos graus de liberdade do braço humano



Fonte: COSTA (2016).

Alguns modelos de formação de trajetória afirmam que os diferentes níveis de redundância podem ser resolvidos de forma independente e geralmente se concentram apenas no planejamento da trajetória. Outros modelos são formulados com base de que estes problemas são resolvidos de forma interativa e simultaneamente. Apesar da complexidade que o número de níveis de redundância sugere, os seres humanos mostram surpreendentemente regularidades ao gerar movimentos. Evidências experimentais para estas regularidades levaram os pesquisadores a acreditar que um princípio unificador pode ser usado por seres humanos para resolver a redundância, porém esses modelos eram fracos na contabilização de tarefas onde forças externas estavam presentes. Esta

inconsistência nos modelos descritivos levou os pesquisadores a voltar-se para variáveis dinâmicas para encontrar um princípio unificador que caberia uma ampla gama de movimentos (CAMPOS, 2009; ADMIRAAL, 2004).

Cada modelo estudado leva em consideração um aspecto das características do movimento dos membros superiores, neste contexto, é possível notar que uma comparação quantitativa entre o desempenho destes modelos para movimentos no espaço 3D se mostram deficientes na literatura. Esta comparação seria importante por várias razões, como por exemplo, uma comparação quantitativa poderia revelar se um único modelo pode fornecer um bom ajuste aos dados ou se o sistema nervoso central pode usar vários critérios, sendo cada critério adequado ao seu contexto de utilização. Nesse caso, pode ser que um modelo gere um bom desempenho para um determinado conjunto de movimentos, mas falhe para outro. Tendo em conta os diferentes critérios de otimização dos vários modelos, o mais provável é que o desempenho dos modelos dependa do contexto e instrução (ADMIRAAL, 2004).

Embora o corpo humano seja um sistema biológico complexo composto de trilhões de células, está sujeito às mesmas leis fundamentais da mecânica que governam estruturas de metal ou plástico. A biomecânica é responsável pelo estudo da resposta de sistemas biológicos a forças mecânicas e sua aplicação no sistema musculoesquelético tem levado a uma melhor compreensão da função articular e disfunção, resultando em design melhorias em dispositivos tais como as próteses (KARDUNA, 2002). Além disso, conceitos básicos de biomecânica são importantes para os clínicos tais como cirurgiões ortopédicos e fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais e serão abordados nas próximas seções deste trabalho.

3.7.1 Força, Momento e Torque

O sistema musculoesquelético é responsável por gerar as forças que movem o corpo humano no espaço, bem como evitar movimentos indesejados. Compreender a mecânica do movimento humano requer uma capacidade de estudar as forças e momentos aplicados ao corpo, e gerados pelo corpo ou um segmento do corpo em particular. Assim sendo, força é definida como um "empurrar ou puxar" que

resulta do contato físico entre dois objetos e é uma grandeza vetorial com magnitude, orientação, direção e um ponto de aplicação. A única exceção a esta regra é a força devido à gravidade, em que não há contato físico direto entre dois objetos (KARDUNA, 2002).

Por sua vez, um momento (M) é geralmente gerado pela atuação de uma força (F) a uma distância (r) do centro de rotação de um segmento. Um momento tende a provocar uma rotação e é definido pelo produto vetorial:

$$M = r \times F \quad (1)$$

Portanto, um momento é representado por um vetor que passa através do ponto de interesse (por exemplo, o centro de rotação) e é perpendicular a ambos os vetores de força e distância. Para uma análise bidimensional, tanto a força e distância são vetores no plano do papel, de modo que o vetor de momento é sempre na direção perpendicular à página, com uma linha de ação através do ponto de interesse. Uma vez que tem apenas esta orientação e linha de ação, um momento é muitas vezes tratado como uma quantidade escalar em uma análise bidimensional, com apenas magnitude e direção (KARDUNA, 2002; KNUDSON, 2007).

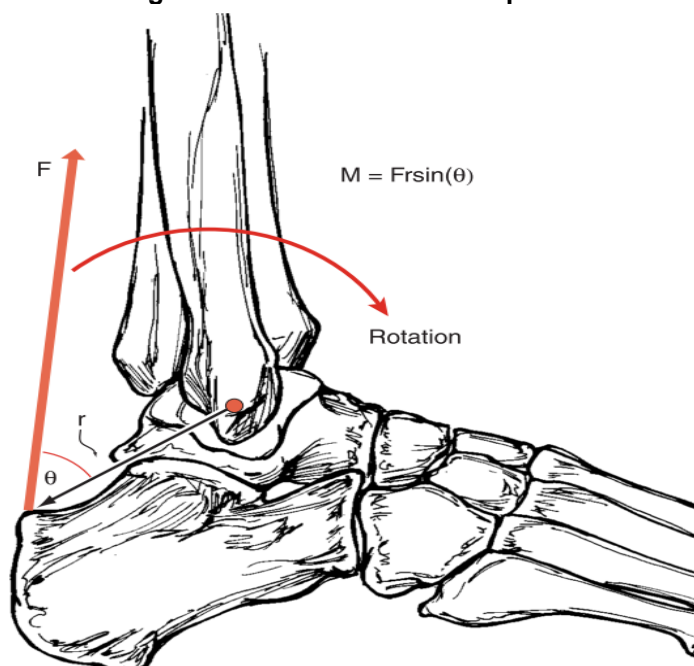
Torque é outro termo que é sinônimo de um momento escalar. A partir da definição de um produto vetorial, a magnitude do momento é calculada como:

$$M = r \times F \times \text{sen}(\theta) \quad (2)$$

A sua orientação é referida como a direção em que tende a causar o giro de um objeto.

A Figura 5 representa um momento de flexão plantar criado pela força no tendão de Aquiles. Ela possibilita a visualização da força (F), a distância (r) do centro de rotação e também o ângulo (θ) entre a força e o vetor de posição. A direção do momento tende a ser a direção na qual o objeto irá rotacionar.

Figura 5 – Momento de flexão plantar



Fonte: KARDUNA (2012).

3.7.2 Leis de Newton

A análise dinâmica dos esforços que um corpo é submetido pode ser realizada de diversas maneiras, sendo a abordagem Newtoniana, baseada nas três leis de Sir Isaac Newton (1642–1727), a mais usual. Portanto, Norton (2004) as define como:

- Primeira Lei: Um corpo em repouso tende a permanecer em repouso e um corpo em movimento com uma velocidade constante tenderá a manter esta velocidade, a menos que seja submetido a uma força externa;
- Segunda Lei: A derivada em relação ao tempo da quantidade de movimento de um corpo é igual à magnitude da força aplicada e age na direção da força;
- Terceira Lei: Para cada ação (força) há uma reação (força de oposição) de igual magnitude, mas na direção oposta.

A partir da primeira lei, se um corpo está em repouso, não existem forças externas que agem sobre ele que gerem desequilíbrio. Esta situação é denominada equilíbrio estático, onde o somatório de todas as forças externas que atuam sobre um corpo deve ser igual a zero (KARDUNA, 2002). Portanto, para uma análise

tridimensional, há um total de seis equações que devem ser satisfeitas para equilíbrio estático:

$$\begin{array}{lll} \Sigma F_x = 0 & \Sigma F_y = 0 & \Sigma F_z = 0 \\ \Sigma M_x = 0 & \Sigma M_y = 0 & \Sigma M_z = 0 \end{array} \quad (3)$$

A segunda lei de Newton, de acordo com Norton (2004) para um sistema tridimensional de corpos rígidos conectados, pode ser escrita como três equações escalares envolvendo componentes ortogonais tomadas de acordo com um sistema local de eixos x , y , z com sua origem no centro de gravidade do corpo, onde força externa (F) sobre um objeto é proporcional ao produto da massa desse objeto (m) e aceleração linear (a):

$$\Sigma F_x = ma_x \quad \Sigma F_y = ma_y \quad \Sigma F_z = ma_z \quad (4)$$

Por fim, a Terceira Lei de Newton é aplicada quando se deseja encontrar as forças em conjuntos formados por corpos que agem um sobre o outro (NORTON, 2004).

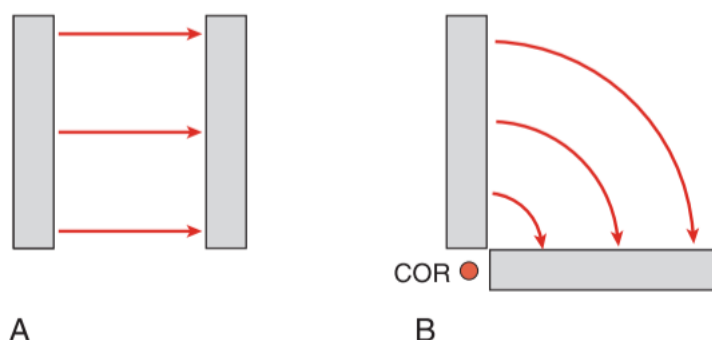
Até agora, o foco tem sido a estudar as forças estáticas que atuam sobre o sistema musculoesquelético. A próxima seção trata da cinemática, que é definida como o estudo do movimento sem levar em conta as forças que causam esse movimento.

3.7.3 Cinemática

Movimento linear puro, ou de translação, ocorre quando todos os pontos de um objeto se movem a mesma distância. No entanto, com poucas exceções este movimento de translação não ocorre frequentemente em articulações musculoesqueléticas (Figura 6.A). Por sua vez, o movimento rotacional é mais comum, em que há um ponto em um osso que permanece estacionário, o centro de rotação (*center of rotation* – COR), e todos os outros pontos traçam arcos de um círculo em torno deste ponto. Para movimentos tridimensionais, o centro de rotação

é substituído por um eixo de rotação, onde também pode haver translação (Figura 6.B) (KARDUNA, 2012).

Figura 6 – A. Movimento de translação; B. Movimento de rotação



Fonte: KARDUNA (2012).

Como complemento dos conceitos apresentados anteriormente, Karduna (2012) explica que ambos os deslocamentos lineares e angulares são medidas de distância. Posição é definida como a localização de um ponto ou um objeto no espaço e deslocamento é definido como a distância percorrida entre dois locais. Por sua vez, a mudança de posição linear e angular (deslocamento) ao longo do tempo é definida como a velocidade linear e angular, respectivamente. Da mesma forma, mudanças na velocidade linear e angular ao longo do tempo são definidas como aceleração linear e aceleração angular.

Cinética é o estudo de movimento sob a ação de forças, e cinemática e cinética estão vinculadas a segunda lei de Newton, que afirma que a força externa (F) sobre um objeto é proporcional ao produto da massa desse objeto (m) e aceleração linear (a), como foi definido anteriormente. Nas condições de equilíbrio estático, não existem forças externas porque não há nenhuma aceleração, e a soma das forças externas pode ser definida igual a zero. No entanto, quando um objeto está em aceleração, as chamadas forças inerciais (devido à aceleração) devem ser consideradas, e a soma das forças já não é igual a zero. Assim sendo, existe uma relação análoga para movimento de rotação, em que o momento externo (M) sobre um objeto é proporcional ao momento de inércia (I) e aceleração angular (α) (KARDUNA, 2002).

$$M = I * \alpha \quad (5)$$

Assim como a massa é uma medida da resistência da aceleração linear, o momento de inércia é uma medida da resistência à aceleração angular, portanto ele é afetado tanto pela massa total quanto pela distância que a massa se encontra do centro de rotação. Assim:

$$I = m * r^2 \quad (6)$$

Quanto mais longe a massa de um objeto se encontra do centro de rotação, maior seu momento de inércia.

3.8 ANTROPOMETRIA

Para a criação de próteses adequadas e de qualidade, é de extrema importância que seu tamanho, peso e funcionalidades sejam adequados para cada usuário, e também, sabemos que cada ser humano possui características físicas distintas. Portanto, para conseguir as medidas e dimensões mais precisas para cada prótese é utilizada uma ciência chamada Antropometria.

Antropometria é o estudo das medidas do corpo humano em termos de dimensões do tecido ósseo, muscular e adiposo (gordura). A palavra “antropometria” é derivada da palavra grega “*anthropo*” que significa “humano” e a palavra grega “*metron*” que significa “medida”. Assim, esta ciência abrange uma variedade de medidas do corpo humano como peso, altura, comprimentos de membros, espessuras de dobras cutâneas, circunferências e larguras. (CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2007)

Para que estas medidas sejam precisas, Stewart (2011) cita que existem uma série de técnicas necessárias para obter um perfil antropométrico abrangente em uma pessoa. Há muitas razões pelas quais as medidas das dimensões do corpo são tomadas e a adoção de um perfil e metodologia padronizados permite comparações a nível local, nacional e internacional entre os grupos de amostra.

Assim, para cada usuário de prótese é necessária a aplicação de técnicas adequadas da antropometria no membro que não foi amputado, para que se obtenha a simetria mais adequada. No caso deste trabalho, será necessária a

obtenção das medidas de circunferência do antebraço e pulso e do comprimento do antebraço estipuladas por Stewart (2011). Elas serão abordadas a seguir.

3.8.1 Circunferência do antebraço

A posição do indivíduo deve ser de pé descontraída com o braço esquerdo pendurado ao lado. O braço direito deve estar ligeiramente flexionado no ombro e o cotovelo estendido. Assim, a medida é tomada na circunferência máxima do antebraço, conforme Figura 7. O indivíduo segura a palma para cima enquanto relaxa os músculos do antebraço. É necessário mover a fita métrica para cima e para baixo do antebraço e fazer medições em série, a fim de localizar corretamente o nível de circunferência máximo.

Figura 7 – Circunferência do antebraço



Fonte: STEWART (2011).

3.8.2 Circunferência do pulso

O indivíduo assume uma posição de pé descontraída com o braço esquerdo pendurado ao lado. O braço direito do indivíduo está ligeiramente

flexionado no ombro, o cotovelo é estendido, o antebraço supinado - movimento de rotação do antebraço pelo qual a palma da mão torna-se superior - e a mão relaxada, conforme Figura 8. Assim, obtém-se a circunferência mínima nesta região. Os tecidos não devem ser comprimidos por tensão excessiva.

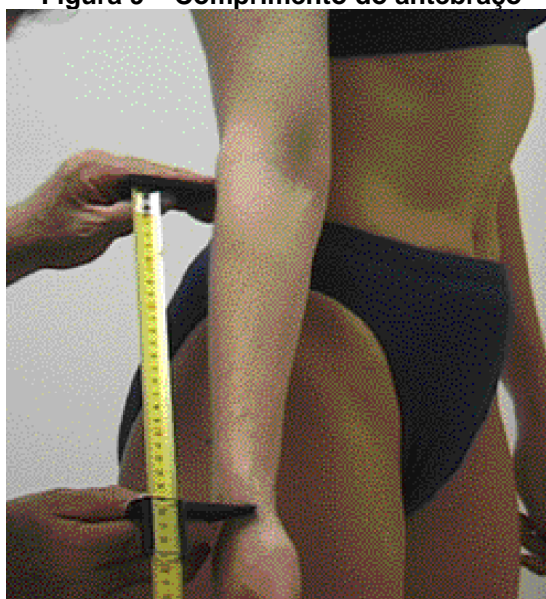
Figura 8 – Circunferência do pulso



Fonte: STEWART (2011).

3.8.3 Comprimento do antebraço

O indivíduo assume uma posição relaxada com os braços pendurados pelos lados. O antebraço direito deve ser ligeiramente girado externamente para uma posição de pronação média – posição onde o dorso da mão é posto para cima (anterior) e o polegar apontado medialmente -, conforme Figura 9. Representa o comprimento do antebraço e é a distância entre os marcos do pulso e cotovelo.

Figura 9 – Comprimento do antebraço

Fonte: STEWART (2011).

3.9 OTIMIZAÇÃO EM ENGENHARIA

O processo de buscar não apenas um projeto que funciona em algum tipo de nível nominal, mas sim o melhor projeto de alguma forma, é chamado de otimização, que consiste em encontrar uma solução ou um conjunto de soluções ótimas para uma, ou um conjunto de funções. Assim, o conceito de ótimo é inerente ao que se deseja alcançar, podendo envolver uma ou mais funções e variáveis que influenciam o problema estudado e aumentam a dificuldade em se determinar o conjunto de soluções ótimas. É neste contexto que surge a necessidade de desenvolver técnicas matemáticas e computacionais que refinem o processo de otimização (SARAMAGO, 2008; PARKINSON *et al.*, 2013).

Saramago (2008) explica que diversas vezes a otimização de engenharia é feita de forma implícita, podendo-se utilizar uma combinação de experiências, modelagens e opiniões para a melhor tomada de decisão para encontrar um design considerado ótimo. No entanto, se houverem muitas variáveis a serem ajustadas com vários objetivos e/ou restrições, esse tipo de otimização pode gerar resultados que não atendam ao projeto ideal.

Assim, Rao (2009) afirma que com o avanço rápido da tecnologia de computadores, o tamanho e a complexidade dos problemas que podem ser

resolvidos usando técnicas de otimização estão aumentando. Métodos de otimização, juntamente com modernas ferramentas de design assistido por computador, estão sendo usados para melhorar o processo criativo de concepção e projeto detalhado de sistemas de engenharia. Existem diversos métodos de otimização para resolver diferentes tipos de problemas.

Um dos métodos existentes é através de tentativa e erro. Este procedimento escolhe novas configurações com base principalmente na experiência do profissional. Porém, muitas vezes se trabalha com objetivos conflitantes obtendo-se assim produtos ou processos satisfatórios, mas não ótimos (PAREDES, 2016).

Parkinson *et al.* (2013) explica que um outro método, modelo de análise, se baseia em calcular os valores das funções onde o designer especifica valores para variáveis de análise e o modelo calcula as funções correspondentes, porém, o *software* de análise não faz qualquer tipo de "julgamento" com relação ao projeto, e portanto, não sugere qualquer alteração para otimização. Assim o designer especifica um conjunto de entradas, avalia o modelo e examina as saídas, usando intuição e experiência, para propor um novo conjunto de entradas que resultarão em um melhor conjunto de saídas.

Portanto, em busca da solução ótima para o objeto em estudo, uma das metodologias mais utilizadas de otimização é a que utiliza um algoritmo matemático como elemento para selecionar novos designs iterativamente. Agora, ao invés de ajustar variáveis e interpretar valores de função, o designer especifica metas para o problema de design e interpreta resultados de otimização. O espaço de design pode ser muito mais amplamente explorado, gerando melhores resultados em menor tempo (PARKINSON *et al.*, 2013).

Neste trabalho será utilizada uma abordagem baseada em computador, através de um algoritmo genético Multi-Objetivo, para otimização de design.

3.9.1 Algoritmo Genético Multi-Objetivo (MOGA)

Como explicado no tópico anterior, os problemas, em sua grande maioria, devem ser tratados como um problema multi-objetivo com objetivos não mensuráveis. Desta forma, podem ser encontradas várias soluções que

proporcionam uma visão das características do problema antes de se escolher uma solução final (FONSECA, 1993). Um dos algoritmos utilizados para otimização é conhecido como MOGA (*Multi-Objective Genetic Algorithm*).

Fonseca (1995) explica que os algoritmos genéticos (GAs) são técnicas de busca estocástica inspiradas nos princípios da seleção natural e da genética natural, que revelaram uma série de características particularmente úteis para aplicações em otimização, engenharia e informática, entre outros campos. Na engenharia de controle, eles encontraram aplicação principalmente em problemas envolvendo funções difíceis de caracterizar matematicamente ou conhecidas por apresentar dificuldades para otimizadores numéricos mais convencionais. Por sua vez, na otimização multi-objetiva (MO) a solução para um problema não é um ponto único, mas uma família de pontos conhecida como o conjunto ótimo de Pareto. Cada ponto nesta superfície é ótimo no sentido de que não pode ser conseguida qualquer melhoria num componente que não conduza à degradação em pelo menos um dos componentes restantes.

Assim, o *software* de simulação por elementos finitos Ansys Workbench define MOGA como um algoritmo “baseado em conceitos de elitismo controlado, que suporta múltiplos objetivos e restrições e visa encontrar o ótimo global”, e ele será utilizado como ferramenta para atingir um dos objetivos deste trabalho, de encontrar um design das próteses que forneça menor peso sem deixar de atender às funcionalidades esperadas da mesma.

3.10 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Após a obtenção das medidas do membro através dos métodos da antropometria, o próximo passo é a simulação computacional e análise através do Método dos Elementos Finitos (FEM – *Finite Element Method*).

Azevedo (2003) cita que, quando surge a necessidade de se projetar um componente ou estrutura, é necessária a realização de uma série de análises, modificações e adequações, e, para facilitar e auxiliar neste processo, é utilizado o Método dos Elementos Finitos (FEM). Ele tem como objetivo a determinação da

deformação de um sólido de geometria arbitrária sujeito a efeitos exteriores para encontrar uma solução satisfatória em termos funcionais e econômicos.

Westin (2009) também complementa que a sua larga utilização se deve também ao fato de poder ser aplicado muito além dos problemas clássicos da mecânica estrutural elástico-linear, como mecânica dos sólidos, fluidos e inclusive na área protética. Além disso, pode-se afirmar também que o FEM é muito utilizado face à analogia física direta que se estabelece, com o seu emprego, entre o sistema físico real (a estrutura em análise) e o modelo (malha de elementos finitos).

Resumidamente, a solução analítica de problemas abordados pelo FEM geralmente requer uma solução para condições de contorno, assim, para resolver o problema, ele subdivide um grande problema em partes menores, mais simples que são chamados de elementos finitos. As equações simples que modelam esses elementos finitos são então montadas em um sistema maior de equações que modela todo o problema para aproximar uma solução minimizando uma função de erro associada (AZEVEDO, 2003).

Assim, o próximo capítulo aborda como foi realizado o modelo computacional de uma prótese de antebraço será desenvolvida em um *software* de modelagem 3D e sua análise de composição, esforços e geometria, feita utilizando-se o *software* Ansys Workbench que utiliza o método dos elementos finitos e também o algoritmo MOGA.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia deste trabalho consiste primeiramente no estudo aprofundado dos principais tipos de próteses existentes atualmente, bem como suas características de funcionamento e também de utilização. Assim, após ampla pesquisa, um modelo de prótese é desenvolvido para que seja realizado um estudo sobre seus esforços, bem como a identificação de possíveis pontos críticos.

Utilizar dos métodos antropométricos para obter as medidas reais de um antebraço humano para posterior modelagem tridimensional do dispositivo através de um *software* de modelagem são os segundo e terceiro passos.

É importante citar que o componente da prótese analisado neste estudo será seu envoltório externo, que tem como função proteger os componentes internos que dão mobilidade à prótese, permitir o encaixe com o dispositivo que substituirá as funções da mão e pulso, permitir o encaixe com o coto, e também, fornece seu aspecto estético.

Para realizar simulações computacionais pelo método dos elementos finitos da prótese de membro superior escolhida, será utilizado o *software* de simulação e modelagem tridimensional Ansys Workbench, que permite criar protótipos virtuais completos de produtos complexos e possibilita análises que incorporam os fenômenos físicos que existem em ambientes do mundo real. Esta simulação tem como objetivo avaliar como diferentes tipos de otimização geométrica e/ou de projeto de prótese se mostram mais adequadas para reduzir massa e possíveis concentrações de tensões na região de interface com o corpo humano.

Finalmente, uma análise dos resultados será realizada e os principais pontos críticos, bem como sugestões de melhoria, são apresentados.

4.1 MEDIDAS DO ANTEBRAÇO

Para o presente trabalho, considerando-se que cada corpo humano possui suas próprias particularidades, foi optada pela utilização dos métodos antropométricos apresentados na seção 2.8 para a obtenção de valores reais de um

antebraço humano, ao invés da utilização de medidas consideradas como “médias” da população. Assim sendo, é possível visualizar o método utilizado através da Figura 10 que demonstra a medida do comprimento do antebraço e a Figura 11 com a medição do perímetro da circunferência do pulso, onde a mesma metodologia foi aplicada para o perímetro da circunferência máxima do antebraço.

Figura 10 – Medida do comprimento do antebraço



Fonte: Autor.

Figura 11 – Medida da circunferência do pulso



Fonte: Autor.

Os valores do comprimento do antebraço, a o perímetro da circunferência do pulso e da circunferência máxima do antebraço podem ser vistos na Tabela 4.

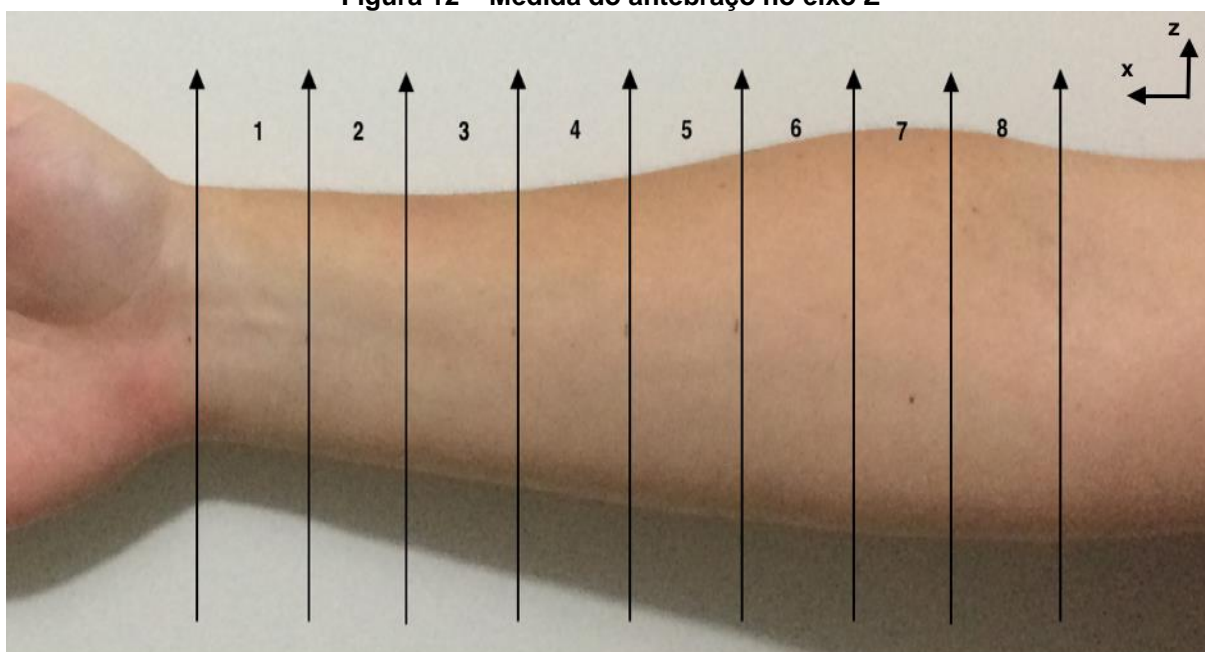
Tabela 4 – Medidas de circunferência e comprimento

Local	Valor (mm)
Comprimento total	220
Máxima do antebraço	260
Pulso	160

Fonte: Autor.

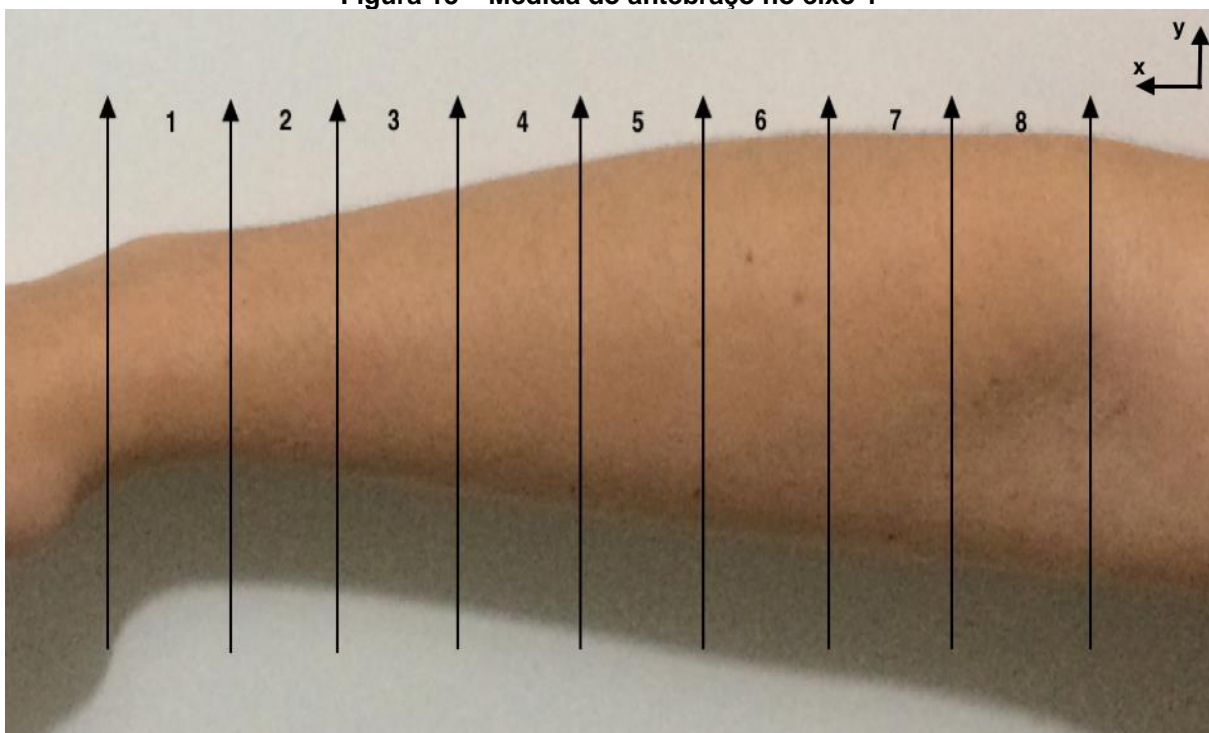
Como o braço humano não possui geometria circular perfeita, o antebraço possui em seu eixo X um comprimento de 220 mm que foram dividido em 8 partes iguais de 27,5 mm, assim medidas nos eixos Z e Y foram coletadas a fim de proporcionar uma modelagem 3D mais similar possível. O método utilizado pode ser visto nas Figuras 12 e 13 a seguir:

Figura 12 – Medida do antebraço no eixo Z



Fonte: Autor.

Figura 13 – Medida do antebraço no eixo Y



Fonte: Autor.

Os valores obtidos pelas medições do antebraço podem ser vistos na Tabela 5 abaixo:

Tabela 5 – Medidas do antebraço

Posição	Eixo Z (mm)	Eixo Y (mm)
1	55	36
2	58	36
3	65	44
4	66	50
5	69	60
6	80	68
7	88	71
8	82	66

Fonte: Autor.

4.2 MEDIDAS DA MÃO

Para realizar simulações mais precisas e condizentes com a realidade do usuário, é necessário incluir no modelo 3D um esboço da mão, para que nela sejam aplicados esforços similares aos sofridos em aplicações reais, e assim, que os esforços sofridos pelo pulso e, conseqüentemente por toda a extensão da prótese, sejam mais precisos e forneçam resultados consistentes.

Assim, para o desenvolvimento da mão, quatro medidas foram feitas ao longo de sua extensão, seguindo a mesma metodologia utilizada para o antebraço, com um comprimento total de 170 mm. As medidas obtidas podem ser vistas na tabela a seguir:

Tabela 6 – Medidas da mão

Posição	Eixo Z (mm)	Eixo Y (mm)
Próximo ao pulso	58	40
Central	115	45
Ponta	45	15

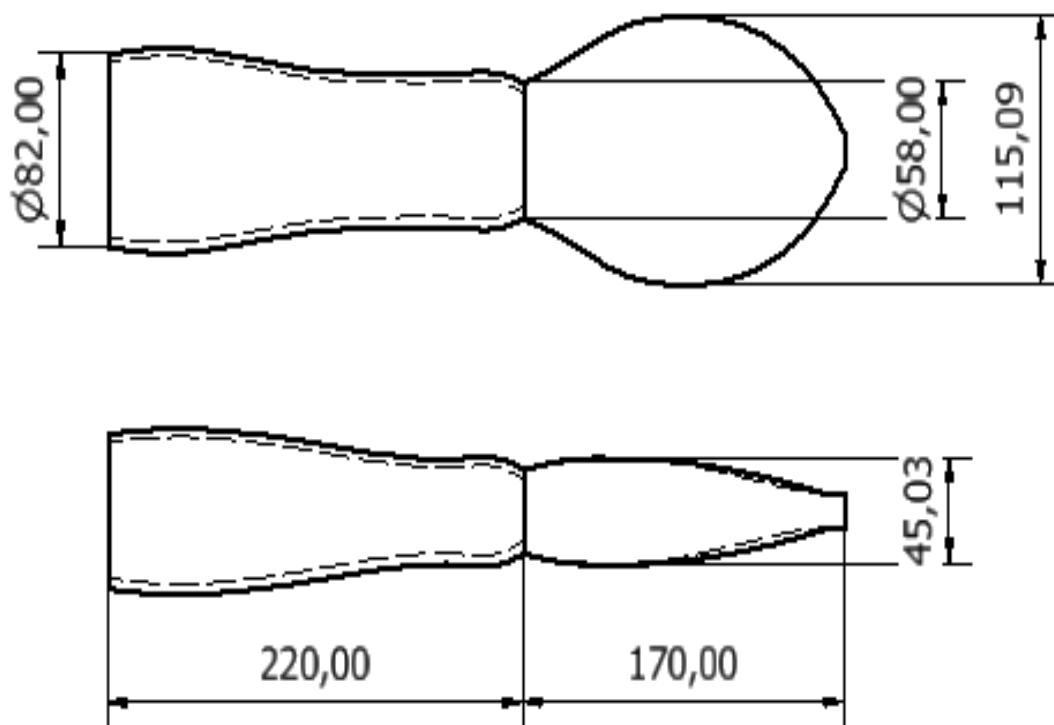
Fonte: Autor.

Após a realização de todas as medidas necessária, foi possível realizar a modelagem 3D do antebraço em estudo e prosseguir com as análises propostas.

4.3 MODELAGEM 3D

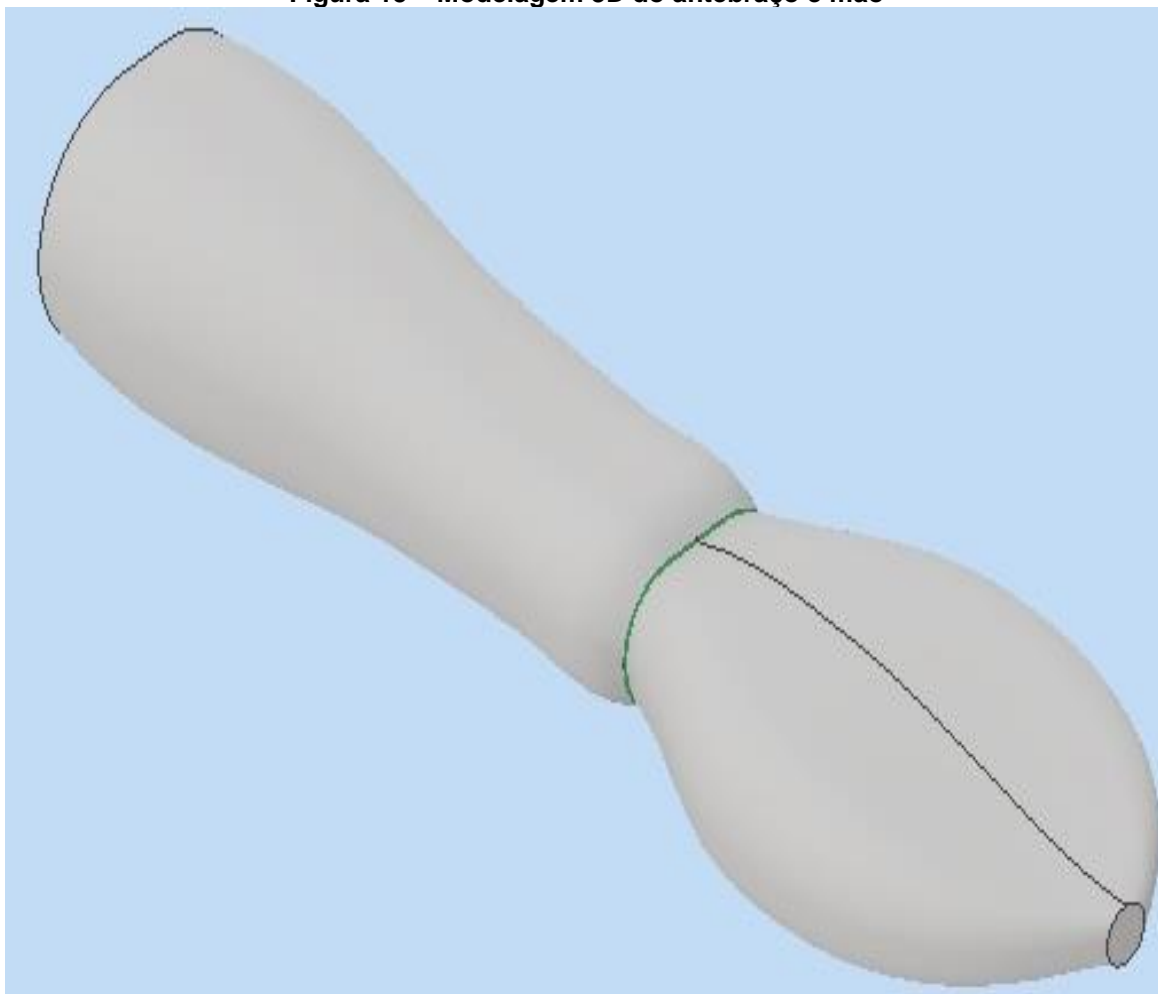
Com os valores obtidos no item 3.1, foi possível realizar a modelagem 3D do antebraço humano através do *software* SolidWorks e posteriormente, para compatibilidade com o *software* utilizado para análise Ansys Workbench, foi utilizado o mesmo modelo e medidas no *software* Inventor, e pode ser visto na Figura 14, com todas as cotas em milímetros. Como o braço humano não é uma circunferência perfeita, adequações de design foram realizadas para que o modelo fosse o mais semelhante possível ao original.

Figura 14 – Esboço da modelagem 3D do antebraço e mão



Fonte: Autor.

O modelo final desenvolvido no *software* Inventor, utilizando-se o aço inoxidável 316, pode ser visto na Figura 15 abaixo. O envoltório externo foi criado com uma espessura arbitrária de 4 mm, que posteriormente será um dos parâmetros de otimização a serem analisados para proposição de um modelo ideal.

Figura 15 – Modelagem 3D do antebraço e mão

Fonte: Autor.

O componente da prótese analisado neste estudo é seu envoltório externo, que tem como função proteger os componentes internos que dão mobilidade à prótese, permitir o encaixe com o dispositivo que substituirá as funções da mão e pulso, permitir o encaixe com o coto, e também, fornece seu aspecto estético. Assim sendo, foi criada uma “casca”, onde sua espessura será analisada pelo método de elementos finitos para que permita que este envoltório cumpra satisfatoriamente suas funções e também possua o menor peso possível.

5 RESULTADOS

5.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A modelagem realizada pelo *software* Inventor foi então utilizada para alimentar o *software* Ansys Workbench de análise por elementos finitos. Assim, o primeiro passo foi estipular os esforços sofridos pela prótese e também o que seria assumido para que a simulação gerasse resultados concretos.

Assim, estipulou-se que a base do antebraço, local onde ficaria o cotovelo, seria considerada como engastada, já que a interface entre o coto e o membro depende do percentual restante do membro remanescente para se estipular qual o dispositivo de encaixe mais adequado.

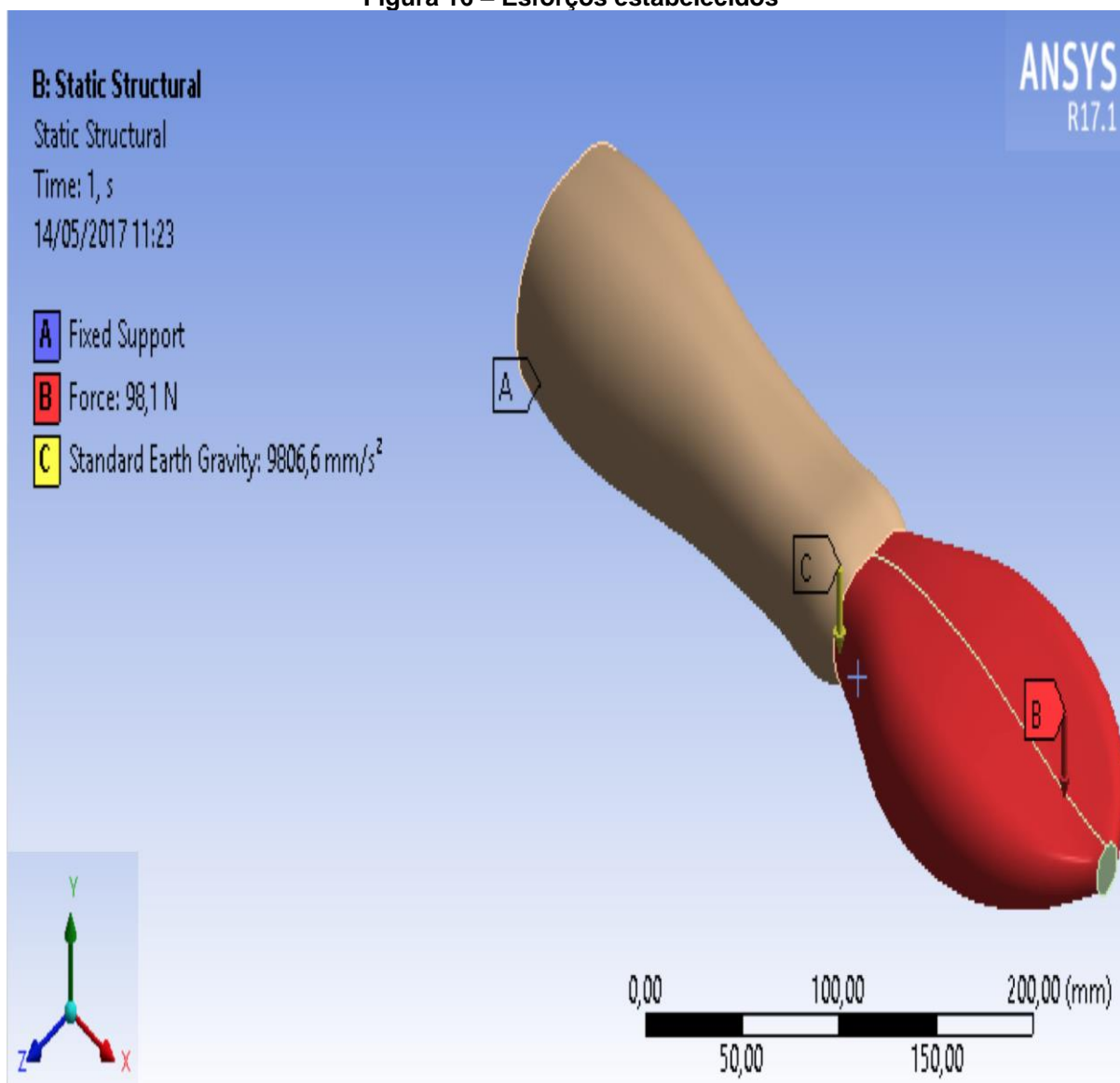
O próximo passo foi estipular quais esforços seriam simulados na prótese para que os resultados gerados sejam aplicáveis em situações reais, assim também foi estabelecido que a mão fosse submetida a um esforço de 98,1N equivalente a levantar 10 kg. Complementar a esta análise, também foi incluída na intersecção do pulso a força devido à gravidade. Assim, todas as solicitações propostas podem ser vistas na Figura 16, e uma relação dos esforços aplicados está inserido na Tabela 7 abaixo:

Tabela 7 – Esforços inseridos

Posição	Valor
Mão	98,1 N
Pulso	9,806 m/s ²
Extremidade do cotovelo	Engastado

Fonte: Autor.

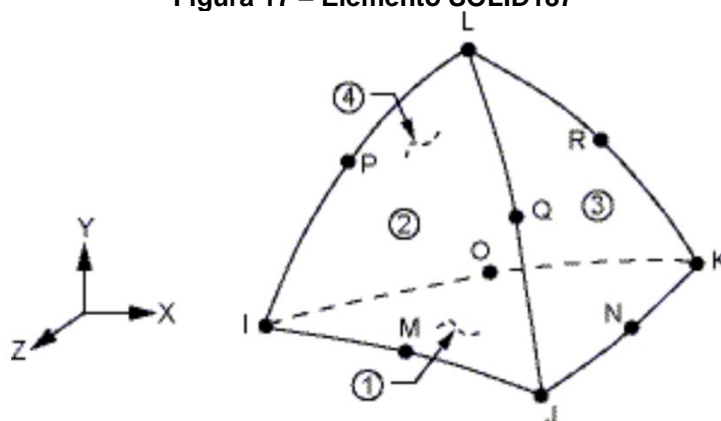
Figura 16 – Esforços estabelecidos



Fonte: Autor.

Com o modelo inserido no *software* Ansys Workbench e as forças corretamente distribuídas, a malha para estudo por elementos finitos foi criada, contando com elementos do tipo SOLID187, que é um elemento 3D com comportamento de deslocamento quadrático, sendo bem adequado para modelar malhas irregulares. O elemento é definido por 10 nós com três graus de liberdade em cada nó, tendo flexibilidade de plasticidade, fluência, endurecimento de tensão, grande deflexão e grandes capacidades de deformação, e pode ser visto na Figura 17 (ANSYS, 1998).

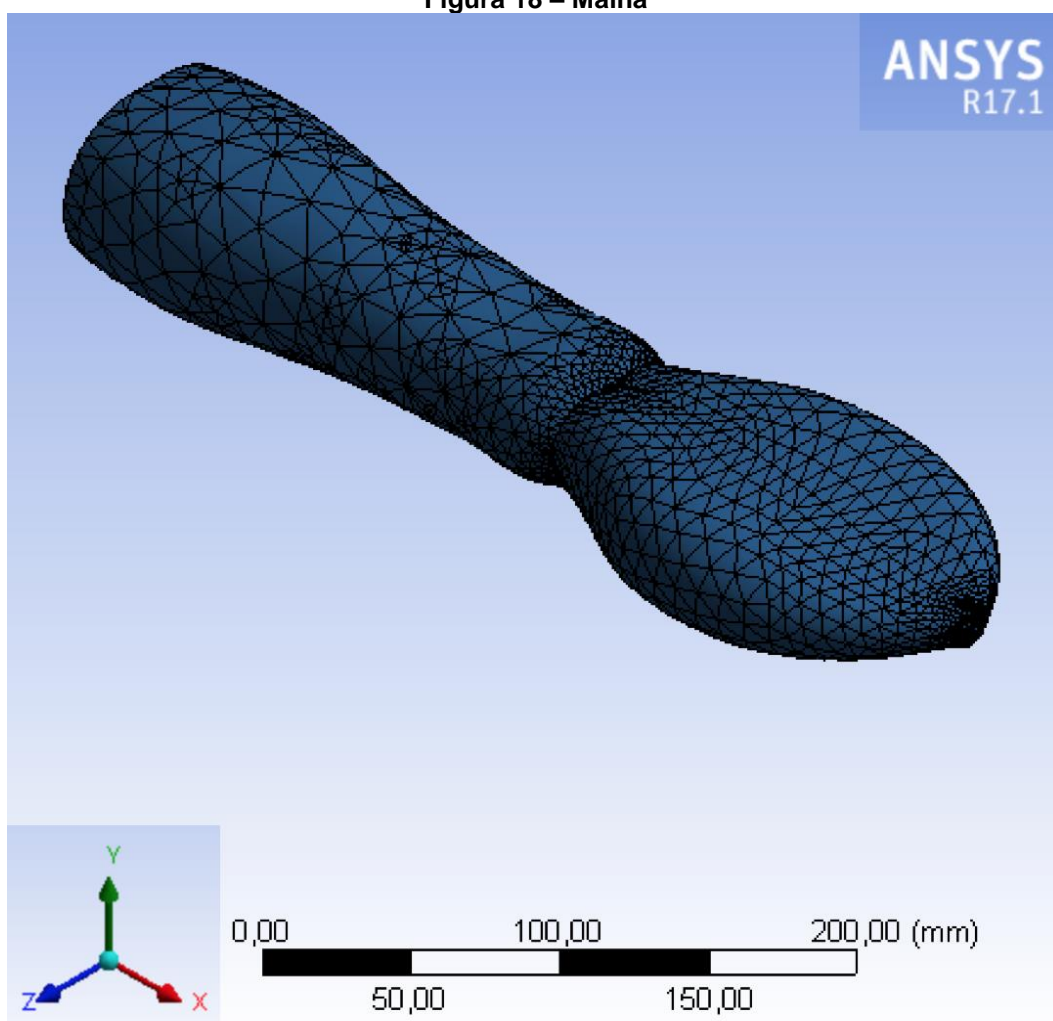
Figura 17 – Elemento SOLID187



Fonte: ANSYS (1998).

A malha criada foi composta por 27303 nós com 16154 elementos e pode ser vista na Figura 18 abaixo:

Figura 18 – Malha

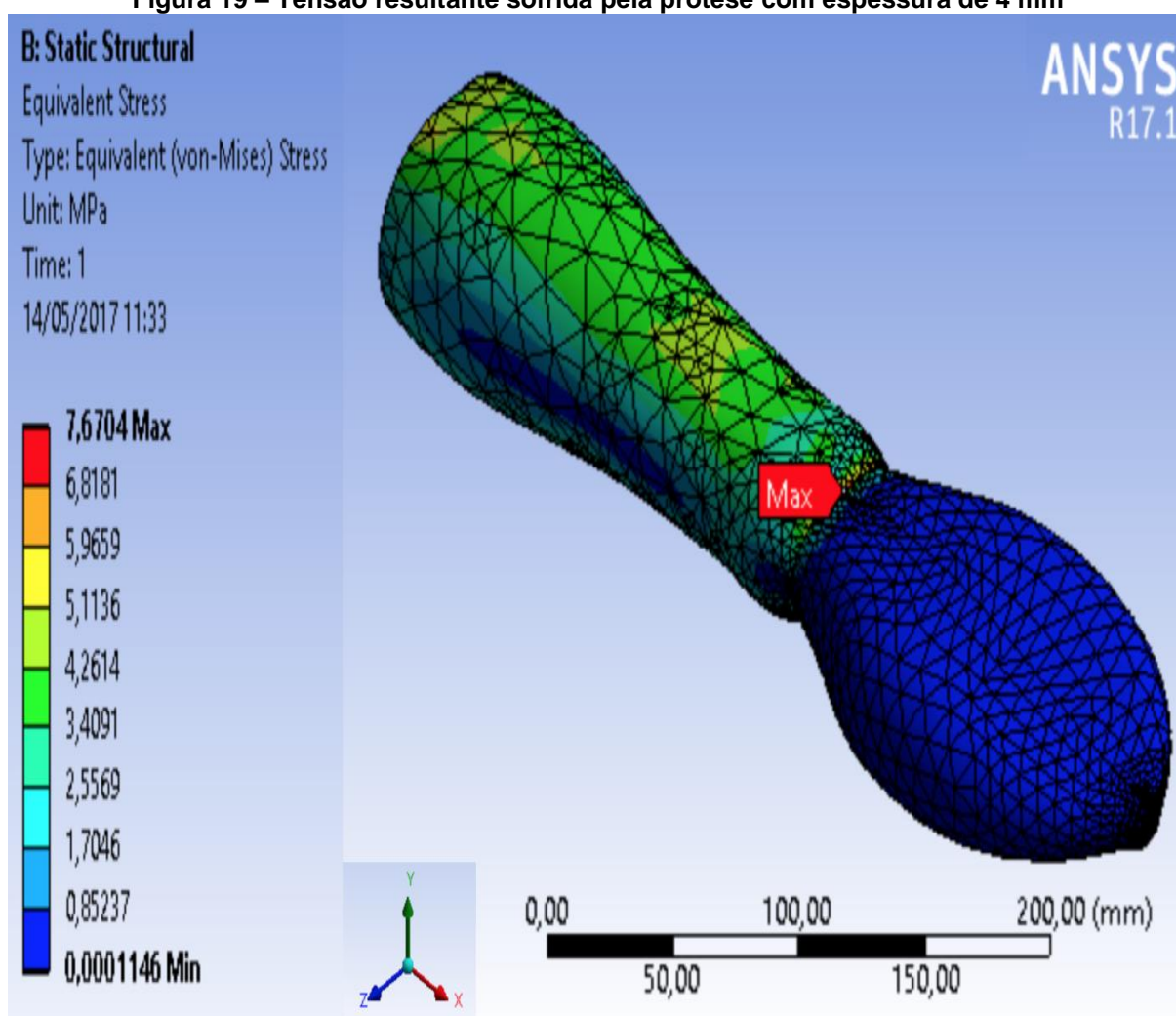


Fonte: Autor.

5.2 ANÁLISE DE FORÇAS E TENSÕES RESULTANTES

A primeira análise realizada com o modelo criado foi a obtenção da tensão resultante sofrida pela prótese ao ser submetida aos esforços citados anteriormente, para um modelo com espessura arbitrária de 4 mm. A Figura 19 apresenta os pontos críticos utilizando as cores vermelha e laranja e os pontos de menor esforço com a cor azul.

Figura 19 – Tensão resultante sofrida pela prótese com espessura de 4 mm



Fonte: Autor.

Como os componentes internos de uma prótese variam para cada usuário e não foi possível estipular um peso médio para os mesmos, assim, foi utilizada nesta análise uma mão maciça com massa de 3,9852 kg, para que os esforços

gerados por ela possam fazer uma aproximação de aplicação real do modelo. A prótese, desconsiderando a parte da mão, obteve um peso médio de 0,722 kg.

É possível perceber que o ponto mais crítico se encontra na intersecção entre o antebraço e a mão com uma tensão entre 6,8181 MPa a 7,6704 MPa, visto que o encaixe neste ponto sofrerá todos os esforços realizados pela mão nas aplicações do dia-a-dia. Os pontos de menor solicitação se encontram nas laterais da prótese, isto se deve pelo fato de que todos os esforços considerados nesta análise se encontram direcionados no eixo Y, bem como boa parte das aplicações reais de uma prótese de antebraço.

5.3 PARÂMETROS DE OTIMIZAÇÃO

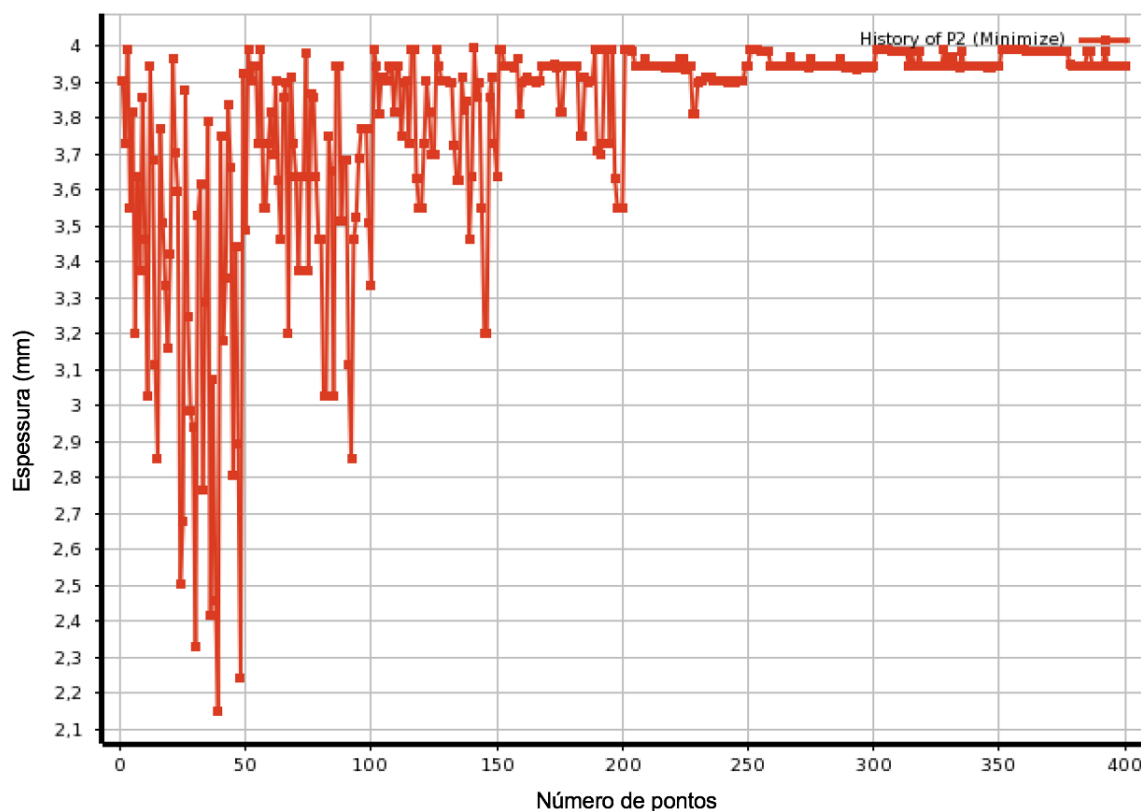
Com os pontos de maior tensão identificados, o próximo passo foi dar prosseguimento com o processo de otimização do modelo proposto, através do algoritmo genético multi-objetivo (MOGA), relacionando quatro parâmetros de interesse:

- Espessura;
- Massa;
- Tensão;
- Força máxima.

O processo consiste em simular diversos cenários com diferentes espessuras, massas, tensões e forças, e buscar parâmetros ótimos de projeto, para encontrar o modelo ideal. Assim, o algoritmo analisa centenas de cenários até encontrar pontos de convergência entre todos os parâmetros estipulados. Importante ressaltar que a mão não foi considerada no processo de otimização, mas sim, apenas suas reações no envoltório externo da prótese de antebraço.

A Figura 20 abaixo ilustra a quantidade de cenários analisados, chamados de pontos, em busca da menor espessura possível, que seja capaz de suportar os esforços estipulados.

Figura 20 – Número de pontos x Espessura



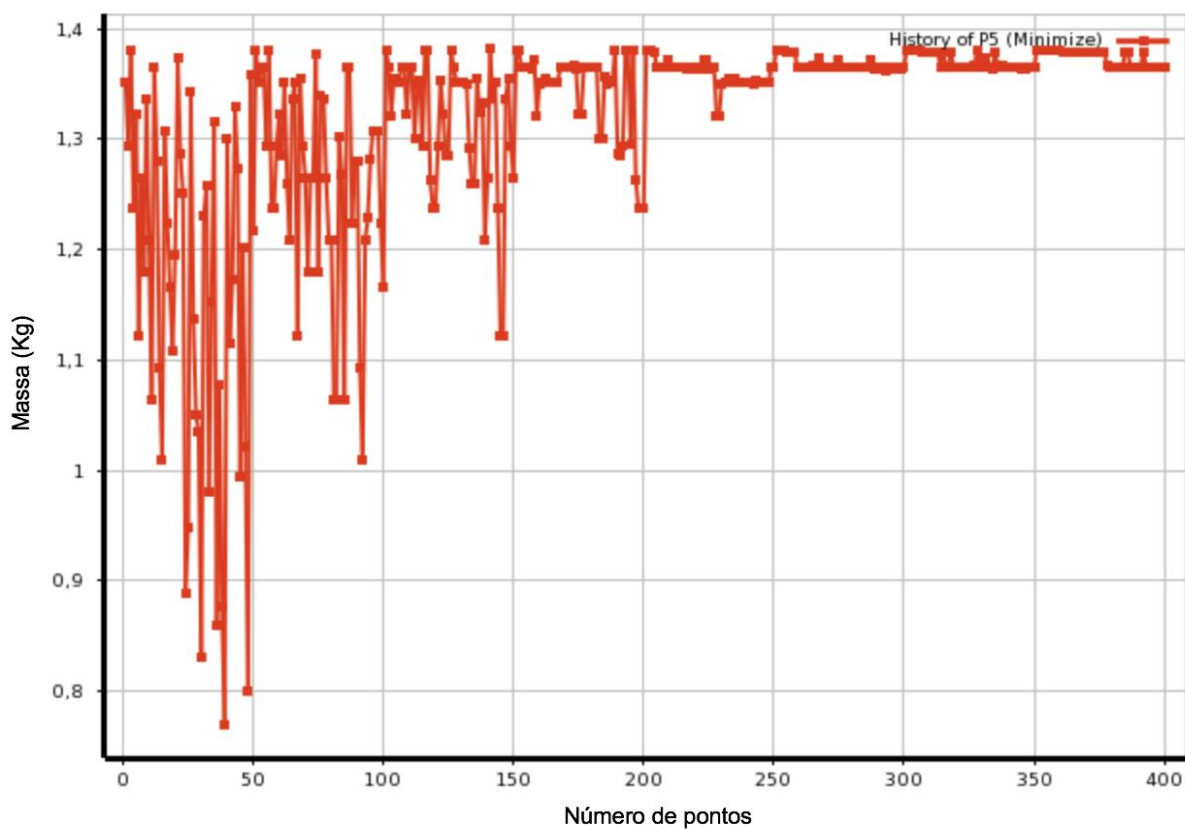
Fonte: Autor.

É possível notar que, após aproximadamente 250 análises de cenário diferentes, o algoritmo começou a convergir para uma espessura ideal de aproximadamente 4 mm. Isso significa que para os pontos anteriores um dos parâmetros poderia ser o ideal, porém o parâmetro de espessura não ser o mais adequado, como por exemplo, a menor espessura analisada é de 2,1 mm, porém, ela não seria capaz de atender os outros parâmetros, como por exemplo, a tensão que a prótese deveria suportar.

É importante ressaltar que, por mais que o gráfico ilustre individualmente o parâmetro espessura, o *software* realiza análises que unem todos os parâmetros de interesse simultaneamente, buscando a otimização entre eles.

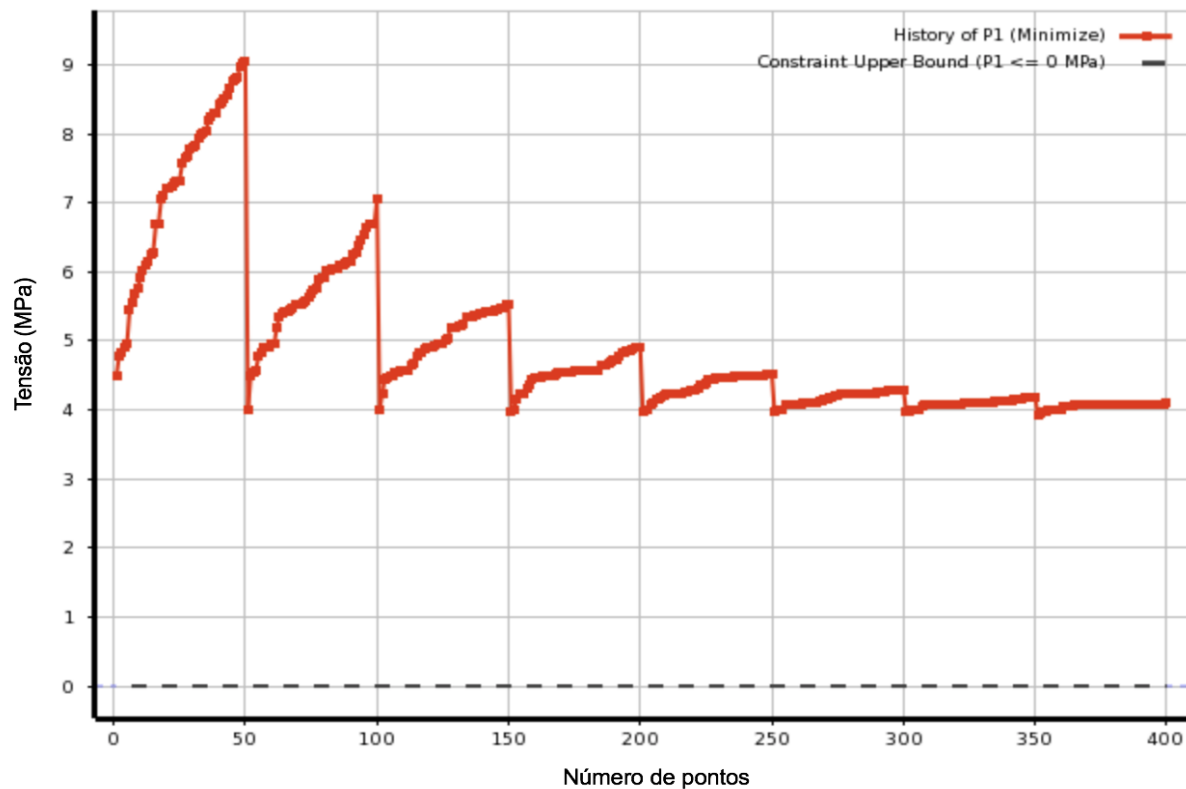
As Figuras 21, 22 e 23 ilustram a quantidade de cenários analisados, em busca da menor massa, tensão e força máxima, respectivamente:

Figura 21 – Número de pontos x Massa



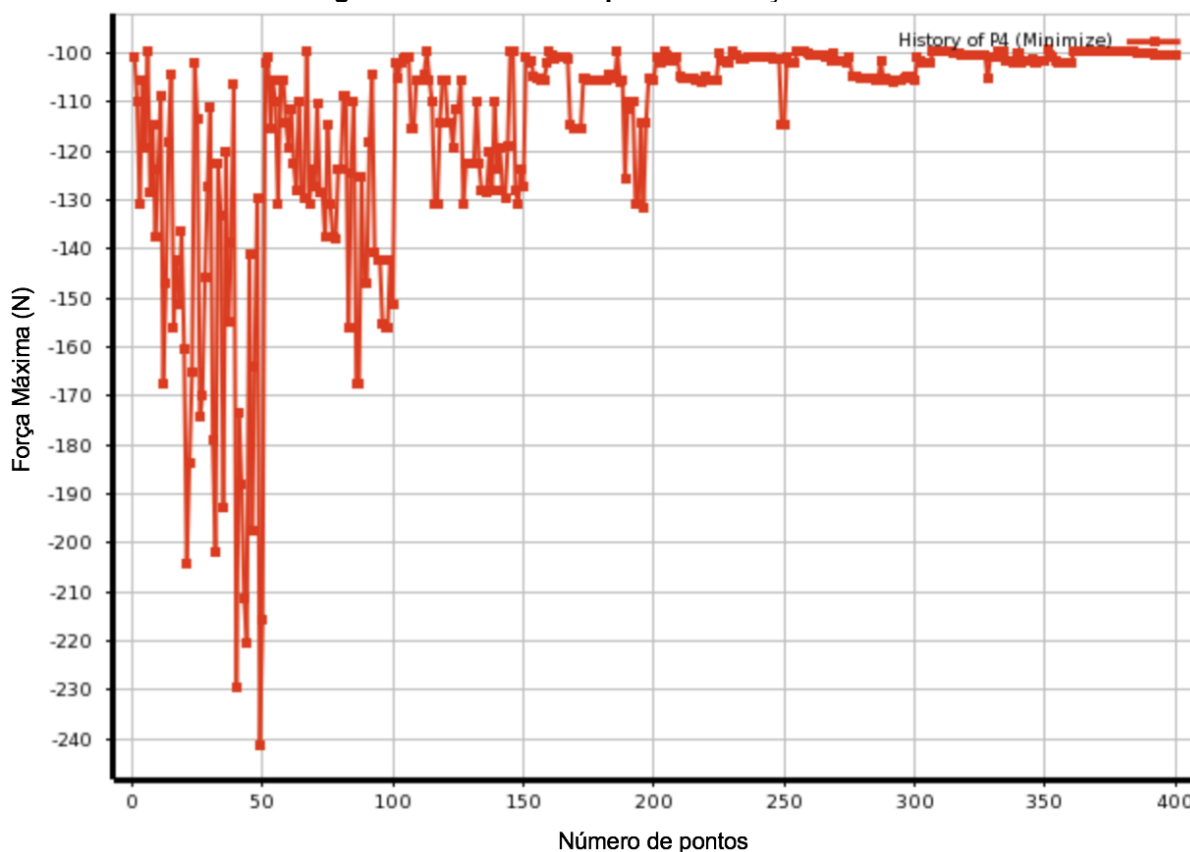
Fonte: Autor.

Figura 22 – Número de pontos x Tensão



Fonte: Autor.

Figura 23 – Número de pontos x Força Máxima



Fonte: Autor.

Para a análise da tensão ilustrada na Figura 22, é importante ressaltar que a tensão máxima admitida para a análise foi de 207 MPa, sendo este o valor máximo da tensão de escoamento do aço inoxidável 316. Por sua vez, os valores de força máxima na Figura 23 são negativos, pois eles representam a força que está sendo aplicada no sentido negativo do eixo Y.

Os pontos de convergência dispostos nos gráficos acima podem ser vistos de maneira simplificada na tabela a seguir:

Tabela 8 – Valores aproximados de convergência

Parâmetro	Valor aproximado de convergência
Espessura	3,9 a 4 mm
Massa	1,3 a 1,4 kg
Tensão	4 MPa
Força Máxima	100 N

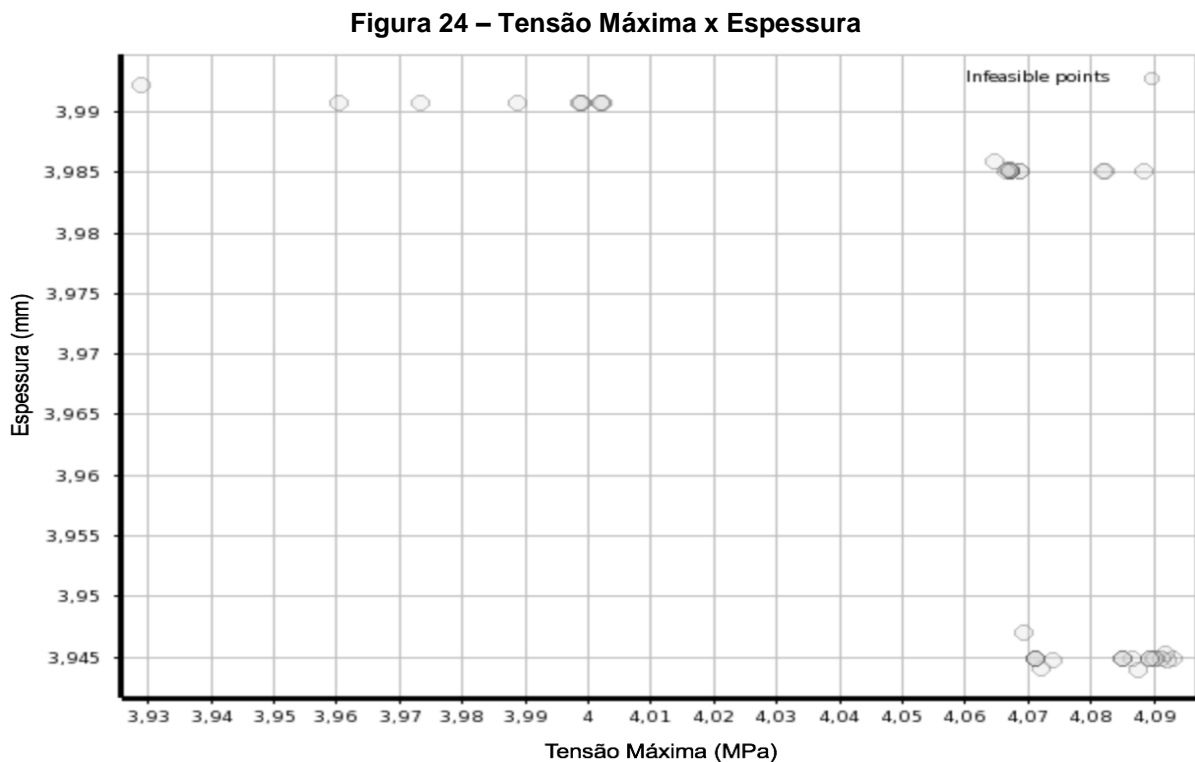
Fonte: Autor.

5.4 INTERAÇÃO DOS PARÂMETROS DE OTIMIZAÇÃO

O próximo passo para se conseguir o modelo ideal consistiu na obtenção dos gráficos que relacionam a tensão máxima com os parâmetros de espessura, massa e força máxima em análise. Eles ilustram os pontos de maior convergência, que tendem a serem pontos ideais de projeto para o modelo em estudo.

A Figura 24 ilustra que com uma espessura de 3,945 mm a prótese estaria sujeita a uma tensão máxima de 4,09 MPa. A grande quantidade de pontos nesta região demonstra que maioria das análises realizadas pelo algoritmo MOGA convergiu para estes valores, sendo assim, eles são os mais adequados dentro dos parâmetros propostos.

Outra convergência de pontos pode ser observada no valor de espessura de 3,985 mm com tensão máxima de 4,07 MPa, porém, com o aumento da espessura a massa também atingiu um valor de 1,3785 kg (conforme Figura 25) e, como um dos objetivos deste trabalho é a redução da massa, estes pontos foram considerados inadequados.



Fonte: Autor.

A grande quantidade de pontos nas regiões demonstradas nos gráficos acima reafirma a convergência das análises realizadas pelo algoritmo MOGA, onde para uma tensão de 4,08 a 4,09 MPa, os valores ideais para as solicitações impostas à prótese de antebraço em estudo estão dispostos na Tabela 9 abaixo:

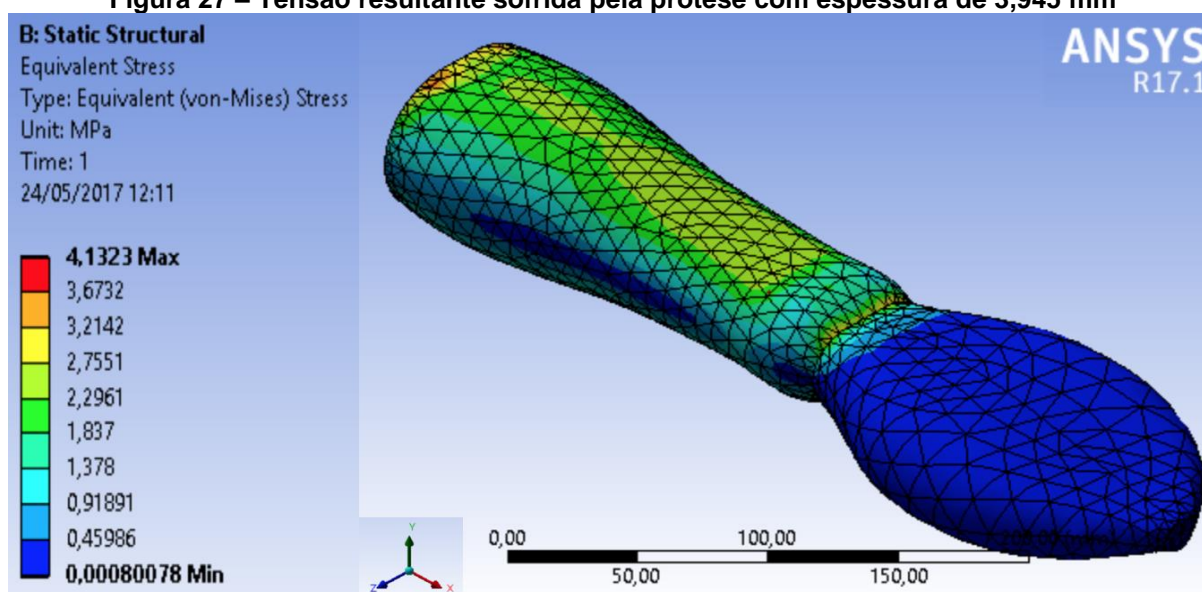
Tabela 9 – Valores de convergência para tensão de 4,09 MPa

Parâmetro	Valor de convergência
Espessura	3,945 mm
Massa	1,366 kg
Força Máxima	100,25 N

Fonte: Autor.

A obtenção da tensão resultante sofrida pela prótese ao ser submetida aos esforços citados anteriormente, para um modelo com espessura arbitrária de 3,945 mm, pode ser vista na Figura 27 a seguir, que apresenta os pontos críticos utilizando as cores vermelha e laranja e os pontos de menor esforço com a cor azul.

Figura 27 – Tensão resultante sofrida pela prótese com espessura de 3,945 mm



Fonte: Autor.

É possível perceber que novamente ponto mais crítico encontra-se na intersecção entre o antebraço e a mão com uma tensão entre 3,67 a 4,13 MPa.

Em uma análise mais aprofundada dos resultados obtidos é possível ressaltar que o estudo utilizando um aço inoxidável com propriedades antioxidantes e antialérgicas, que vem sendo estudado para este tipo de aplicação, atendeu aos requisitos estipulados gerando valores reais de espessura, força máxima e massa.

Um dos motivos que geraram este valor de 1,366 kg é devido a um dos parâmetros da simulação ser a imposição de uma carga de 98,1 N na região da mão, como se a prótese estivesse levantando um objeto de 10 kg. Este peso representa um valor superior aos esforços que a prótese sofreria em aplicações comuns, porém ele também garante que ela irá resistir mesmo em situações mais extremas.

A tensão máxima que o dispositivo irá sofrer, de 4,09 MPa representa um valor muito inferior às propriedades mecânicas do aço 316, o que garante que ele atenderá satisfatoriamente os esforços propostos e outros que possam não ter sido abordados neste estudo.

Outro ponto a ser considerado em relação aos resultados obtidos é em relação à espessura, onde o valor de 3,945 mm permitirá sua aplicação em próteses reais e também possibilita a adaptação de componentes internos para que ela venha a ser uma prótese ativa funcional. Um valor de espessura de 3,95 a 4 mm será mais adequado se levarmos em consideração os métodos de fabricação deste dispositivo e as tolerâncias dimensionais.

Também é importante ressaltar que o comprimento da prótese no eixo X varia de acordo com o percentual do membro restante (coto), para que o correto encaixe com o corpo seja utilizado, e ainda, o tipo de dispositivo que substituirá a mão, como ganchos ou outros acessórios, também terá influência no dispositivo de união com a prótese de antebraço. Todos estes fatores têm influência nos valores de comprimento e massa do modelo proposto, podendo torna-lo mais leve e, portanto, cumprindo um dos objetivos propostos deste trabalho de redução da massa da prótese de antebraço. Por sua vez, os componentes internos que podem ser inseridos para tornar o modelo uma prótese ativa, também afetarão no peso final da mesma.

Assim sendo, é possível concluir que a utilização das análises utilizando o método de elementos finitos pelo *software* Ansys Workbench com o algoritmo MOGA, buscando a otimização do modelo proposto, gerou resultados consistentes que atendem às especificações impostas de carga e dimensões.

Finalmente, através do desenvolvimento das pesquisas e simulações deste estudo, foi constatado que ainda não surgiram trabalhos utilizando a metodologia abordada de interação entre as áreas, da antropometria para a obtenção de medidas reais do antebraço, da análise por elementos finitos e da otimização utilizando o algoritmo MOGA.

6 CONCLUSÃO

A deficiência motora ocorre em mais de 13 milhões de brasileiros onde 5,32% não possuem um membro ou parte dele, e ainda, dentro deste número, os níveis de aceitação do uso de próteses possuem valores muito reduzidos, principalmente devido ao elevado custo e peso.

Tendo sempre como objetivo principal minimizar ou eliminar as diferenças existentes entre as condições de vida das pessoas com deficiência e as das pessoas sem deficiência, as próteses envolvem diversas áreas do conhecimento e estudos na área protética para o desenvolvimento de opções mais acessíveis financeiramente e também mais similares aos movimentos naturais do membro perdido são essenciais para o aumento dos níveis de aceitação e melhora na qualidade de vida de seus usuários.

Assim, este trabalho propôs uma interação entre áreas do conhecimento para atingir os objetivos propostos de buscar um material com custo reduzido, capaz de atender às solicitações aplicadas no dia-a-dia e também reduzir a massa para aumentar os níveis de aceitação.

A interação proposta consistiu em utilizar técnicas da Antropometria para coletar medidas precisas de um antebraço humano, visto que cada prótese deverá ser compatível com seu usuário, e utiliza-las para desenvolver um modelo 3D pelo *software* Inventor, para depois submetê-lo a uma análise pelo método dos elementos finitos e também realizar simulações de esforços e otimização utilizando o algoritmo MOGA através do *software* Ansys Workbench.

O biomaterial recomendado para este tipo de aplicação, devido a sua combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e custo efetivo, foi o aço inoxidável 316, austenítico de cromo-níquel contendo molibdênio, com baixo teor de carbono e maior concentração de nitrogênio, evitando assim reações alérgicas quando em contato com a pele.

Por meio da utilização do algoritmo genético multi-objetivo (MOGA) para otimizar o modelo proposto foram encontrados valores ideais para os quatro parâmetros propostos que foram a espessura, massa, força máxima e tensão máxima.

O valor de tensão máxima de 4,09 MPa é muito inferior às propriedades mecânicas do aço 316, o que garante que ele atenderá satisfatoriamente os esforços propostos e outros que possam não ter sido abordados neste estudo. Por sua vez, um valor de espessura de 3,95 mm será mais adequado se levarmos em consideração os métodos de fabricação, e ele ainda permitirá a adaptação de componentes internos para que a prótese venha a ser uma prótese ativa funcional.

Um dos objetivos do estudo que estava relacionado com a redução da massa acabou por atingir um valor 1,366 kg, devido a um dos parâmetros da simulação ser a imposição de uma carga de 98,1 N na região da mão, como se a prótese estivesse levantando um objeto de 10 kg. Este peso representa um valor superior aos esforços que a prótese sofreria em aplicações comuns, porém ele também garante que ela irá resistir mesmo em situações mais extremas.

Assim sendo, é possível concluir que a utilização das análises utilizando a metodologia proposta gerou resultados consistentes que atendem às especificações impostas de carga e dimensões, e ainda abriu oportunidades para trabalhos futuros. A proposição de análises com o objetivo de identificar pontos críticos e simular situações reais de movimento é fundamental, pois este estudo possibilita o reconhecimento de possíveis pontos de melhoria e abre oportunidade para a proposição da otimização de modelos estudados. A utilização da mesma metodologia aplicada a diferentes materiais, bem como a proposição de novos parâmetros para o processo de otimização podem gerar resultados que permitam a fabricação e posterior utilização real da prótese de antebraço.

Os avanços nesta área são uma questão muito além de conforto, pois a tecnologia, com seu desenvolvimento cada vez maior, deve possibilitar uma maior autossuficiência aos usuários de próteses, sendo uma questão de qualidade de vida.

Finalmente, a pesquisa e simulação deste estudo também buscou acrescentar resultados e a proposição de uma nova abordagem de interação entre as áreas do conhecimento utilizando a antropometria para a obtenção de medidas reais do antebraço, a análise por elementos finitos e a otimização utilizando o algoritmo MOGA. Isso impacta no fato de que o campo de análise e desenvolvimento de próteses necessita mais destaque em meio nacional, reforçando a importância da realização deste tipo de estudo para agregar as pesquisas já existentes na área.

REFERÊNCIAS

ADMIRALL, M., KUSTERS M. J. M. A. M., GIELEN, S. C. A. M. **Modeling kinematics and dynamics of human arm movements**. Human Kinetics Publishers, Inc., Motor Control, 2004.

AK STEEL CORPORATION, **Product data sheet 316/316L stainless steel**. West Chester, Ohio, EUA, 2007.

ANSYS, **Element Reference** versão 5.5. Canonsburg, Pennsylvania, 001084 Décima Edição, 1998.

ARAÚJO, Demétrio P. **Guia prático – amputação membro superior / inferior - parte I**. Centro Brasileiro de Segurança e Saúde Industrial, Campinas, 2009.

ARAÚJO, Tatiana L., COUTO, Antonio A., **Estudo do aço inoxidável aplicado como implante ortopédico**. Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2005.

AZEVEDO, Alvaro F. M., **Método dos Elementos Finitos**. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Portugal, 2003.

AZOM MATERIALS, **Stainless Steel - Grade 316 (UNS S31600)**, 2001. Disponível em: < http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=863#_Mechanical_Properties>. Acesso em: 15/05/2017.

BIDDISS, Elaine; BEATON, Dorcas; CHAU, Tom. **Consumer design priorities for upper limb prosthetics**. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, California, USA, 2007.

BREY, Philip. **Prosthetics**. MacMillan Encyclopedia of Science, Technology and Ethics (ed. C. Mitcham), 2005.

CAMARGO, Daniel R., **Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores**. Tese (mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2008.

CAMPOS, F. M. M. O., CALADO, J. M. F. **Approaches to human arm movement control – A review**. Annual Reviews in Control 33, Elsevier Ltd., 2009.

CARVALHO, Gustavo L. **Proposta de um método de projeto de próteses de membros superiores com a utilização da engenharia e análise do valor.** Dissertação (mestrado em Engenharia) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.

CATALANI, Luiz H., **A química dos polímeros a serviço da medicina.** Instituto de química. Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, 2011.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, **National health and nutrition examination survey – anthropometric procedures manual.** Atlanta, GA, 2007.

COLLUCCI, Cláudia. Modernas, próteses no país são para poucos. **Folha de S. Paulo**, São Paulo, 19 set. 2004. Disponível em: <http://www1.folha.uol.com.br/fsp/cotidian/ff1909200412.htm>. Acesso em: 21 set. 2016.

COSTA, André S., **Sistemas Robotizados – Classificação de robôs.** Pontifícia Universidade Católica – MG, 2016. Disponível em < <http://slideplayer.com.br/slide/10605215/>>. Acesso em: 26/10/2016.

CRUSE, H., WISCHMEYER, E., BRUWER, M., BROCKFELD, P., DRESS, A. **On the cost functions for the control of the human arm movement.** Biological Cybernetics, Springer Verlag, Germany, 1990.

CUNHA, Fransérgio L. **Mão de São Carlos, uma prótese multifunção para membros superiores.** Tese (doutorado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2002.

FONSECA, C. M., FLEMING, P. J. **Genetic Algorithms for Multiobjective Optimization: Formulation, Discussion and Generalization.** Dept. Automatic Control and Systems Eng, University of Sheffie, Inglaterra, 1993.

FONSECA, Carlos M. M. **Multiobjective Genetic Algorithms with Application to Control Engineering Problems.** Department of Automatic Control and Systems Engineering, University of Sheffie, Inglaterra, 1995.

GAINES, W. J., SMART, C., BRANSBY-ZACHARY, M., **Upper limb traumatic amputees: review of prosthetic use.** Orthopaedic and Prosthetic Departments, Southern General Hospital, Glasgow, UK, 1997.

GUIA do Amputado. **Shopping Ortopédico.** Belo Horizonte, [2010?].

HATZE, H. **The meaning of the term 'Biomechanics'**. Journal of Biomechanics, Volume 7, Issue 2, p. 189 – 190, 1974.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE, **Cartilha do Censo 2010 – Pessoas com Deficiência** / Luiza Maria Borges Oliveira / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência; Brasília : SDH-PR/SNPD, 2012.

KARDUNA, Andrew R., **Biomechanical Principles**. University of Oregon, OR, 2002.

KNUDSON, Duane. **Fundamentals of Biomechanics**. Springer Science + Business Media, LLC, 2 ed., p. 3 – 5, 2007.

KOTTKE, F. J.; STILLWELL, G. K.; LEHMANN, J. F. **Krusen: Tratado de Medicina Física e Reabilitação**. 3. ed. São Paulo: Editora Manole, 1984

LUCENA, Bruno. **Amputação e próteses de Membros Superiores**. Faculdade Maurício de Nassau, Campina Grande, 2015.

MICHAELIS. Moderno Dicionário de Língua Portuguesa. Disponível em: < <http://michaelis.uol.com.br/busca?r=0&f=0&t=0&palavra=pr%C3%B3tese>>. Acesso em: 10 set. 2016.

MOORE, K. L., **Anatomia orientada para a clínica**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan 2007.

NERI, Marcelo C.; SOARES, Wagner L. **Idade, incapacidade e o número de pessoas com deficiência**. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, v. 21, n. 2, p. 303 – 321, 2004.

NORTON, Robert L., **Projeto de Máquinas: Uma abordagem integrada**. 2ª ed., Porto Alegre, Bookmark, 2004.

PAREDES, Brayan. **Otimização em engenharia**. Universidade Federal de Santa Catarina, 2016. Disponível em: < <http://www.esss.com.br/blog/2016/04/otimizacao-em-engenharia/>>. Acesso em: 27 abr. 2017.

PARKINSON, A. et al. **Optimization methods for engineering design: applications and theory**. Brigham Young University, Utah, EUA, 2013.

PIRES, A. L., BIERHALZ, A. C. K., MORAES, A. M. **Biomateriais: tipos, aplicações e mercado**. Departamento de Engenharia de Materiais e de Bioprocessos, Faculdade de Engenharia Química, Universidade Estadual de Campinas, SP, 2015.

RAO, Singiresu S. **Engineering Optimization: theory and practice**. 4^a ed., John Wiley & Sons, Inc., Nova Jersey, EUA, 2009.

RESNIK, L. et al. **Advanced Upper Limb Prosthetic Devices: Implications for Upper Limb Prosthetic Rehabilitation**. Arch Phys Med Rehabil, Vol. 93, April 2012.

REZENDE, Joffre M., **Prótese, prótese, órtese**. Linguagem Médica, 3^a ed. Goiânia, AB editora e distribuidora de livros LTDA, 2004.

SARAMAGO, Simone P., STEFFEN, Valder. **Introdução às técnicas de otimização em engenharia**. Faculdade de Engenharia Mecânica, UFU, Uberlândia, 2008.

STEWART A. et al. **International standards for anthropometric assessment**. Lower Hutt, New Zealand: International Society for the Advancement of Kinanthropometry 2011.

TORRES, Marcelo. **Evolução das próteses mecânicas**. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2010.

VIDAL, Tabata. **Concepção de próteses mioelétricas de membros superiores baseada no estudo fisiológico**. Tese (mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2008.

WEIR, Richard F., **Design of artificial arms and hands for prosthetic applications**. Northwestern University Prosthetics Research Laboratory, and Rehabilitation Engineering Research Center. Chicago, Illinois, 2004.

WESTIN, Michelle F., RIBEIRO, Rafael T., **Método dos Elementos Finitos na Simulação de Tensão e Elasticidade em Placas**. Universidade Federal de Minas Gerais, 2009.