



**Eliezer Rabe Brum**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO BIOMECÂNICO PARA A  
REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES EM PACIENTES PÓS AVC**

Horizontina-RS

2024

**Eliezer Rabe Brum**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO BIOMECÂNICO PARA A  
REABILITAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES EM PACIENTES PÓS AVC**

Trabalho Final de Curso apresentado como requisito parcial para a obtenção do título de bacharel em Engenharia Mecânica na Faculdade Horizontina, sob a orientação do Prof. Dr. Luis Carlos Wachholz

Horizontina-RS

2024

**FAHOR - FACULDADE HORIZONTINA  
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova o Trabalho de Final de Curso**

**“Desenvolvimento de um dispositivo biomecânico para a reabilitação de  
membros superiores em pacientes pós AVC”**

**Elaborado por:  
Eliezer Rabe Brum**

Aprovado em:  
pela Comissão Examinadora

---

Prof. Dr. Luis Carlos Wachholz  
Presidente da Comissão Examinadora - Orientador

---

Prof. Dr. Rafael Luciano Dalcin  
FAHOR – Faculdade Horizontina

---

Prof. Dr. Geovane Webler  
FAHOR – Faculdade Horizontina

**Horizontina-RS  
2024**

Ofereço este trabalho a Deus, pela oportunidade de realizar um sonho e pela força concedida ao longo desta jornada. À minha família, que não poupou esforços nem recursos para me apoiar em todos os momentos, minha eterna gratidão. Dedico também a todos que enfrentaram um AVC, com o desejo de que este trabalho possa, de alguma forma, inspirá-los a superar os desafios e a acreditar na possibilidade de reabilitação.

## AGRADECIMENTO

Agradeço primeiramente a Deus pela dádiva da vida e pela oportunidade de poder alcançar este objetivo, reconheço que sem Ele este sonho jamais teria se tornado realidade. Agradeço também à minha esposa, Jaqueline Brum, aos meus pais, Marcos Brum, Roselaine Brum e minha irmã Miriã Brum, enfim, toda a minha família, que não mediu esforços, seja em dedicação, apoio ou recursos. A participação e o incentivo de vocês foram fundamentais para que este momento se tornasse possível.

“A persistência é o caminho do êxito”

Charles Chaplin

## RESUMO

A qualidade de vida da população mundial tem sido impactada negativamente por doenças que causam incapacidade cognitivas e motoras, das quais podem ser citado o AVC. Este estudo explora o desenvolvimento de um dispositivo para auxílio no processo de tratamento, projetado para a reabilitação de membros superiores, sendo estes os mais afetados em pacientes que sofreram um Acidente Vascular Cerebral (AVC), com foco no cotovelo. Conceitos fundamentais relacionados ao AVC foram abordados, explicando detalhadamente as características de órteses e modelos robóticos empregados durante o tratamento. Foi definido o atuador a ser utilizado, público alvo, mecanismo presente no dispositivo, esforços atuantes, culminando na elaboração de um projeto no Solidworks do dispositivo capaz de atender os requisitos de projetos, bem como na definição de componentes essenciais para o seu funcionamento. O presente estudo resultou na elaboração de uma órtese para uso no tratamento de membros superiores, com foco no movimento do cotovelo, de pacientes pós AVC e que pode ser utilizada em outras patologias, quando orientado por profissionais qualificados na área de reabilitação.

**Palavras-chave:** Acidente Vascular Cerebral. Órtese. Reabilitação de membros superiores. Dispositivo robótico de reabilitação.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estatística de internações por AVC.....	12
Figura 2 – Tipos de AVC's.....	15
Figura 3 – Processo de reabilitação .....	17
Figura 4 – Modelo 1_Elétrico com sistema de coroa e sem fim e articulações .....	20
Figura 5 – Modelo 2_Pneumático.....	21
Figura 6 – Modelo 3_Robótico .....	21
Figura 7 – Modelo 4_Elétrico com giro direto .....	22
Figura 8 – Modelo 5_Robótico com assento .....	23
Figura 9 – Angulação .....	23
Figura 10 – Fluxograma das etapas seguidas.....	25
Figura 11 – Primeiro esboço .....	32
Figura 12 – Membro superior .....	33
Figura 13 – Anatomia do membro superior .....	33
Figura 14 – Segundo esboço_cadeira suporte.....	34
Figura 15 – Desenho dispositivo e braço .....	35
Figura 16 – Sistema intercambiável .....	36
Figura 17 – Desenho dispositivo (a) Vista em perspectiva (b) vista frontal.....	37
Figura 18 – Detalhes de sistema de regulagem: (a) Borboleta; (b) Parafuso.....	37
Figura 19 – Desenho parte interna do mecanismo.....	38
Figura 20 – Simplificações .....	39
Figura 21 – Centro de gravidade.....	42
Figura 22 – Massa do suporte do antebraço .....	44
Figura 23 – Massa pegador.....	44
Figura 24 – Centro de gravidade do suporte do antebraço .....	45
Figura 25 – Atuação de forças e torques no dispositivo .....	46
Figura 26 – Articulação .....	48
Figura 27 – Sistema de transmissão .....	49
Figura 28 – Engrenagem.....	49
Figura 29 – Dimensões engrenagem .....	50
Figura 30 – Sem fim .....	51
Figura 31 – Motor NEMA 23.....	52
Figura 32 – Informações técnicas do motor NENA 23 .....	53

Figura 33 – Placa multifuncional de controle 36820-MS .....	56
Figura 34 – Maneira correta de conectar os componentes na placa 36820-MS .....	56
Figura 35 – Preparo para o corte .....	57
Figura 36 – Finalização do dispositivo .....	58
Figura 37 – Limitador de giro.....	58
Figura 38 – Nova posição do velcro .....	59
Figura 39 – Problemas encontrados .....	60
Figura 40 – Alteração necessária.....	60

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Medidas dos membros .....	40
Quadro 2– Massa dos membros .....	41
Quadro 3 – Massa corporal média .....	41
Quadro 4 – Testes de tempo para extensão de cotovelo .....	47
Quadro 5 – Dado para a definição do Torque do motor .....	53
Quadro 6 – Dados necessários para a definição dos componentes .....	55

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>11</b>
1.1. TEMA .....	12
1.2. DELIMITAÇÃO DO TEMA.....	12
1.3. PROBLEMA DE PESQUISA .....	13
1.4. OBJETIVOS .....	13
<b>1.4.1. Objetivo Geral</b> .....	<b>13</b>
<b>1.4.2. Objetivos Específicos</b> .....	<b>13</b>
1.5. JUSTIFICATIVA .....	13
<b>2. REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>15</b>
2.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL.....	15
2.2. REABILITAÇÃO .....	17
2.3. EQUIPAMENTOS PARA AUXÍLIO NA REABILITAÇÃO.....	18
2.4. GONIOMETRIA.....	23
<b>3. METODOLOGIA</b> .....	<b>25</b>
3.1. MÉTODO E TÉCNICAS UTILIZADAS.....	25
<b>3.1.1. Métodos de abordagem</b> .....	<b>26</b>
<b>3.1.2. Métodos de procedimento</b> .....	<b>26</b>
<b>3.1.3. Técnica de coleta de dados</b> .....	<b>26</b>
<b>3.1.4. Análise dos dados</b> .....	<b>26</b>
3.2. MATERIAL E EQUIPAMENTOS .....	27
<b>4. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS</b> .....	<b>28</b>
4.1. ESCOLHA DO ATUADOR .....	28
4.2. DEFINIÇÃO DE PÚBLICO ALVO.....	30
4.3. DESENHO.....	31
4.4. CÁLCULOS .....	38
4.5. SISTEMA ELÉTRICO.....	55
4.6. TESTE FUNCIONAL DO MOVIMENTO.....	57
<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>62</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>64</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Estimativas apontam que atualmente há uma tendência de crescimento na longevidade da população global. Em meados de 2019 a expectativa de vida aumentou 6 anos se comparado aos anos 2000, entretanto a qualidade de vida durante esses anos tem sido impactada. Isso ocorre devido ao aumento de doenças incapacitantes que geram sequelas cognitivas e motoras a longo prazo, reduzindo assim alguns anos de vida saudável do indivíduo (OPAS, 2019).

São várias as doenças que podem ser citadas, porém neste estudo será considerada o AVC. O acidente vascular cerebral (AVC) promove um déficit neurológico ocasionado por diversos fatores que acarretam alterações no sistema circulatório cerebral, podendo ser classificado em isquêmico ou hemorrágico. O primeiro é o mais comum, acontece quando há o estreitamento ou obstrução do vaso sanguíneo levando a uma redução do fluxo circulatório (isquemia), já o AVC hemorrágico ocorre quando o vaso sanguíneo se rompe extravasando sangue nos tecidos circundantes (Silva *et al.*, 2020).

De acordo com o Ministério da Saúde, o acidente vascular cerebral (AVC) é uma das patologias que mais levam à óbito e que mais geram limitações no mundo. O Brasil possui uma das maiores taxas de mortalidade por AVC, o qual é a causa de morte mais frequente na população adulta brasileira (Brasil, 2019). O Ministério da Saúde registrou em 2022 mais de 180 mil internações por Acidente Vascular Cerebral, conforme a Figura 1, o que significa um aumento de quase 40% em relação aos anos anteriores.

Com o grande avanço da área da saúde que dispõe de equipes multidisciplinares para a reabilitação de pacientes pós AVC é possível garantir uma maior qualidade de vida a esses indivíduos. Além disso para aprimorar o processo de recuperação da funcionalidade dos membros superiores, do qual na maioria dos casos de AVC são severamente comprometidos.

Figura 1 – Estatística de internações por AVC



Fonte: Jornal Hoje, 2023

O presente estudo, objetiva desenvolver um dispositivo biomecânico servindo de auxílio para o retorno aos movimentos de membros superiores, mais especificamente o movimento do cotovelo, baseado na grande estatística de casos de AVC no Brasil do qual carecem de reabilitação urgentemente. Posto que, já tenham sido criadas outras ferramentas no tocante às sequelas do AVC, a acelerada evolução da tecnologia impulsiona a ideia de desenvolver um projeto mais eficiente, promissor e acessível.

### 1.1. TEMA

Desenvolvimento de dispositivo biomecânico para reabilitação fisioterapêutica.

### 1.2. DELIMITAÇÃO DO TEMA

Desenvolvimento de dispositivo usado na reabilitação fisioterapêutica em membros superiores de pacientes pós AVC. O presente estudo se deterá na abordagem somente da articulação do cotovelo, discriminando as articulações de ombro, punho e mão e os movimentos a estes relacionados. Assuntos referentes à programação de Arduino não serão abordados, bem como a construção do dispositivo. Embora o propósito seja elaborar um dispositivo considerando um valor menor de investimento, custos não serão tratados neste estudo.

### 1.3. PROBLEMA DE PESQUISA

Os dispositivos de reabilitação de membros superiores disponíveis no mercado atualmente são caracterizados por um alto custo de investimento, mecanismos complexos e controles pouco intuitivos. Como um dispositivo mecânico pode auxiliar no processo de reabilitação de membros superiores, com foco no cotovelo, em pacientes que foram acometidos por um AVC, de maneira mais acessível, simples e intuitiva?

### 1.4. OBJETIVOS

#### 1.4.1. Objetivo Geral

Desenvolver um dispositivo mecânico para ser usado na reabilitação de membros superiores, com foco no cotovelo, em pacientes pós AVC.

#### 1.4.2. Objetivos Específicos

- a) Realizar uma revisão bibliográfica de dispositivos usados na reabilitação de membros superiores;
- b) Analisar os requisitos que o dispositivo deve atender para que ocorra uma reabilitação de membros superiores efetiva;
- c) Realizar escolha de materiais para a construção do dispositivo;
- d) Projetar um dispositivo para reabilitação de membros superiores de pacientes pós AVC, com foco no cotovelo;
- e) Calcular os esforços atuantes que devem ser considerados no dispositivo, para a reabilitação de pacientes pós AVC;
- f) Avaliação da eficiência do dispositivo quando acoplado ao membro.

### 1.5. JUSTIFICATIVA

O Acidente Vascular Cerebral tem sido uma das principais patologias presentes na sociedade contemporânea. Com o aumento na longevidade de vida da população, a incidência de doenças como o AVC tornou-se mais frequentes, nessas circunstâncias é necessário a otimização do processo de reabilitação de pacientes para atender a essa demanda. Uma das formas de melhorar o processo de reabilitação de pacientes que passaram pelo AVC é através de dispositivos, como

por exemplo as órteses. Diferente das próteses que substituem o membro, as órteses têm como objetivo auxiliar no processo de reabilitação, servindo como apoio para o segmento corporal, a fim de que este seja capaz de executar o movimento. As opções existentes no mercado são de alto custo de aquisição, possuem mecanismos complexos e controles pouco intuitivos. Por conta disso, buscou-se no presente estudo o desenvolvimento de um dispositivo que desafia estes padrões, além de promover efetividade no processo de reabilitação de cotovelo do paciente, garantir facilidade no manejo e sobretudo proporcionar segurança ao usuário.

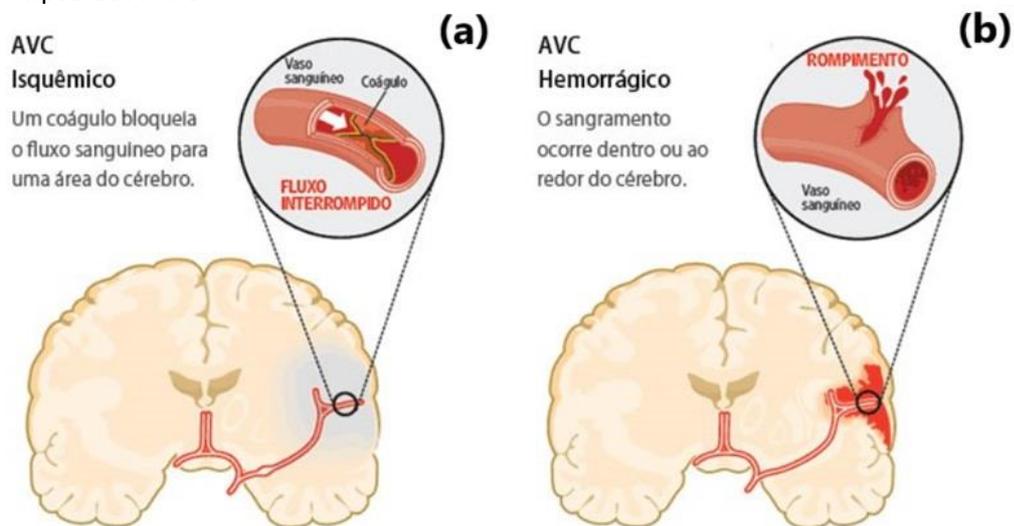
## 2. REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O Acidente Vascular Cerebral é um dos dois principais distúrbios motores, sendo acompanhado pela lesão medular. Isso se deve aos danos do sistema nervoso que culminam na deterioração física e faz com que o paciente se torne dependente na realização de atividades cotidianas.

Segundo o Ministério da Saúde (Brasil, 2019) é provocado quando os canais (vasos) que levam o sangue até o cérebro se rompem (Figura 2 (b)) ou se obstruem (Figura 2 (a)), provocando assim uma paralisia da área cerebral que foi afetada pela falta de circulação do sangue.

Figura 2 – Tipos de AVC's



Fonte: Lofrano, 2024

O Brasil possui uma das maiores taxas de mortalidade por AVC entre os países da América Latina e Caribe, sendo a maior causa de mortes em adultos brasileiros. De acordo com dados do sistema de informações hospitalares foram registrados 98.843 óbitos por doenças cerebrovasculares no Brasil no ano de 2020, 164.200 internações por AVC em 2021, com valor anual de mais de 250 milhões de casos (Brasil, 2022).

Cerca de 5% a 20% dos pacientes avaliados após 6 meses do ocorrido, apresentam recuperação completa de suas funções motoras dos membros superiores, sendo que 30% a 66% não apresentam nenhuma (Kwakkel; Kollen; Krebs, 2008).

O comprometimento do membro superior é uma das principais sequelas causadas pelo AVC, ocorre devido a uma lesão neurológica. Com o membro superior afetado, fazer atividades da vida diária passam a ser um obstáculo para o indivíduo. Em cerca de 73% a 88% dos sobreviventes do AVC, a função do braço é alterada apenas na fase inicial logo após a ocorrência, enquanto que 55% a 75% dos casos o problema continua de forma a acompanhar o paciente por toda a sua vida (Cavaco; Alouche, 2010; Mozaffarian *et al.*, 2016).

O membro superior envolve a mão, antebraço, braço e ombro. Em caso de AVC ocorre a espasticidade muscular, esse termo refere-se a uma disfunção neuromotora que ocasiona fraqueza muscular e diminuição da amplitude do movimento que o músculo normalmente realizaria. Essa sequela possui maior tendência de ocorrer na região distal para proximal, isso significa que esse efeito acontece com maior severidade na região da mão (distal) e de maneira mais branda na região do ombro (proximal) (Vargas; Rodrigues, 2022).

A lentidão e a redução da amplitude do movimento são provenientes da redução do tônus muscular, déficit sensorial, fraqueza muscular, encurtamento das fibras dos músculos, imobilidade e não uso do membro acometido (Cunha *et al.*, 2016).

Entre as sequelas estão a hemiplegia e hemiparesia que ocorrem no hemicorpo contralateral ao lado em que houve a lesão encefálica, ou seja, ambas acometem os membros contrários ao lado afetado do cérebro. Hemiplegia pode ser caracterizada como a ausência de contração do músculo ou paralisia do mesmo, enquanto hemiparesia pode ser definida como a perda de força muscular. A deficiência funcional originada pela hemiplegia é uma das sequelas mais impactantes para os pacientes pois acaba afetando suas habilidades de alcançar objetos (Daher *et al.*, 2012; Scalzo, 2010).

A hemiparesia também causa desde imobilidade no membro até padrões espásticos, ou seja, gera fraqueza muscular podendo manter o segmento corporal enrijecido numa mesma posição, o que requer uma força adicional para a execução do movimento. A fim de realizar a reabilitação algumas medidas podem ser tomadas, tais como: posicionar o doente em um padrão antiespástico, oposto ao padrão adotado pós AVC como mostrado na Figura 3. Além disso, pode – se ativar a circulação sanguínea através de massagens, estimular a percepção sensorial do lado atingido, além de realizar exercícios de mobilização (Andrade *et al.*, 2010).

Figura 3 – Processo de reabilitação



Fonte: Fisiatria Brasil, 2024

## 2.2. REABILITAÇÃO

Os fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais são os responsáveis por conduzir os procedimentos de reabilitação em hospitais e centros especializados. Os procedimentos convencionais caracterizam-se por exercícios e técnicas terapêuticas que incentivam o reaprendizado motor e promovem a autonomia funcional (Poli *et al.*, 2013; Stein, 2012; Araújo *et al.*, 2011).

A perda dos movimentos pode ser revertida ou em alguns casos amenizadas por processo de fisioterapia convencional que acontece através de principalmente exercícios de reabilitação. Porém esse tipo de procedimento acontece de maneira quase sempre onerosa e muito lenta (Ferreira, 2018).

A forma de avaliar o desenvolvimento do paciente é subjetiva, há uma falta de medidas objetivas que sejam adequadas. Outro fator que afeta nos resultados é o fato de que cada pessoa reage de uma forma a determinado tratamento, sendo assim um procedimento que foi significativo para uma pessoa pode não ter sido eficaz para outra (Volpe *et al.*, 2002; Lum *et al.*, 2002; Sivan *et al.*, 2011).

A fim de auxiliar nos movimentos de pacientes que possuem sua capacidade reduzida ou nula, entre as várias inovações, as órteses têm assumido um papel bastante significativo, sendo usadas em hospitais, clínicas ou em instituições universitárias. A órtese além de auxiliar nos movimentos, é utilizada na reabilitação dos membros afetados e como forma de suporte (Moreira *et al.*, 2017).

Uma órtese pode ser comparada com uma prótese, porém enquanto a prótese tem a finalidade de substituir um segmento do corpo para que se tenha uma

melhor adaptação, a órtese é posta junto ao membro oferecendo um apoio para a execução do movimento e até auxiliando no mesmo (Moreira *et al.*, 2017).

### 2.3. EQUIPAMENTOS PARA AUXÍLIO NA REABILITAÇÃO

Com o uso de dispositivos como robôs, é possível prolongar as seções de fisioterapia por mais tempo e trazer uma maior quantidade de movimentos durante os atendimentos. Além disto, o procedimento pode ser automatizado e com o acréscimo de sensores, o profissional responsável consegue fornecer um melhor acompanhamento para o paciente (Nef; Guidali; Riener, 2009).

A terapia assistida por robô promove uma inovação quando se trata da aprendizagem motora de forma repetitiva, intensiva, interativa e individualizada, faz com que sejam mais eficientes se comparadas às técnicas convencionais (Brewer; McDowell; Worthenchaudhari, 2007; Sivan *et al.*, 2011).

O termo robô de reabilitação é relativo a uma variedade de dispositivos mecatrônicos que podem ir desde membros artificiais até robôs capazes de apoiar o tratamento terapêutico ou fornecer assistência pessoal. São várias as finalidades pelas quais os robôs de reabilitação são concebidos, porém a mais usual é o apoio para os movimentos e/ou para melhorar uma capacidade de algum membro afetado do corpo humano (Maciejasz *et al.*, 2014).

Os dispositivos robóticos de reabilitação de membros superiores podem ser classificados com base no segmento que tem como foco, sendo eles: mão, punho, cotovelo, ombro, ou até na soma de mais de um segmento (Poli *et al.*, 2013).

Existem também dispositivos chamados de exoesqueletos, este termo pode ser traduzido como esqueleto externo, sendo um dispositivo mecânico acoplado ao corpo a fim de melhorar o movimento, além disso, em casos em que o indivíduo perdeu a capacidade de movimentação devido a traumas, tem como finalidade resgatar a funcionalidade do segmento. Estes dispositivos possuem uma estrutura mecânica que imita a estrutura esquelética do membro, dessa forma é alinhado aos eixos anatômicos do segmento gerando maior controle das articulações em questão (Chang; Kim, 2013; Poli *et al.*, 2013; Maciejasz *et al.*, 2014).

Outra forma de classificar as órteses é a partir do tipo de atuador, ou seja, a forma com que o movimento da órtese é acionado. O atuador pode ser pneumático, hidráulico, elétrico, elástico em série, estimulação em série funcional, além de outros

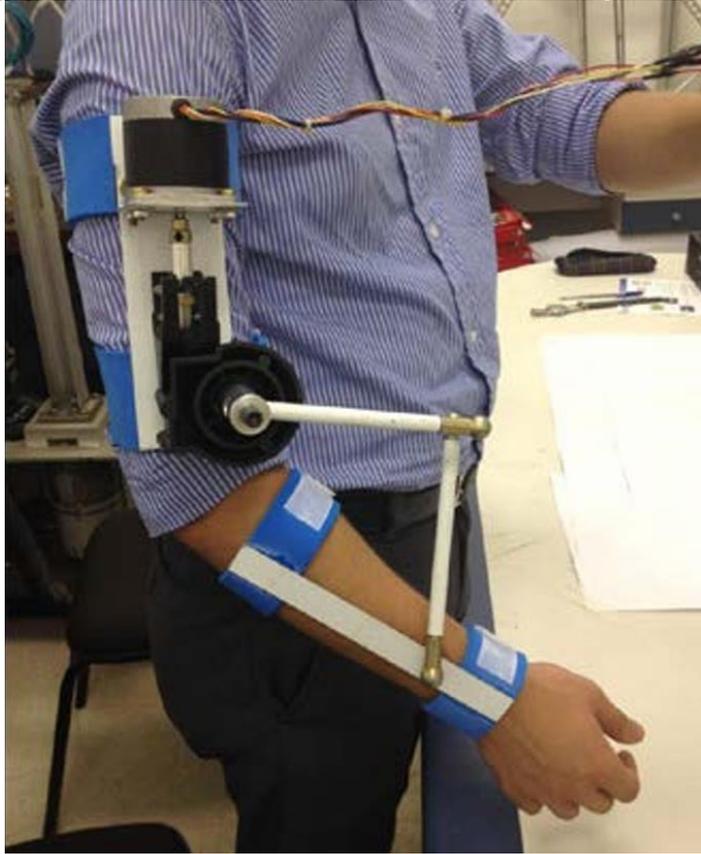
(Gopura; Kiguchi, 2009, Maciejasz *et al.*, 2014). Os dispositivos acionados por atuadores elétricos possuem potência mais elevadas, se comparado aos outros modelos, facilidade em proporcionar e armazenar energia elétrica, e com isso são os mais utilizados (Caldwell; Tsagarakis, 2007; Maciejasz *et al.*, 2014).

Os atuadores hidráulicos utilizam a pressão hidráulica para produzirem o movimento, geralmente o fluido usado é o óleo. Esse tipo de atuador é capaz de produzir forças mais elevadas, porém é um sistema mais complexo pois o óleo necessita estar pressurizado e não pode haver vazamento. Atuadores hidráulicos comerciais em geral são pesados, para serem usados em órteses, precisam ser especialmente projetados para essa finalidade (Maciejasz *et al.*, 2014).

Atuadores pneumáticos são mais leves se comparados aos atuadores hidráulicos, utilizando como fluido o ar comprimido. Para a alimentação desse tipo de atuador é necessário um reservatório que contenha ar comprimido e compressores. Dentre os dispositivos que se enquadram nesta classificação está o chamado músculo artificial pneumático, atuando de forma parecida com um músculo de contração, o atuador encurta sob pressão. Um dos fatores que dificulta sua usabilidade é ser difícil de controlar os movimentos, usam ar comprimido e como consequência o movimento não é linear. Como ponto positivo é que é relativamente leve, embora não seja prático (Maciejasz *et al.*, 2014).

Na Figura 4, Figura 5, Figura 6, Figura 7 e Figura 8 mostram os modelos de dispositivos para reabilitação de membros superiores que foram encontradas durante a pesquisa.

Figura 4 – Modelo 1\_Elétrico com sistema de coroa e sem fim e articulações



**Fonte:** Namindome e Oliveira, 2013

Na Figura 4 é possível visualizar que o dispositivo funciona através de um sistema de coroa e sem fim que, através de um sistema de articulação, movimenta o braço, permitindo diminuição na velocidade de rotação do antebraço em relação ao giro do motor. O ponto negativo do dispositivo da Figura 4 é que aparentemente pode ser frágil devido à forma com que o motor se conecta ao antebraço. Outro ponto a salientar é a segurança, não há nenhuma proteção ao redor do motor, o que pode acabar causando acidentes durante o manuseio do dispositivo.

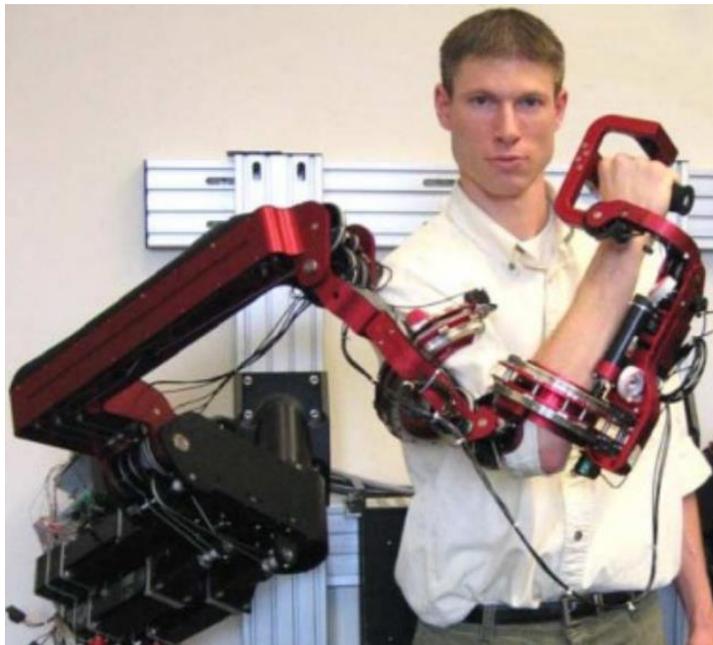
Figura 5 – Modelo 2\_Pneumático



**Fonte:** Garcés, 2013

O dispositivo apresentado na Figura 5 aparenta ser resistente, pois é robusto e possui um sistema de funcionamento pneumático. Além de executar o movimento do cotovelo, abrange também o movimento parcial do ombro, o que acarreta em uma maior complexidade ao dispositivo. Como é possível verificar, por conta de o aparelho ser robusto ele precisa ter um suporte que auxilie o usuário a segurá-lo, o que pode impactar no seu valor final, e caso seja comercializado, o valor deverá absorver esse gasto.

Figura 6 – Modelo 3\_Robótico



**Fonte:** Perry; Rosen; Burns, 2007

A Figura 6 mostra um dispositivo muito mais elaborado, se comparado com os outros apresentados até o momento. São várias as articulações e os movimentos que podem ser executados pelo aparelho, o que deve contribuir fortemente para o seu custo final. Como o objetivo do estudo é projetar um produto que possa ser comercializado para o público em geral, algo tão sofisticado como o dispositivo da Figura 6 não seria o recomendável.

Figura 7 – Modelo 4 Elétrico com giro direto

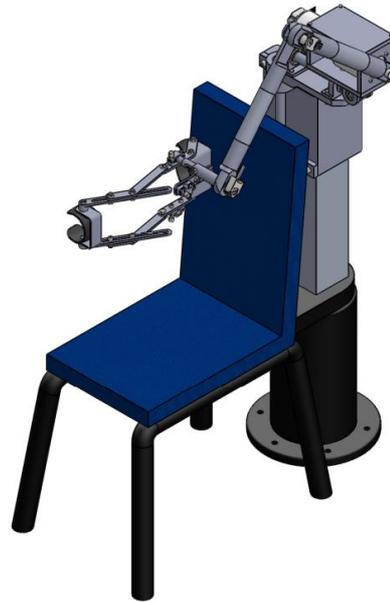


Fonte: Ferreira, 2018

O dispositivo apresentado na Figura 7 é aparentemente simples, possui um motor elétrico acoplado diretamente sobre o eixo de rotação, o que simplifica o funcionamento do mecanismo. Porém, pelo fato de o motor estar exatamente sobre o eixo de rotação, ele precisa ser capaz de possibilitar a uma velocidade extremamente baixa e um valor de torque adequado, o que pode dificultar na busca pelo motor ideal.

A Figura 8 apresenta um dispositivo que possui um suporte em que o paciente pode se assentar sobre ele, ou seja, uma cadeira que permite o indivíduo estar em uma posição mais confortável durante o tratamento. Outro detalhe que pode ser observado é que o dispositivo pode ser usado em ambos os lados, ou seja, com o mesmo aparelho é possível tratar pacientes com problemas nos membros superiores do lado esquerdo ou direito.

Figura 8 – Modelo 5\_Robótico com assento

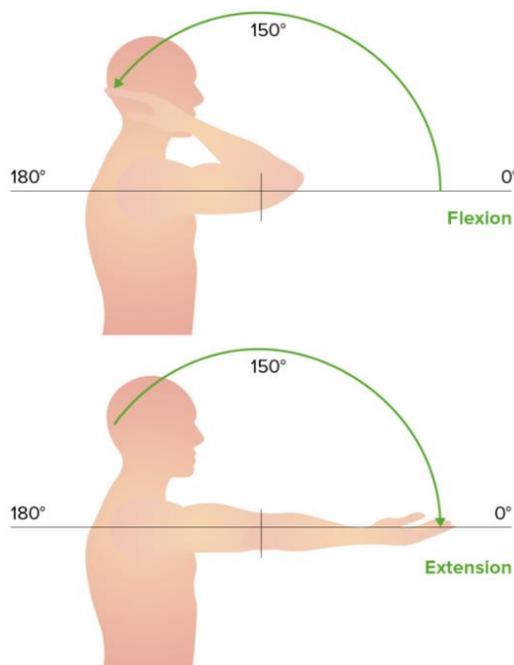


Fonte: Nishikawa; Sugimoto, 2013

## 2.4. GONIOMETRIA

O ângulo máximo entre o braço e o antebraço presente no movimento de flexão e extensão é de  $150^\circ$ , como mostra a Figura 9. Um ângulo menor que este significa que a reabilitação pode não ser completa e em contrapartida, um ângulo maior pode ser prejudicial e perigoso ao usuário, pois o movimento do dispositivo seria maior do que o movimento efetuado naturalmente pelo membro.

Figura 9 – Angulação



Fonte: Lectúrio, 2024

Na Figura 9 o indivíduo está executando uma flexão e extensão completas de cotovelo, enquanto o ombro permanece fletido a 90° em relação ao corpo. Desta forma demonstra angulação correta deste movimento biomecânico. Além disso a visualização nesta perspectiva favorece a análise isolada do movimento do cotovelo, eliminando possíveis compensações realizadas por outros grupos musculares.

### 3. METODOLOGIA

Tem-se como objeto de estudo dispositivos de reabilitação de membros superiores para uso em pacientes de pós AVC. Será realizada uma pesquisa do tipo descritiva-exploratória sobre o tema, a fim de que seja obtido um levantamento dos aparelhos já existentes e com isso espera-se encontrar informações referentes ao funcionamento e atuação.

A pesquisa bibliográfica servirá de base para que o objetivo específico seja alcançado, sendo ele o projeto e criação de um dispositivo de reabilitação para membros superiores de pacientes pós AVC que apresenta uma inovação significativa na reabilitação. Além disso, é importante salientar que o êxito no quesito inovação significativa do objeto de estudo consiste na redução de tempo de reabilitação completa, onde o paciente encontra-se devidamente possibilitado a executar os movimentos de maneira similar à antes do AVC quando comparado à outros tratamentos convencionais.

#### 3.1. MÉTODO E TÉCNICAS UTILIZADAS

Na Figura 10 é possível visualizar o fluxograma contendo todos os passos que foram seguidos durante o presente estudo, a fim de que o objetivo final de desenvolvimento de um dispositivo de reabilitação fosse cumprido. O fluxograma foi criado para facilitar a compreensão das etapas, e possibilitar que o estudo possa ser replicado de forma mais precisa, caso necessário.

Figura 10 – Fluxograma das etapas seguidas



### **3.1.1. Métodos de abordagem**

O presente estudo possui um método de abordagem misto, pois os dados analisados serão do tipo qualitativo e quantitativo. Como por exemplo, pode – se citar os resultados dos testes de qualidade de órteses já existentes, dessa forma é possível acessar tanto os indicadores que apontam o tempo de reabilitação do paciente quanto aos que se referem ao conforto do dispositivo durante o tratamento.

### **3.1.2. Métodos de procedimento**

Entre os métodos de procedimentos abordados no presente estudo estão o método experimental, método comparativo e método estatístico.

### **3.1.3. Técnica de coleta de dados**

No presente estudo será realizada uma investigação envolvendo os mais recentes dispositivos de reabilitação de membros superiores disponíveis no mercado. A pesquisa pode ser definida como bibliográfica e a técnica de coleta como análise de conteúdo. Para que o estudo seja executado, serão usadas bases de dados científicos confiáveis, tais como *Scielo*, Google acadêmico, Periódicos CAPES e Periódicos FORCOM, tendo os seguintes como termos de pesquisa: fisioterapia, reabilitação, AVC, membros superiores e órteses. Os trabalhos científicos usados na composição do estudo, serão preferencialmente os que possuem suas datas de publicação de no máximo 14 anos retroativos (data de corte 2010), salvo em casos em que os dados são de extrema importância para o presente estudo e não haja atualização posterior a essa data.

### **3.1.4. Análise dos dados**

Após a coleta de dados os mesmos serão analisados, através do funcionamento será realizado um estudo dos movimentos exercidos pelos dispositivos, como eles impactaram na reabilitação do paciente, confirmando ou não sua eficácia, e como tais movimentos são possíveis, apresentando os mecanismos existentes. Posteriormente as ideias serão esboçadas e refinadas até que o projeto final seja feito no Solidworks.

Além dos movimentos, dados necessários para os cálculos de esforços atuantes no dispositivo também serão definidos, com isso será possível definir os

melhores componentes que farão parte do dispositivo, além de especificar qual será o sistema de controle utilizado. Finalizando o estudo com melhorias sendo sugeridas, assim como pesquisas futuras sendo propostas.

### 3.2. MATERIAL E EQUIPAMENTOS

Posterior à realização do estudo, com a base teórica adquirida, o dispositivo será projetado com o auxílio do *software Solidworks*, fornecendo assim dados relativos ao movimento, material, estrutura, formato e forças envolvidas no processo. Estará presente também no projeto o sistema gerador de torque, sistema elétrico e em seguida serão realizados testes relacionados ao desempenho do movimento quando acoplado ao membro.

## 4. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS

Partindo das definições como a do tipo do atuador a ser usado e do público alvo, foram elaborados esboços de duas ideias para o mecanismo do dispositivo, as quais foram a base para o projeto feito no Solidworks. Cálculos de esforços tornaram-se essenciais para a definição dos componentes utilizados no dispositivo, como por exemplo, engrenagem, sem fim e o sistema elétrico de controle. Foram realizados testes de movimento a partir da construção parcial do dispositivo, e com isso, melhorias sugeridas a fim de melhorar o funcionamento e conseqüentemente a eficiência na reabilitação.

### 4.1. ESCOLHA DO ATUADOR

Após pesquisar por alguns modelos de dispositivos, começou-se a etapa de criação, onde o primeiro ponto considerado foi o tipo de atuador. Havia 3 opções de atuadores, duas delas tendo como base o movimento de um fluido através de um cilindro hidráulico ou pneumático e outra através de motor elétrico.

O atuador pneumático foi a primeira possibilidade descartada devido à algumas desvantagens técnicas, de acordo com a avaliação realizada. Na maioria das vezes o ar é usado como o fluido neste tipo de sistema e pelo fato dele ser compressível, o resultado poderia não ser muito eficiente na prática e até podendo ser um tanto perigoso, trazendo insegurança ao paciente. O sistema funcionaria com base em um cilindro, e dependendo do nível de lubrificação, ou de algum outro problema que possa travar o cilindro, o resultado será uma movimentação brusca no dispositivo, o que pode potencialmente comprometer a saúde do membro e até retardar ainda mais o processo de reabilitação.

Pela compressibilidade do ar, têm-se uma grande dificuldade de controle do cilindro, implicando em uma incompatibilidade de integração a uma central de controle, considerando o baixo orçamento. Não foi encontrada nenhuma forma que fosse precisa para informar à posição exata do cilindro e que tivesse um baixo custo em relação aos demais tipos de atuadores.

Para gerar o fluido, ou seja, ar comprimido, seria necessário um compressor acoplado ao sistema, ou no mínimo, um reservatório contendo ar comprimido que precisaria ser recarregado. O compressor não traria a praticidade ao sistema, a

considerar pelo seu peso, e da mesma forma o cilindro que precisaria ser recarregado, necessitando de outro dispositivo que cumprisse essa função, o que além de aumentar o número de produtos, e conseqüentemente o custo final, envolveria o deslocamento até a estação de recarga.

O próximo atuador que foi desconsiderado foi hidráulico, que embora tenha algumas semelhanças com o pneumático, tem suas peculiaridades. Uma das principais vantagens obtidas no atuador hidráulico é a força que ele é capaz de fornecer ao sistema, isso acontece devido a incompressibilidade que possibilita o sistema operar em pressões muito superiores, o que aplicado a uma mesma área em relação ao sistema pneumático gera esse resultado.

Pelo mesmo motivo, incompressibilidade, os impactos que eram comuns no sistema anterior, muito baixos neste modelo. Outra vantagem é a integração com uma central de controle que se tornar mais simples.

Embora o sistema hidráulico apresentar algumas vantagens, existem algumas desvantagens. Este sistema necessita basicamente dos seguintes componentes: conjunto motobomba (composto por motor elétrico, bomba hidráulica, válvula de alívio, filtros, reservatório e fluido), válvula direcional e cilindro. O motor neste caso deve ser elétrico e seu eixo deve estar acoplado à uma bomba hidráulica que seria responsável por gerar o fluxo do fluido no sistema. O fluido se moveria pelo sistema e acionaria o cilindro, e este por sua vez, empurraria o antebraço, aumentando o ângulo entre o antebraço e o braço, estendendo-o.

Devido ao motor e bomba, presentes nesse sistema, os mesmos problemas encontrados no atuador pneumático, surgem no hidráulico também. Os componentes seriam responsáveis pelo peso elevado, se comparado com o atuador escolhido que será apresentado posteriormente, não teria praticidade, além de que o custo seria elevado por conta do número de componentes.

O sistema requer a utilização de um fluido para seu funcionamento, o óleo é comumente o fluido mais usado. Tratando-se de um equipamento desenvolvido para a área da saúde, espera-se que ele seja o mais “limpo” possível, o que é um problema devido à viscosidade do óleo envolvido, que pode vazar caso surja algum problema em suas vedações ou tubulações.

O próximo atuador a ser analisado foi o elétrico. Embora este modelo não ser o atuador que forneceria a maior força, ele é capaz de gerar uma que seja suficiente

para o propósito do dispositivo. Como o óleo não é utilizado, problemas envolvendo o vazamento do fluido podem ser desconsiderados.

Motores elétricos, mais especificamente os motores de passo, são facilmente controlados através de uma central. É possível controlar parâmetros como por exemplo a velocidade, força, torque, ângulo entre o antebraço e o braço, além de colocar travas (na programação) nos movimentos que trarão uma maior segurança aos pacientes, impossibilitando que o movimento ultrapasse a angulação normal.

Para que o motor elétrico forneça uma velocidade angular desejada, e não maior do que ela, podem ser usados mecanismos de transmissão, que reduzem a velocidade fornecida pelo motor, caso ela seja superior a ideal. Usar este tipo de dispositivo para reduzir a velocidade faz com que o torque fornecido pelo motor também seja alterado, por conta disso foi necessária uma avaliação cuidadosa para a escolha do componente que seria usado.

#### 4.2. DEFINIÇÃO DE PÚBLICO ALVO

Inicialmente a ideia era desenvolver um dispositivo que o paciente usaria durante todo o tratamento de forma intermitente, levaria para casa e faria todas as suas atividades cotidianas usando o dispositivo. O produto forneceria a força necessária para exercer o movimento, sendo ela total ou parcial, isso permitiria ao paciente continuar normalmente a sua vida, e o dispositivo ajudaria no processo de reabilitação, devolvendo aos poucos a capacidade de força.

Outro ponto considerado foi que o usuário final, ou seja, pessoas que passaram por um AVC e buscam por um processo de reabilitação, nem sempre serão os clientes, ou os interessados em adquirir o equipamento. O produto pode ser caro, levando em consideração que será um investimento para uso temporário, até finalizar o processo de reabilitação. Sendo assim, o produto poderia ser adquirido por uma clínica e emprestado ou alugado ao paciente durante o tratamento. Surgiram então dois possíveis públicos alvos, e a definição de apenas um deles permitiu um melhor desenvolvimento considerando o cenário ideal.

Optou-se em ter o público alvo como sendo clínicas, pois como foi mencionado, o custo seria um fator de impedimento para aquisição por parte dos usuários finais. Definiu-se também que o dispositivo não mais seria usado pelo

paciente de forma intermitente, mas seria usado como uma ferramenta para auxiliar o fisioterapeuta no processo de reabilitação do paciente durante os atendimentos.

Na mudança pelo dispositivo que não mais seria usado de forma intermitente também se considerou aqueles pacientes que estariam sozinhos em suas moradias. Ocorrendo qualquer tipo de problema com o dispositivo que pudesse interferir na saúde do paciente, o mesmo não teria a capacidade de corrigi-lo imediatamente, visto que sofreram um AVC recentemente e, portanto, correriam um certo risco.

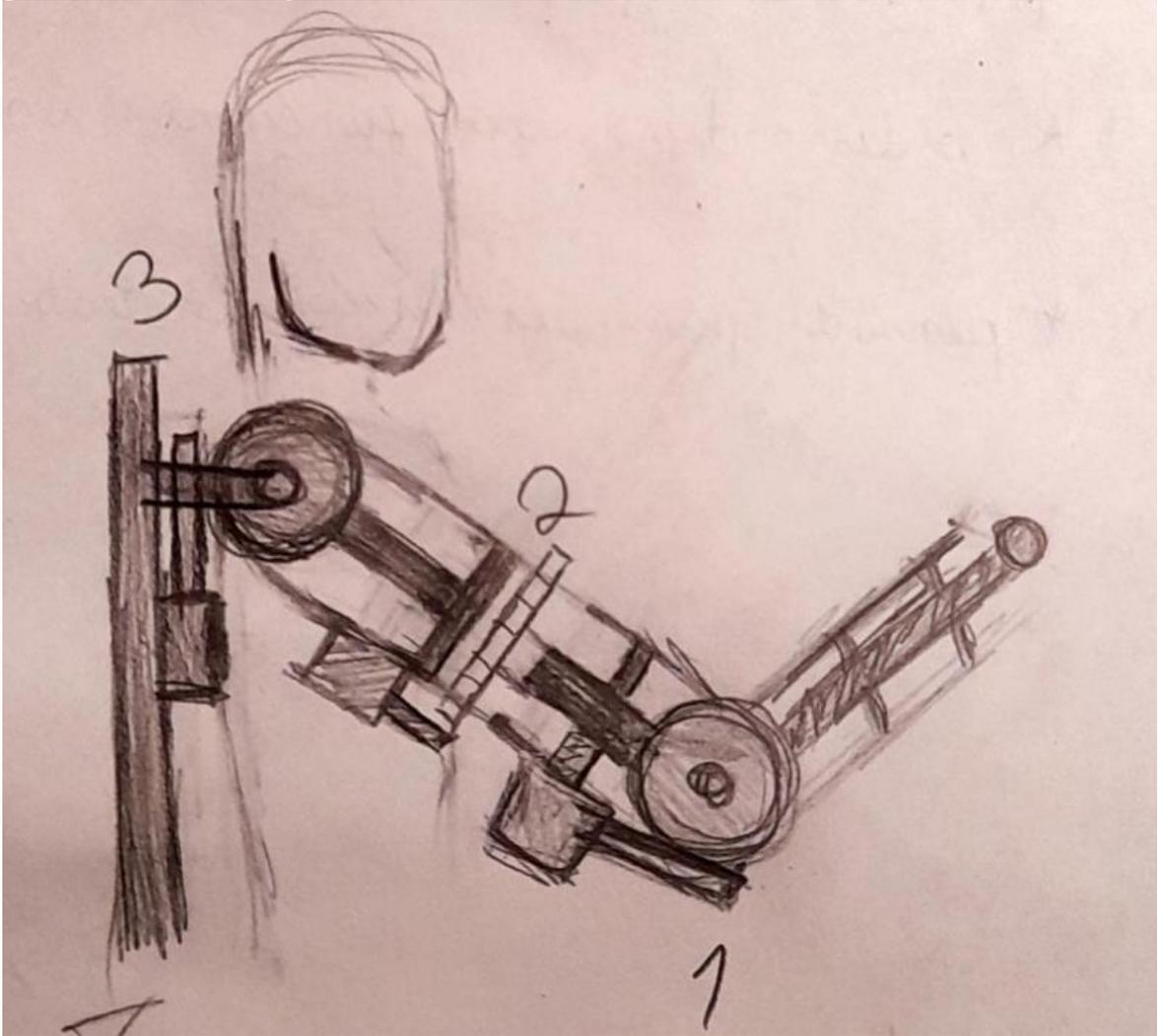
### 4.3. DESENHO

Partindo da pesquisa inicialmente realizada, foi elaborado um esboço de um dispositivo que abrangesse o movimento de todo o membro superior, com exceção da mão. Embora ela ser a parte mais afetada do membro, durante a pesquisa foi verificado que é também a parte mais complexa devido ao maior número de articulações. Como é um membro menor, com uma alta complexidade, o fisioterapeuta sendo preferível realizar todo o processo de reabilitação manualmente com o auxílio de poucas e simples ferramentas. Mesmo que seja o membro mais afetado, existe uma forma mais simples e prática de reabilitação, não justificando o investimento, e excluindo a necessidade imediata de desenvolvimento de um dispositivo para tal fim.

Antes de esboçar a primeira ideia, uma pesquisa sobre os modelos existentes no mercado foi feita. O benchmarking foi usado com a finalidade de colocar um ponto de partida, uma base para o que seria criado. Buscou-se criar algo inovador, corrigir problemas que fossem encontrados e trazer inovação ao mercado. Durante o referencial teórico foram apresentados os modelos encontrados.

A primeira representação visual foi o mais simples possível, conforme mostra a Figura 11. Foi feito desta forma para minimizar o tempo de criação e para que fosse possível a visualização de todo o conflito já na fase inicial. Escritores com Eric Ries (2012) defendem a ideia de que um produto precisa ir o mais rápido possível ao mercado, mantendo uma qualidade aceitável para o cliente. Para que isso seja possível, o produto deve passar por vários ciclos de feedback e ao longo deles o item vai sendo aprimorado, eliminando o que é desnecessário e inserindo aquilo que realmente importa, ou seja, o que ele defendia é o “simples bem feito”.

Figura 11 – Primeiro esboço

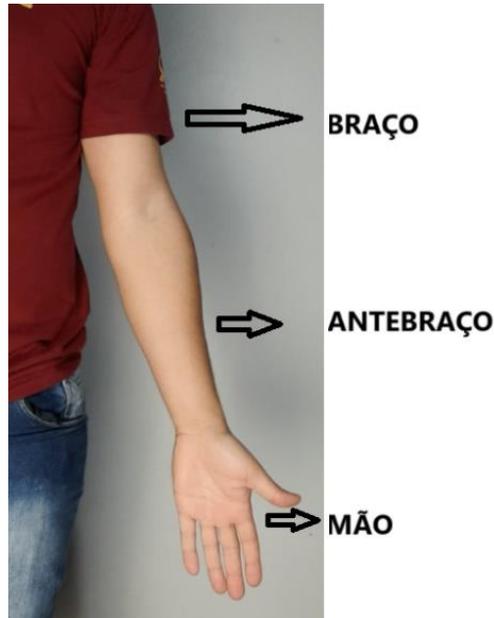


Fonte: Autor, 2024

O dispositivo deveria abranger tanto o movimento de extensão do cotovelo, quanto a flexão de ombro como também a rotação de ombro. Entretanto, posterior à realização do desenho, durante uma pesquisa, foi constatado que o ombro é a parte que sobre o menor impacto nesta patologia, AVC, e por isso os movimentos provocados pelo ombro foram desconsiderados.

Em virtude disso, surgiu também a necessidade de avaliar os mecanismos envolvendo os movimentos do membro superior através da biomecânica visando o enfoque no movimento do cotovelo. Para auxiliar na identificação da nomenclatura das partes dos membros superiores, a Figura 12 traz os nomes das três partes principais do membro superior, sendo elas a mão, o antebraço e o braço.

Figura 12 – Membro superior



Fonte: Autor, 2024

Depois de avaliar a biomecânica do membro superior, observou-se que o giro que o dispositivo se propunha a realizar, é efetuado pelo ombro e não pelo cotovelo conforme imaginou-se. O movimento de giro é realizado pela cavidade do ombro, o que pode ser visualizado na Figura 13, e embora parecer que o braço e o antebraço consigam executar o movimento quando o ombro é imobilizado, eles não são capazes. Em virtude desta constatação este movimento de giro foi desconsiderado pois o foco do aparelho passou a ser o cotovelo.

Figura 13 – Anatomia do membro superior



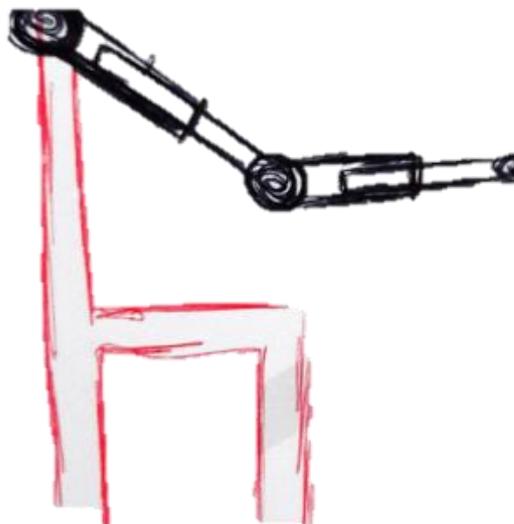
Fonte: Kenhub, 2024

O cotovelo é capaz de realizar 4 tipos diferentes de movimentos, sendo eles: extensão, flexão, supinação e pronação. Extensão é quando o ângulo formado entre o braço e o antebraço aumenta, flexão quando o ângulo diminui. Já o movimento de supinação e pronação estão mais relacionados com o antebraço, tendo o cotovelo apenas como apoio para a realização do giro da mão, deixando a palma para cima (supinação) ou para baixo (pronação) (Gracitelli, [s.d.]).

Tendo em vista que os movimentos de supinação e pronação estão diretamente relacionados à mão, e pelo cotovelo ser apenas o apoio, este giro também foi ignorado, visto que como já foi mencionado anteriormente, a maior dificuldade está exatamente no cotovelo, pois requer a aplicação de força por parte do fisioterapeuta. Um novo esboço foi feito, pensando apenas no movimento de extensão e flexão, o mecanismo passa a ser mais simples e efetivo, abrangendo apenas os movimentos essenciais.

Pensando que o usuário estará com a capacidade de erguer pesos comprometida e não terá força para erguer pesos, é necessário que exista um apoio para suportar o peso do motor que será responsável pelo movimento do sistema. Durante a pesquisa foi verificado que um dos dispositivos possuía como suporte uma cadeira, foi decidido então usar uma como base do sistema, e o resultado do esboço é apresentado na Figura 14.

Figura 14 – Segundo esboço\_cadeira suporte



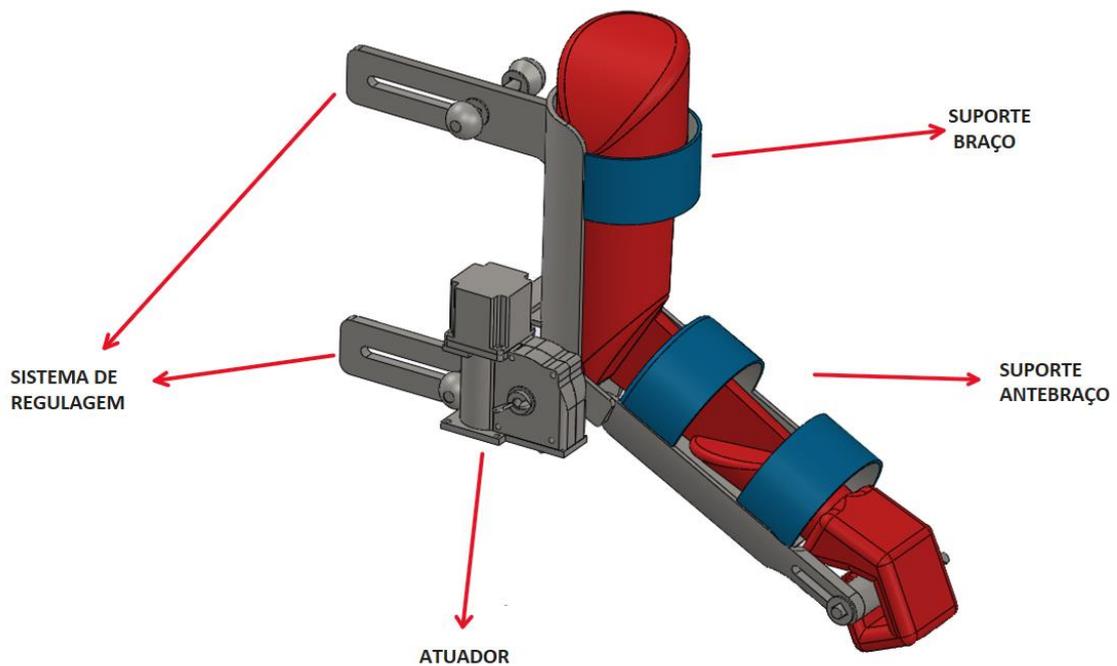
**Fonte:** Autor, 2024

Partindo do princípio de que o ângulo máximo existente entre o braço e o antebraço durante o movimento de extensão e flexão é de  $150^\circ$ , esse será o ângulo

máximo entre o suporte do braço e antebraço. Como o antebraço pode permanecer imóvel durante o movimento de extensão e flexão, não afetando no movimento/angulação, pode estar tanto na orientação horizontal quanto na vertical. Para uma melhor fixação na cadeira que será a base para o sistema, a orientação escolhida foi a vertical, o que facilitará ainda mais o apoio do motor.

O próximo passo foi realizar o desenho no *Solidworks* (Figura 15, Figura 16, Figura 17, Figura 18 e Figura 19) com as dimensões exatas que o produto deverá ter. Algumas ideias de melhorias foram surgindo durante o processo de desenho e por isso foram acrescentadas ao projeto. Além do dispositivo, foi necessário desenhar também na cadeira, a qual servirá como suporte para o dispositivo. A cadeira usada foi um modelo mais padrão possível, aumentando a chance de que o cliente possua um exemplar, não sendo necessária sua aquisição, deixando o produto com o custo mais baixo.

Figura 15 – Desenho dispositivo e braço



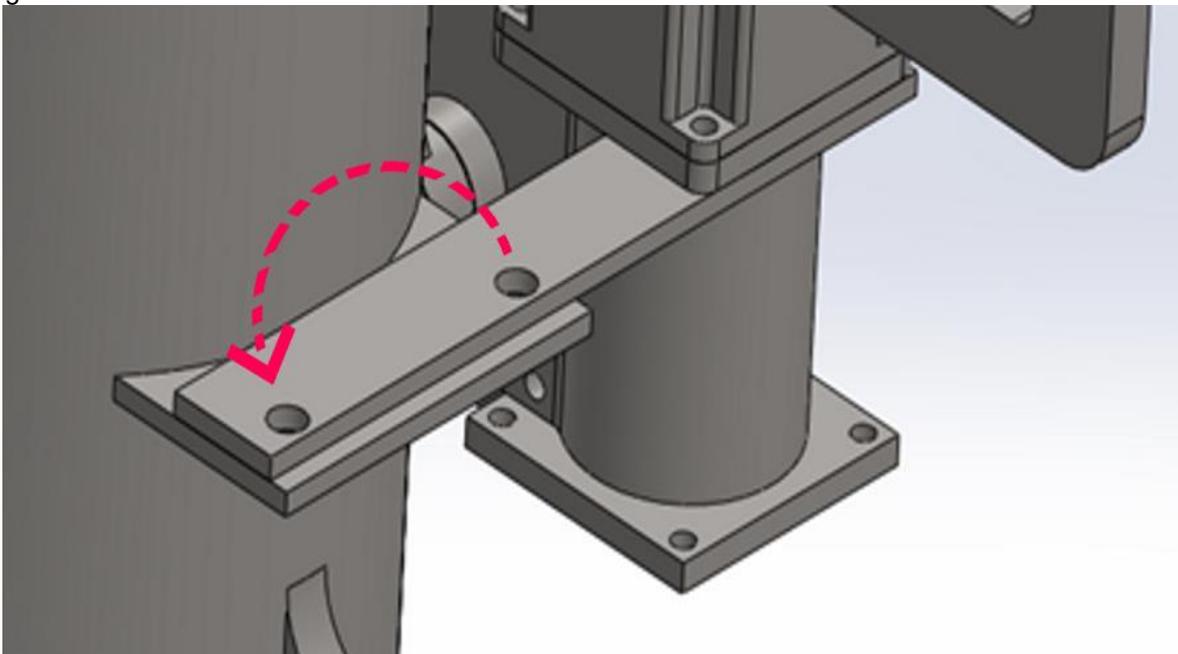
**Fonte:** Autor, 2024

A Figura 14 apresenta o desenho em 3D do dispositivo já finalizado. O dispositivo é composto basicamente por 4 partes principais, sendo elas: suporte do antebraço, suporte do braço, atuador e sistema de regulagem. Para melhorar o apoio do membro do paciente ao dispositivo, e conseqüentemente os resultados obtidos com o aparelho, a fixação é feita através de velcro em 3 pontos, sendo que

dois deles estão localizados no antebraço onde estará acontecendo o esforço para a execução do movimento.

Outro detalhe a ser observado é que o dispositivo foi projetado de tal forma que pode ser usado tanto para a reabilitação do cotovelo direito quanto para o esquerdo. A fim de que seja possível esta alteração do lado de atuação, o sistema mostrado na Figura 16 foi elaborado. Para alterar o lado, basta desmontar o conjunto, inverter o sentido da placa, conforme indicado na Figura 16 e montar todo o conjunto novamente do outro lado.

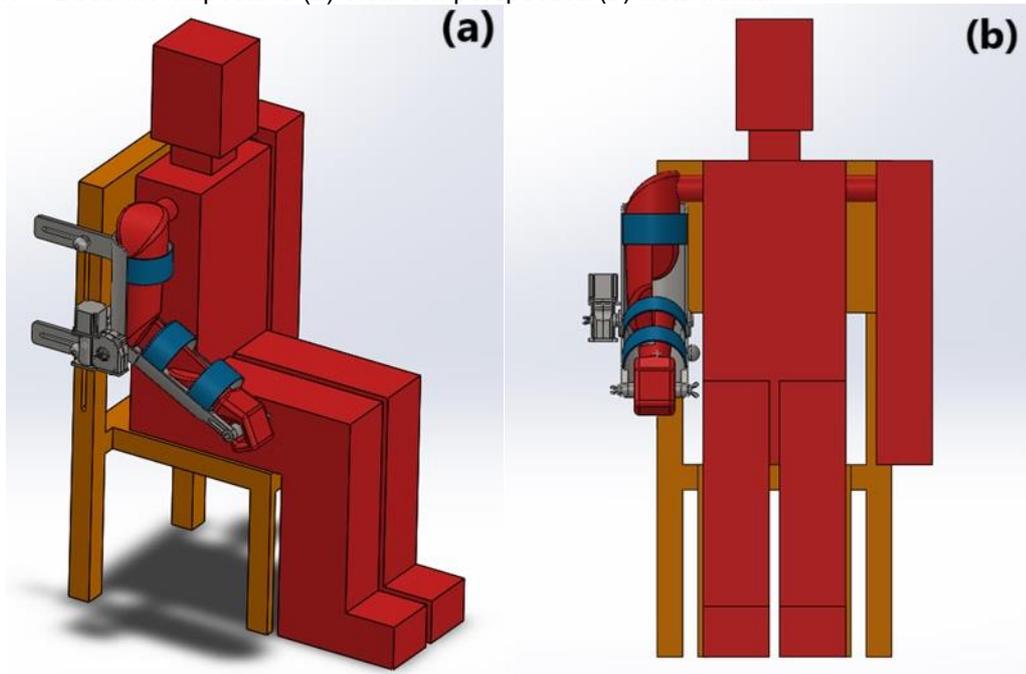
Figura 16 – Sistema intercambiável



Fonte: Autor, 2024

A Figura 17 (a) e Figura 17 (b), além de representarem o dispositivo e o braço, os quais foram mostrados na Figura 15, mostra também o suporte ao qual o dispositivo estará fixado, sendo ele uma cadeira. A cadeira foi escolhida por permitir ao paciente que o mesmo esteja em uma posição confortável, permitindo que o foco esteja apenas nos movimentos executados pelo membro superior afetado. Como já foi mencionado, o dispositivo pode ser utilizado tanto para membro direito quanto para o esquerdo, para que isto seja possível, a cadeira deve ter as mesmas dimensões em ambos os lados.

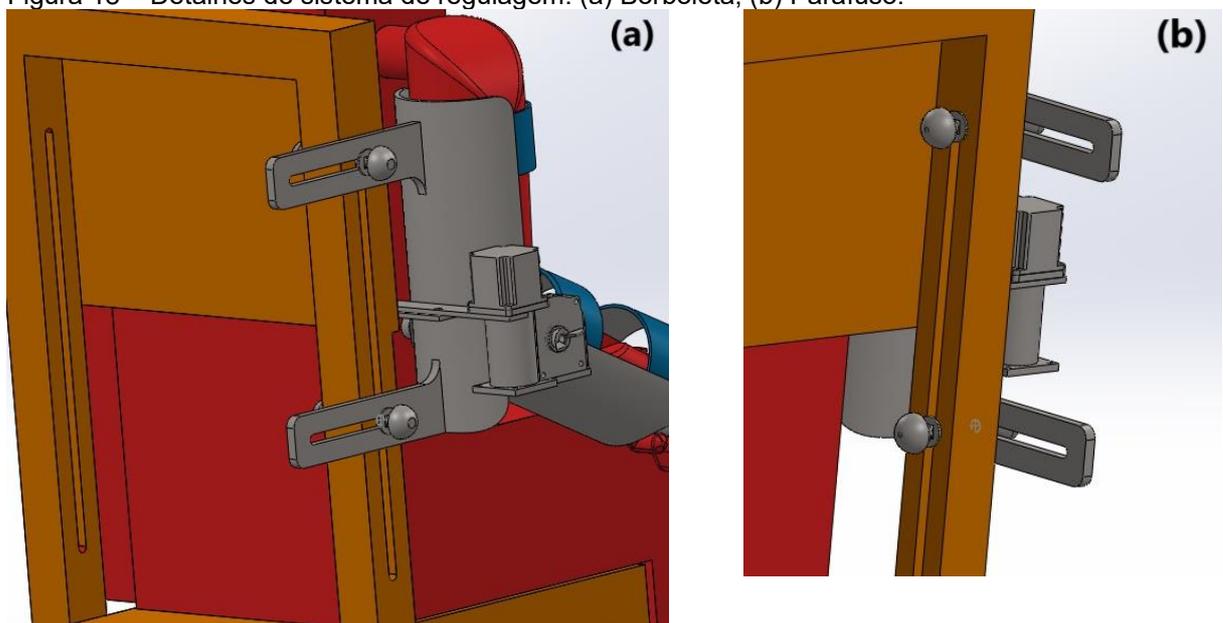
Figura 17 – Desenho dispositivo (a) Vista em perspectiva (b) vista frontal



Fonte: Autor, 2024

Como é possível visualizar na Figura 18, o suporte do dispositivo e a cadeira possuem canais. Com a intenção de que o dispositivo consiga atender o maior número possível de pacientes, o canal se tornou indispensável no projeto para a regulação da posição tanto na vertical como na horizontal. Para possibilitar o ajuste manual e o aperto, o sistema possui parafusos mostrados com maior detalhe na Figura 18 (b), e porcas do tipo borboleta conforme a Figura 18 (a).

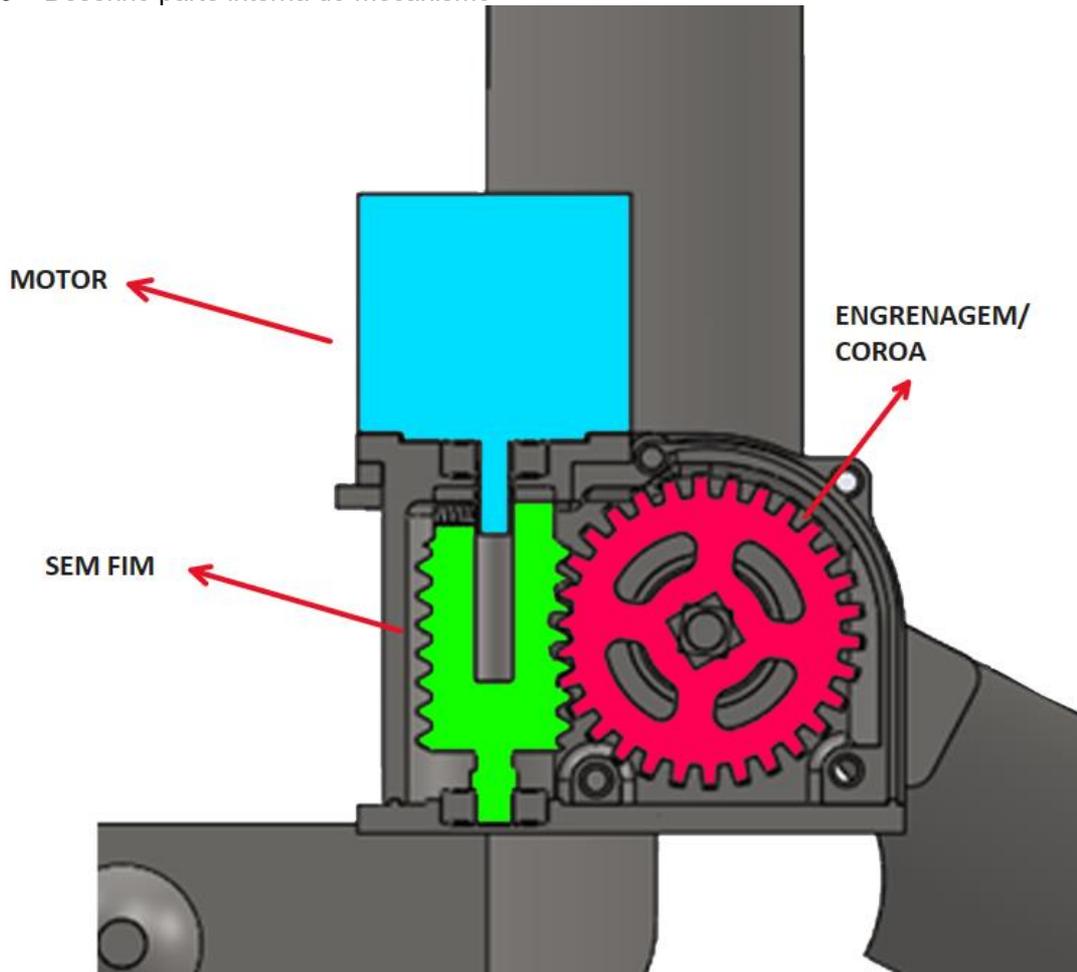
Figura 18 – Detalhes de sistema de regulação: (a) Borboleta; (b) Parafuso.



Fonte: Autor, 2024

Na Figura 19 é possível visualizar a parte interna do mecanismo responsável pelo movimento do dispositivo. Um motor elétrico fixo ao suporte do braço e acoplado a um sem-fim fará a rotação de uma engrenagem que por sua vez estará fixada ao antebraço e por conta disso realizará o movimento de giro.

Figura 19 – Desenho parte interna do mecanismo



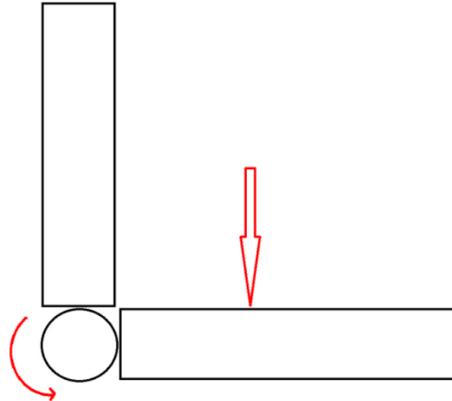
Fonte: Autor, 2024

#### 4.4. CÁLCULOS

Levando em consideração de que o braço estará na vertical, os únicos membros que foram considerados para os cálculos são o antebraço e a mão. A primeira suposição para o desenvolvimento dos cálculos foi de que o punho estará cerrado, com isso podemos afirmar que o antebraço e a mão podem ser considerados e expressos através de apenas um cilindro, como demonstrado pela Figura 20, facilitando assim a localização do centro de gravidade destes dois

membros, onde será aplicada a força peso equivalente ao peso do total dos mesmos.

Figura 20 – Simplificações



Fonte: Autor, 2024

O passo seguinte foi encontrar as dimensões do antebraço e da mão. Como o dispositivo será usado em pessoas com diferentes medidas, foi necessário usar a medida média e considerar a possibilidade de que o dispositivo fosse estendido, em caso de necessidade para atender pessoas com medidas maiores.

Com o objetivo de apropriar o dispositivo aos padrões da população brasileira, buscou-se uma base de dados com a medida média do antebraço e do punho cerrado. Os dados encontrados no Quadro 1 foram obtidos através do levantamento antropométrico da população trabalhadora operacional, na região metropolitana de Curitiba/PR, com pessoas do sexo masculino. A pesquisa foi realizada em 2012, onde 403 trabalhadores foram avaliados (Couto; Couto, 2020).

Os dados que foram utilizados são referentes à letra “S”, que é exatamente os valores dos quais eram necessários para as medidas do dispositivo, medida desde o cotovelo até a extremidade da mão fechada. A média do comprimento encontrada foi de 39,5 cm tendo um desvio padrão de 2,49 cm; é coerente ressaltar que 95% das medidas avaliadas podem ser representadas (ser menor) que 44,2 cm. Em vista disso, o dispositivo para ser eficiente para 95% da população, salvo as exceções, o dispositivo deve ter como medidas do antebraço e mão o valor máximo de 44,2 cm.

Como não foi possível encontrar um valor mínimo, e levando em consideração que o antebraço e mão são membros que se desenvolvem desde que a criança é concebida, um valor teve de ser estipulado. Para o valor mínimo determinou-se que teria o mesmo intervalo presente entre a média e o valor máximo, logo, o valor mínimo definido foi 34,8 cm.

Quadro 1 – Medidas dos membros

	Medida	Média	Desvio Padrão	5%	20%	50%	80%	95%	
De pé, corpo na vertical	(A) Estatura, altura	174,0	6,3	162,1	168,1	173,6	179,0	185,0	
	(B) Olhos	163,5	6,5	153,3	158,5	163,4	168,4	174,2	
Altura até o piso	(C) Ombros	145,4	6,8	135,4	140,7	145,5	150,4	156,8	
	(D) Cotovelos	108,0	5,3	100,3	103,9	107,9	112,4	116,8	
	(E) Linha mamilar	132,3	6,1	124,0	129,0	132,0	135,6	140,2	
	(F) Apêndice xifoide	123,7	5,7	115,0	119,3	123,8	128,3	133,6	
	(G) Punhos	88,0	4,0	80,8	84,3	87,6	91,2	94,4	
	(H) Mãos (3º dedo)	74,0	3,8	68,0	69,9	74,0	77,2	79,9	
	(I) Púbis	86,1	5,6	79,0	81,5	86,0	89,5	94,5	
	(J) Joelhos	51,8	4,1	48,0	49,2	52,0	54,0	57,3	
	Sentado	(K) Cabeça	139,5		126,8	132,4	138,8	145,6	149,4
		(L) Olhos	129,7		117,6	123,2	130,3	136,3	139,6
Altura até o piso	(M) Ombros	112,5		100,0	105,4	112,5	117,4	122,4	
	(N) Linha mamilar	93,7		81,7	87,3	93,0	98,2	103,6	
	(O) Apêndice xifoide	87,8		78,1	81,9	87,2	92,6	97,6	
	(P) Cotovelos	73,2		64,1	66,9	72,6	77,7	82,9	
	(Q) Altura do assento	50,5	3,8	45,1	46,9	50,3	53,2	54,7	
	Comprimentos e alturas	(R) Cotovelo – extremidade do 2º dedo	45,9	2,6	40,4	42,3	45,8	48,5	49,8
<b>S) Cotovelo – extremidade da mão fechada</b>		<b>39,5</b>	<b>2,5</b>	<b>35,2</b>	<b>36,3</b>	<b>39,0</b>	<b>41,6</b>	<b>44,2</b>	
(T) Braço – antebraço – mão aberta (ponta 3º dedo)		79,8	5,1	71,7	75,9	79,1	83,1	85,9	
(U) Sacro – fossa poplíteia		49,1	3,4	43,4	46,0	48,4	51,7	54,4	
(V) Assento – altura da coxa		16,0	1,4	14,0	15,0	16,5	17,0	18,0	
(X) Comprimento do pé		28,4	1,4	24,9	26,1	27,9	29,7	30,0	
Larguras		(Y) Largura do pé	11,0	0,5	10,2	11,0	11,0	11,5	12,0
	(W) Largura dos ombros	45,8	3,0	40,3	42,0	45,4	48,4	49,9	
	(Z) Largura do tronco	35,9	2,9	32,0	34,0	35,4	38,5	40,0	
	(ZZ) Largura do quadril	39,5	2,9	35,1	36,2	38,4	41,7	44,5	

Fonte: Couto; Couto, 2020

Outro dado de entrada de extrema importância foi a massa. Considerou-se apenas a massa do antebraço e da mão, como já foi mencionado, o braço estará em posição vertical e com isso será sustentado pelo próprio corpo do paciente e não necessita ser considerado. Os dados foram obtidos na forma de porcentagem (%) em relação a massa corporal, significando que o valor da massa do membro está ligeiramente associado a outro valor que será detalhado posteriormente, a massa corporal média.

De acordo com Plagenhoef, Evans e Abdelnour (1983), na Quadro 2, a massa do antebraço equivale a 1,72%, enquanto a mão corresponde a 0,575%. Portanto, a massa total do antebraço somado à massa da mão, refere-se a 2,295% da massa corporal do indivíduo.

Quadro 2– Massa dos membros

**Pesos médios dos segmentos**

Porcentagens do peso corporal total

Segmento	Homem (%)	Mulher (%)	Média (%)
Cabeça	8,26	8,2	8,23
Tronco inteiro	55,1	53,2	54,15
Tórax	20,1	17,02	18,56
Abdômen	13,06	12,24	12,65
Pelve	13,66	15,96	14,81
Braço total	5,7	4,97	5,335
Braço	3,25	2,9	3,075
Antebraço	1,87	1,57	1,72
Mão	0,65	0,5	0,575
<b>Antebraço &amp; Mão</b>	<b>2,52</b>	<b>2,07</b>	<b>2,295</b>
Perna total	16,68	18,43	17,555
Coxa	10,5	11,61	11,125
Perna	4,75	5,35	5,05
Pé	1,43	1,33	1,38
Perna & Pé	6,18	6,68	6,43

Fonte: Plagenhoef, Evans e Abdelnour, 1983

Para definir qual é a massa do antebraço e do braço, foi necessário encontrar dados referentes a massa corporal média da população que foi analisada, neste caso a população brasileira e seguindo o mesmo filtro que foi usado para encontrar as medidas dos membros, classe trabalhadora de homens. Seguem os dados encontrados no Quadro 3.

Quadro 3 – Massa corporal média

Idade e grupos de idade	Altura média (cm)		Peso médio (kg)	
	Homens	Mulheres	Homens	Mulheres
18 anos	172,6	161,1	65,3	55,4
19 anos	172	161,2	65,9	56,2
20 a 24 anos	173	161,1	69,4	57,8
25 a 29 anos	173	160,7	72,7	60,5
30 a 34 anos	171,6	160	74,2	62
35 a 44 anos	171	159,4	74,6	63,8
45 a 54 anos	169,9	158,3	74,6	65,1
55 a 64 anos	168,2	156,6	73,1	65,3

Fonte: IBGE, 2008/2009 *apud* G1, 2010

A média da massa corporal geral da população trabalhadora de homens é obtida através da média das massas médias de todos os grupos de idade que variam entre 18 e 64 anos. Somando todos os valores obtém-se 569,8 kg. Dividindo esse valor pelo número de grupos de idade, chega-se à média que representa todo o intervalo, sendo ela, 71,3 kg. Após a definição da massa corporal média da população analisada, é possível encontrar a massa média do antebraço e mão através da equação 1.

$$\mathit{massa}_{a+m} = \mathit{massa\ corporal\ média} * \mathit{percentual}_{a+m} \quad (1)$$

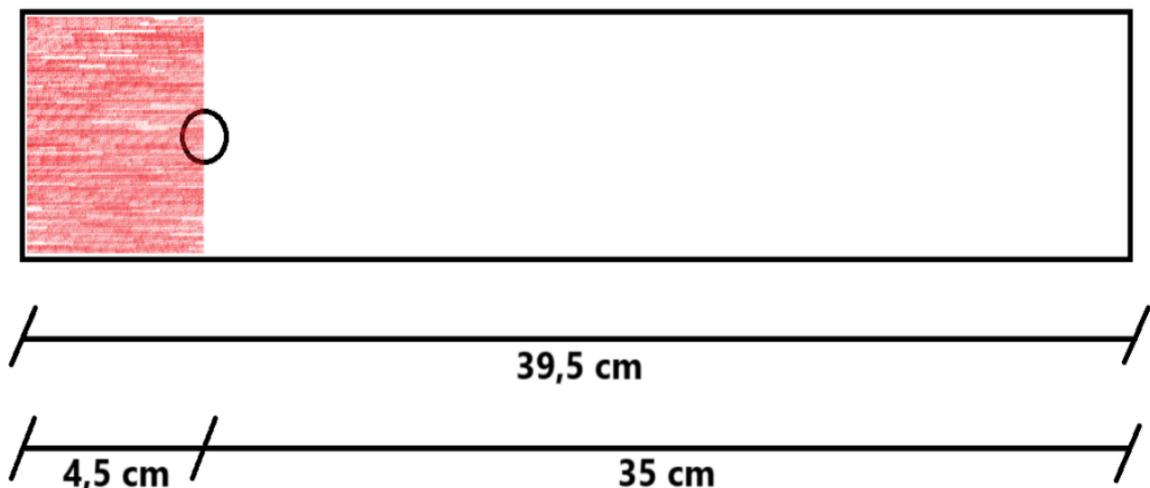
$$\mathit{massa}_{a+m} = 71,3 \text{ kg} * 2,295\%$$

$$\mathit{m}_{a+m} = 71,3 \text{ kg} * 2,295\%$$

$$\mathit{m}_{a+m} = 1,64 \text{ kg}$$

O centro de gravidade do braço está localizado a 19,75 cm do cotovelo, porém como o eixo de giro do antebraço/mão será o mesmo do dispositivo, o centro da gravidade conseqüentemente é alterado. Pensando que o eixo de giro do dispositivo estará a 4,5 cm deslocado para a direita, levando em conta a Figura 21, a massa do antebraço/mão da parte esquerda a este eixo pode ser desconsiderada, pois o torque gerado por ela será mínimo e na direção contrária ao torque gerado pela massa restante do antebraço/mão.

Figura 21 – Centro de gravidade



A força exercida pela massa do antebraço/mão pode ser definida através da multiplicação da massa pela gravidade, ou seja,  $9,81 \text{ m/s}^2$ . Porém, como já mencionado anteriormente, a parte esquerda ao eixo de rotação deve ser desconsiderada. Para saber a massa que deve ser considerada, basta fazer uma regra de três, conforme a equação 2, lembrando que foi considerado o antebraço e mão como sendo um cilindro uniforme, portanto:

$$39,5 \text{ cm} = 1,64 \text{ kg} \quad (2)$$

$$35 \text{ cm} = x \text{ kg}$$

$$1,64 \text{ kg} * 35 \text{ cm} = 39,5 \text{ cm} * x$$

$$x = \frac{1,64 \text{ kg} * 35 \text{ cm}}{39,5 \text{ cm}}$$

$$x = 1,453 \text{ kg}$$

Através do cálculo, foi definido que a parte direita ao eixo tem como massa 1,45 kg, sendo esta a massa que será utilizada para posterior definição do torque. Antes, porém a força peso do antebraço/mão deve ser encontrada, multiplicando-se a massa de 1,45 kg pela aceleração da gravidade,  $9,81 \text{ m/s}^2$ , com isso temos o seguinte cálculo apresentado na equação 3.

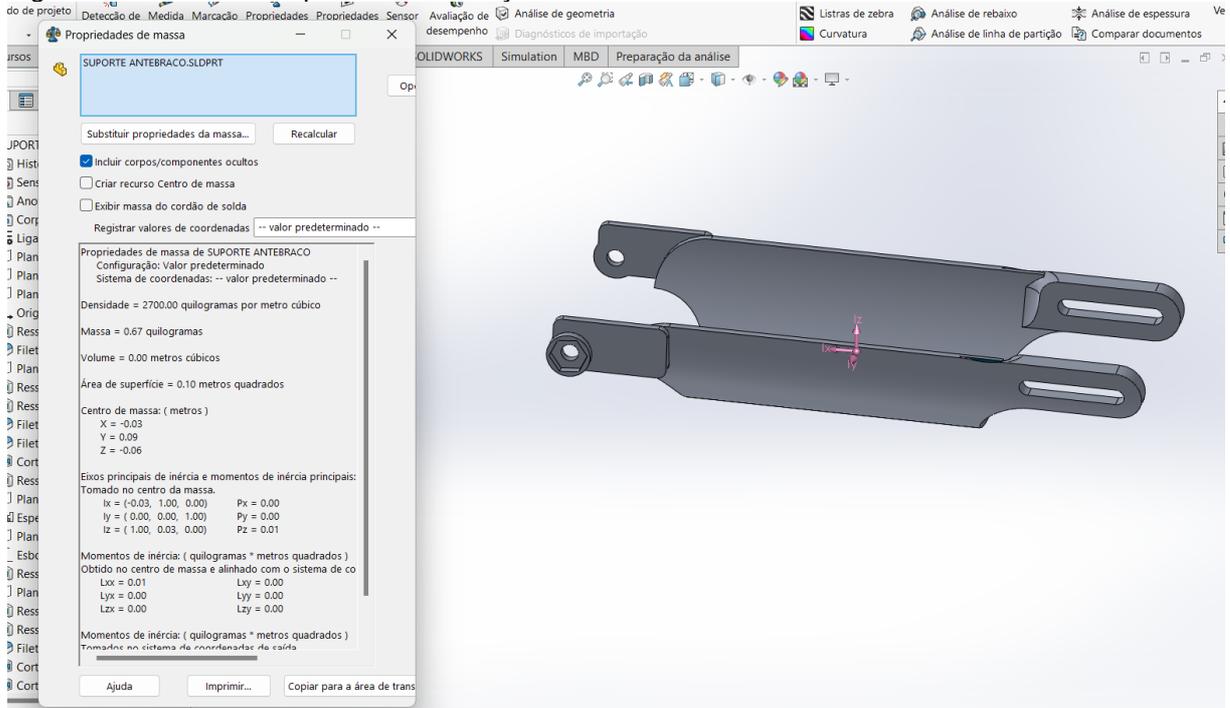
$$F_{a+m} = m_{a+m} * a \quad (3)$$

$$F_{a+m} = 1,45 \text{ kg} * 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$F_{a+m} = 14,22 \text{ N}$$

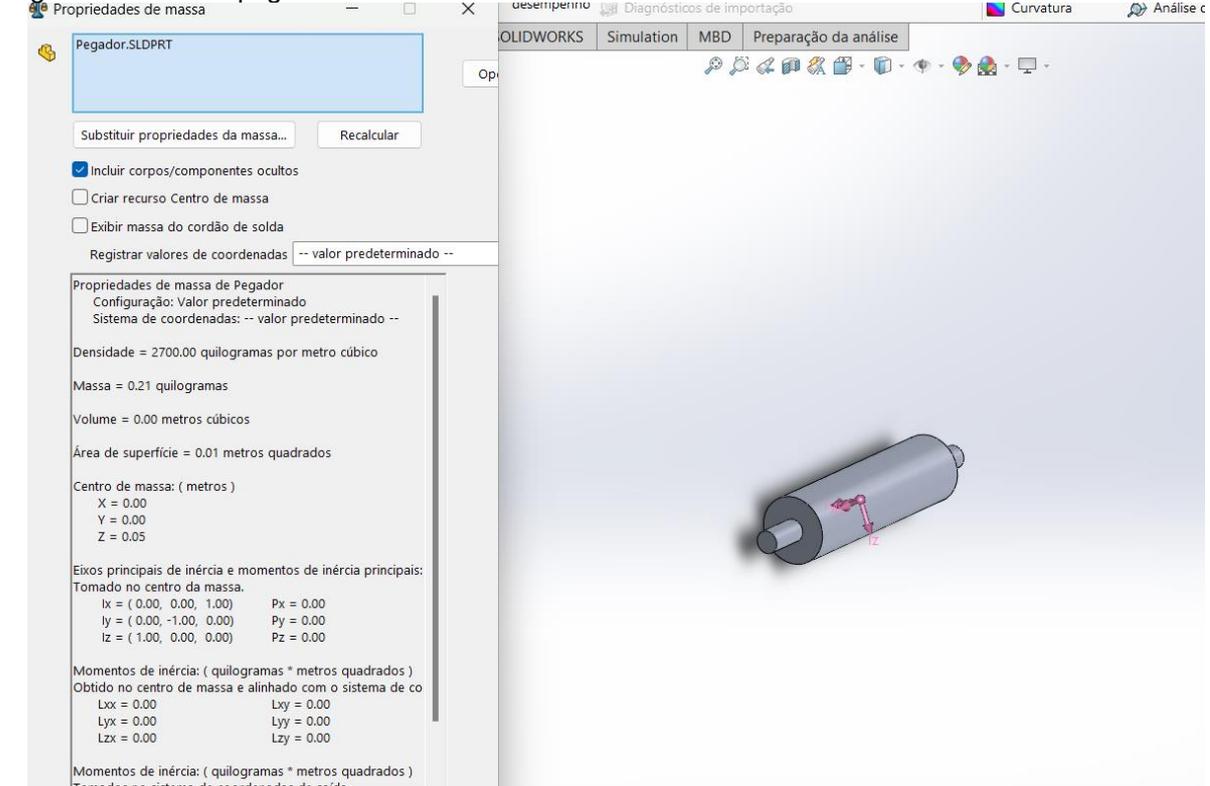
Outra força que deve ser considerada nos cálculos é a força exercida pela própria massa do dispositivo, para ser mais preciso, a massa do suporte do antebraço. Supondo que o material utilizado no suporte seja uma liga de alumínio 6061, sendo este um material que possui um bom equilíbrio entre resistência mecânica e boa soldabilidade, de acordo com o *SolidWorks* a estimativa da massa total do suporte é de 0,88 kg, como é mostrado na Figura 22 e na Figura 23.

Figura 22 – Massa do suporte do antebraço



Fonte: Autor, 2024

Figura 23 – Massa pegador



Fonte: Autor, 2024

Multiplicando a massa do suporte, 0,88 kg, pela aceleração da gravidade, definimos a força exercida pela massa do suporte como sendo 8,632 N, temos a equação 4.

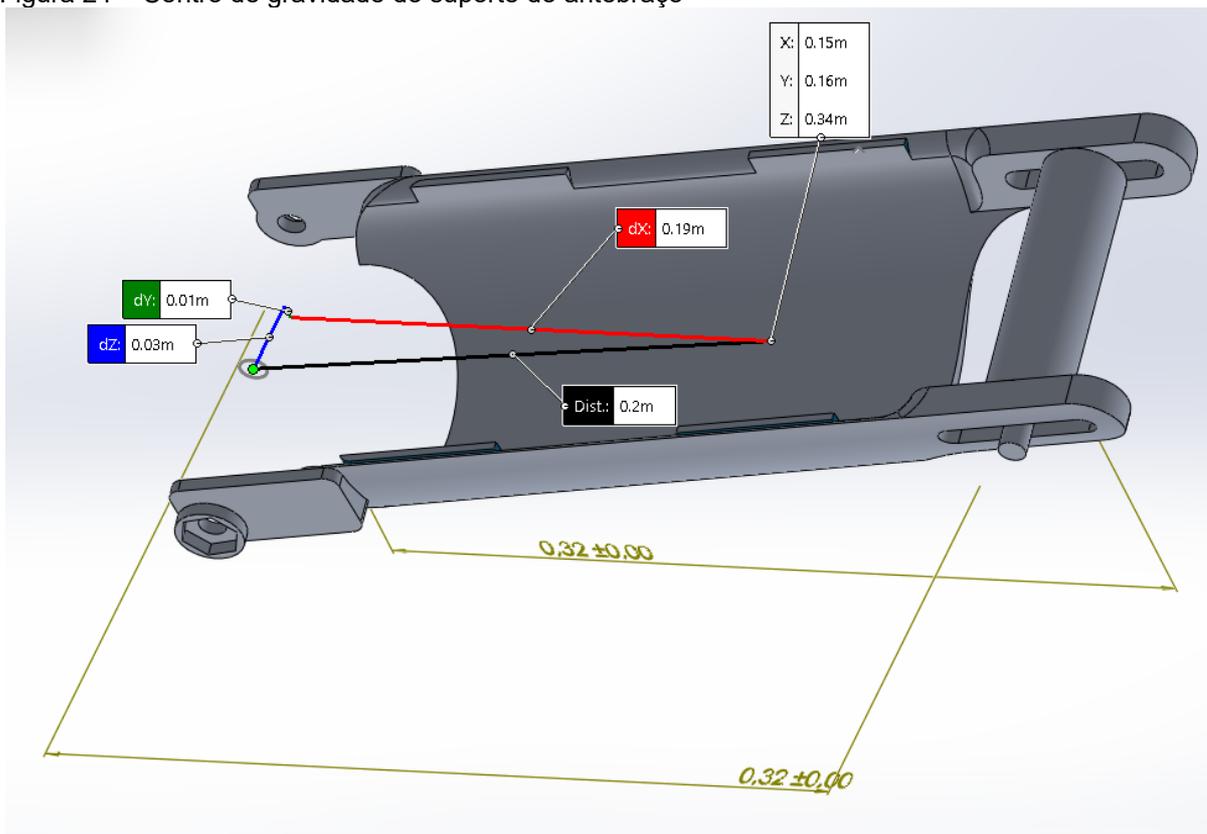
$$F_{sup} = m_{sup} * a \quad (4)$$

$$F_{sup} = 0,88 \text{ kg} * 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$F_{sup} = 8,63 \text{ N}$$

A partir deste momento foram definidas duas forças, a força exercida pelo peso do antebraço/mão e a força exercida pelo suporte. Para calcular o torque executado pela força do antebraço e mão, lembrando que o centro de gravidade foi deslocado e o peso alterado por conta do novo eixo de giro, multiplica-se 14,22 N pela metade de 35 cm, distância do eixo de giro ao novo CG. Já o torque gerado pelo peso do suporte pode ser encontrado multiplicando o 8,63 N por 20 cm, distância do eixo até o centro de gravidade do suporte, segundo o *SolidWorks* (Figura 24). O torque total é exatamente a somados dois torques encontrados, segundo a equação 5, visto que atuam sobre o mesmo eixo de giro. A Figura 25 demonstra onde estão sendo aplicadas as forças e torques no dispositivo, para facilitar a compreensão.

Figura 24 – Centro de gravidade do suporte do antebraço



Fonte: Autor, 2024

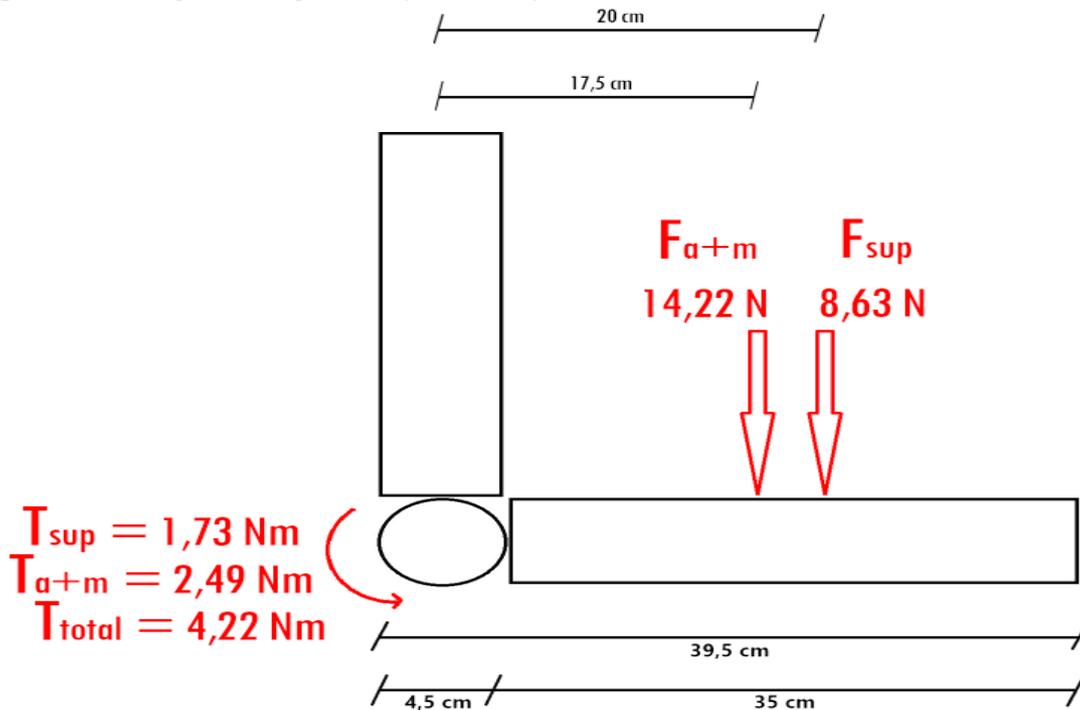
$$T_{total} = (F_{a+m} * d_1) + (F_{sup} * d_2) \quad (5)$$

$$T_{total} = \left( 14,22 \text{ N} * \frac{0,395 \text{ m} - 0,045 \text{ m}}{2} \right) + (8,63 \text{ N} * 0,2 \text{ m})$$

$$T_{total} = 2,49 \text{ N.m} + 1,73 \text{ N.m}$$

$$T_{total} = 4,22 \text{ N.m}$$

Figura 25 – Atuação de forças e torques no dispositivo



Fonte: Autor, 2024

Pesquisas em materiais bibliográficos foram feitas para encontrar o tempo necessário para a extensão do cotovelo, porém nenhum resultado foi encontrado, por se tratar de algo muito específico. Com isso foram feitos alguns testes práticos para identificar o tempo, uma vez que essa informação foi necessária para determinar a velocidade angular do movimento. Para os testes procurou-se realizar o movimento de forma lenta, considerando a velocidade normal do movimento total do antebraço um ser humano. Foi conduzido desta maneira pois esta será a velocidade base para o movimento do dispositivo, portanto, deve ser confortável para ser aplicada ao movimento do usuário do dispositivo. Os resultados dos testes efetuados, seguem no Quadro 4.

Quadro 4 – Testes de tempo para extensão de cotovelo

Teste	Tempo (s)
1	6
2	8
3	7

Fonte: Autor, 2024

De acordo com a pesquisa, o grau de abertura do cotovelo, do antebraço e braço, é de  $150^\circ$ . Transformando esse valor em radianos, tem-se o resultado da equação 6.

$$\theta_{rad} = \theta^\circ * \frac{\pi}{180} \quad (6)$$

$$\theta_{rad} = 150^\circ * \frac{\pi}{180}$$

$$\theta_{rad} = 2,618 \text{ rad}$$

Para encontrar a velocidade média angular, é preciso dividir o valor encontrado anteriormente pela média do tempo de extensão total do cotovelo, que segundo os testes realizados mostrou-se como sendo 7 s. Sendo assim, segue a equação 7:

$$\omega_{media} = \frac{\theta_{rad}}{t} \quad (7)$$

$$\omega_{media} = \frac{2,618}{7s}$$

$$\omega_{media} = 0,374 \text{ rad/s}$$

Para encontrar a potência requerida para a execução do movimento do dispositivo, levando em consideração os dados até aqui apresentado, basta multiplicar o torque pela velocidade angular, seguindo a equação 8.

$$P = \tau * \omega_{media} \quad (8)$$

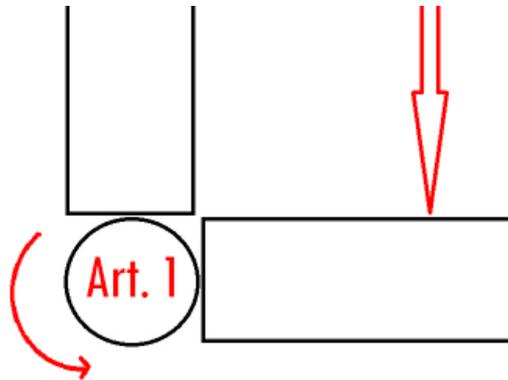
$$P = 4,22 \text{ Nm} * 0,374 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$$

$$P = 1,579 W$$

A potência encontrada, entretanto, não é a que o motor deve exercer, visto que de acordo com o projeto ele não estará diretamente acoplado sobre o eixo de giro do dispositivo. Para saber qual foi a potência que o motor precisaria ter para satisfazer os requisitos do projeto, foi necessário levar em consideração também a coroa e o sem fim.

A rotação do ponto Art. (Figura 26) em rpm pode ser encontrada a partir da equação 9, multiplicando a velocidade angular ( $\omega_{media}$ ) por 60, transformando a rotação de segundo para minutos, e dividindo toda a equação por  $2\pi$ , equivalente a 1 rotação completa em radianos.

Figura 26 – Articulação



Fonte: Autor, 2024

$$Rot_{Art.1} = \frac{\omega_{media} * 60}{2 * \pi} \quad (9)$$

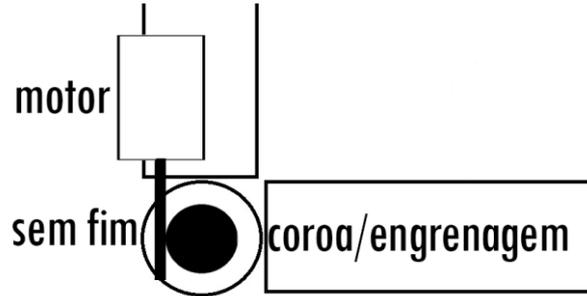
$$Rot_{Art.1} = \frac{0,37 \text{ rad/s} * 60}{2 * \pi}$$

$$Rot_{Art.1} = 3,57 \text{ rpm}$$

Todos os dados até o momento encontrados são relativos à articulação úmero-ulnar, ou seja, são dados encontrados exatamente no eixo que permite o movimento de extensão e flexão, na Figura 26 representado por Art. 1. Fundamentando-se a esses dados, é possível obter dados referente ao motor que será responsável por executar o movimento de fato. O sistema foi pensado para ter a seguinte formatação, onde seria usado os conceitos de sem-fim e coroa para a

transmissão da potência, partindo do motor e direcionando-se ao ponto Art. 1, conforme a Figura 27.

Figura 27 – Sistema de transmissão



Fonte: Autor, 2024

O próximo passo foi encontrar os valores correspondentes ao sistema coroa/sem fim na Figura 28 e na Figura 29. A primeira peça a estar em contato com o ponto Art.1 é a coroa/engrenagem, por estar conectada ao ponto Art.1, tem a mesma velocidade angular e, conseqüentemente, a mesma rotação.

$$Rot_{Art.1} = Rot_{coroa}$$

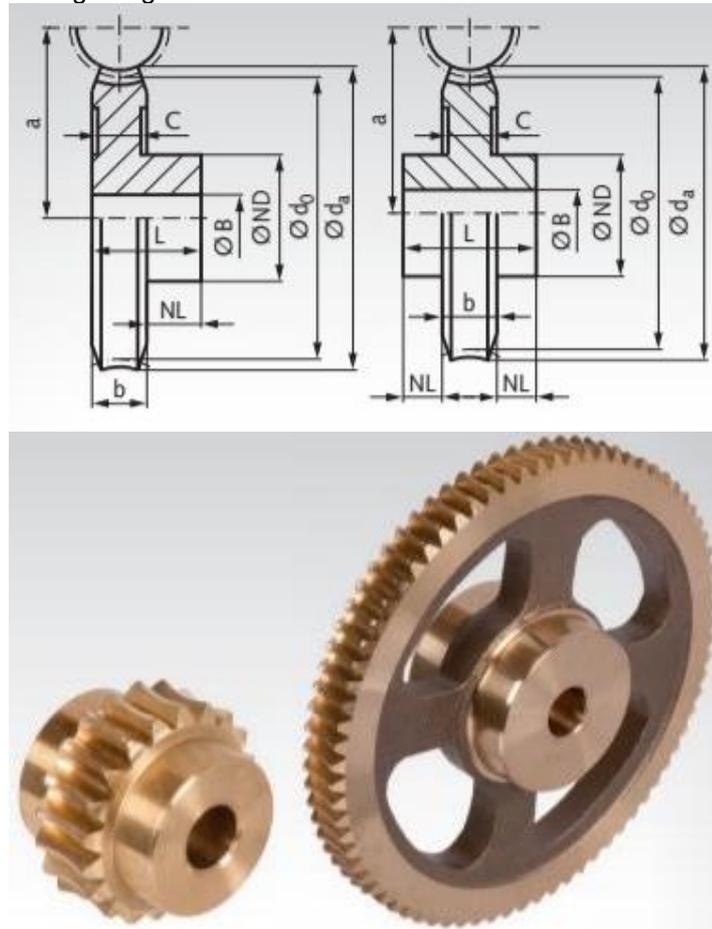
Figura 28 – Engrenagem

	Produto	Número de dentes	Transm. Razão	d <sub>0</sub> mm	d <sub>a</sub> mm	ND mm	NL mm	b mm	L mm	C* mm	a mm	BH7 mm	perm. MT** Nm	Peso g
Módulo 0,5	300 007 00	20	20 : 1	10,0	11,2	8	5	3	8	-	8,5	3	0,13	3
	300 010 00	25	25 : 1	12,5	13,7	10	5	3	8	-	9,75	4	0,24	6
	300 020 00	50	50 : 1	25	26,2	10	5	3	8	-	16	4	0,87	16
	300 030 00	75	75 : 1	37,5	38,7	15	5	3	8	-	22,25	4	1,30	36
	300 032 00	100	100 : 1	50	51,2	15	5	3	8	-	28,5	5	1,73	60
Módulo 0,75	300 307 00	20	20 : 1	15	16,7	10	6	3	9	-	11,75	4	0,35	8
	300 310 00	25	25 : 1	18,75	20,4	12	6	3	9	-	13,62	4	0,59	13
	300 320 00	50	50 : 1	37,5	39,2	12	6	3	9	-	23	4	2,70	35
	300 330 00	75	75 : 1	56,25	57,9	15	6	3	9	-	32,37	4	4,10	73
	300 332 00	100	100 : 1	75	76,7	15	6	3	9	-	41,75	5	5,40	123
Módulo 1.0	300 605 00	16	16 : 1	16	18,8	12	8	6,5	14,5	-	15	5	0,29	16
	300 607 00	20	20 : 1	20	22,8	16	8	6,5	14,5	-	17	5	0,52	30
	300 610 00	25	25 : 1	25	27,8	16	8	6,5	14,5	-	19,5	5	0,94	40
	300 615 00	35	35 : 1	35	37,8	16	10	6,5	16,5	-	24,5	6	2,40	70
	300 620 00	50	50 : 1	50	52,8	20	10	6,5	16,5	-	32	6	6,90	140
	300 630 00	75	75 : 1	75	77,8	30	10	6,5	16,5	4,5	44,5	6	14,60	200
	300 632 00	100	100 : 1	100	102,8	30	12	6,5	18,5	4,5	57	6	19,40	480
	300 635 00	125	125 : 1	125	127,8	40	12	6,5	18,5	4,5	69,5	8	24,10	580
	300 640 00	150	150 : 1	150	152,8	40	12	6,5	18,5	4,5	82	8	28,90	590
Módulo 1.5	301 005 00	16	16 : 1	24	28,4	18	6/6	12	24	-	24,5	8	1,33	60
	301 006 00	18	18 : 1	27	31,7	20	8/8	12	28	-	26	8	1,80	80
	301 007 00	20	20 : 1	30	34,7	25	8/8	12	28	-	27,5	10	2,30	130
	301 013 00	30	30 : 1	45	49,7	30	8/8	12	28	-	35	10	6,60	260
	301 018 00	40	40 : 1	60	64,7	30	10/10	12	32	-	42,5	10	14,80	400
	301 020 00	50	50 : 1	75	79,7	30	10/10	12	32	10	50	10	25,00	440
	301 030 00	75	75 : 1	112,5	117,2	40	10/10	12	32	10	68,75	12	37,00	860
	301 032 00	100	100 : 1	150	154,7	45	10/10	12	32	10	87,5	12	49,00	1300
Módulo 2.0	301 305 00	16	16 : 1	32	37,6	20	8/8	14	30	-	32	8	5,20	140
	301 306 00	18	18 : 1	36	41,6	25	8/8	14	30	-	34	10	7,00	250
	301 307 00	20	20 : 1	40	45,6	30	10/10	14	34	-	36	12	9,10	260
	301 313 00	30	30 : 1	60	65,6	40	10/10	14	34	-	46	12	26,40	600
	301 318 00	40	40 : 1	80	85,6	40	10/10	14	34	11	56	12	47,00	650
	301 320 00	50	50 : 1	100	105,6	40	10/10	14	34	11	66	12	58,30	760
	301 324 00	60	60 : 1	120	125,6	50	10/10	14	34	11	76	12	69,50	1200

Fonte: Mädlar, 2024

A Figura 28 apresenta as informações referentes à engrenagem separadas em módulos, estas informações serão consideradas em cálculos posteriores. Já a Figura 29 aponta onde se localizam as medidas referentes à Figura 28, facilitando assim a compreensão. Outra funcionalidade fornecida pela Figura 29, é em relação à construção de um exemplar que se torna mais simples quando consideradas estas medidas.

Figura 29 – Dimensões engrenagem



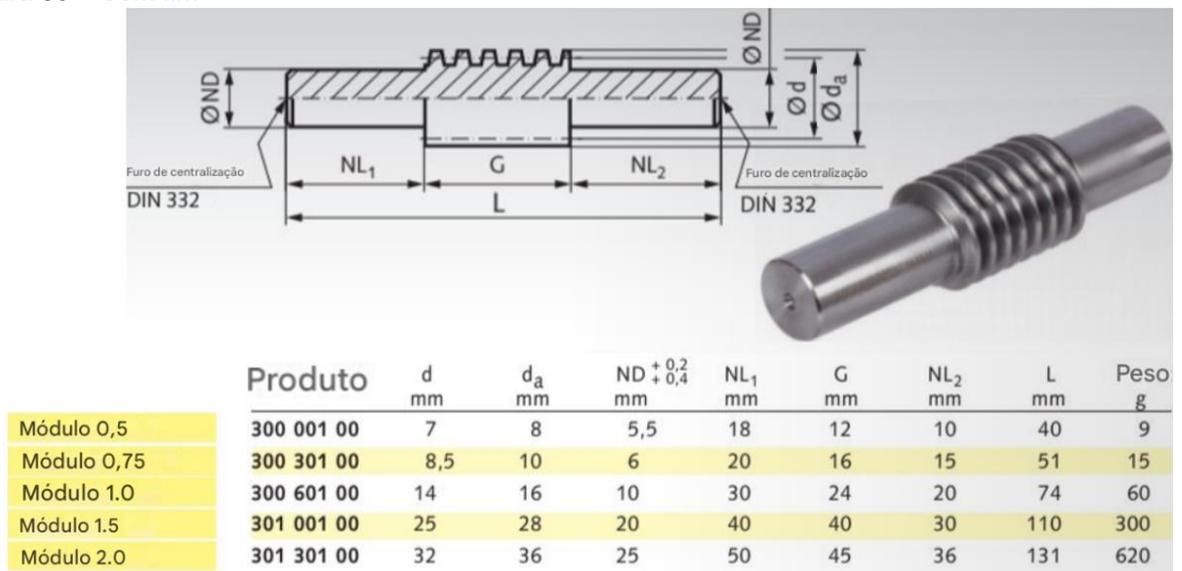
Fonte: Mädler, 2024

Algumas coroas foram analisadas a fim de escolher quais seriam as dimensões que a coroa/engrenagem do projeto teria. Tomou-se como base a Figura 28, sendo mais específico, o módulo 2.0. Esse módulo foi escolhido por ter uma maior capacidade de transmissão do torque, se comparado com os demais. Considerando o objetivo do dispositivo, um torque maior é necessário além de uma velocidade menor.

O número de dentes na engrenagem escolhido foi de 30 dentes. Com essa quantidade de dentes e seu módulo, a engrenagem será resistente o suficiente e os

diâmetros compatíveis com o dispositivo. De acordo com a tabela, o diâmetro primitivo da engrenagem é 60 mm, já a relação de transmissão entre o parafuso/coroa é 30:1. A relação 30:1 significa que, enquanto o sem fim completar 30 rotações, a engrenagem terá completado apenas 1 rotação, com isso a velocidade é reduzida e o torque aumentado cerca de 30 vezes também. De acordo com a Figura 30, para que o sem fim seja compatível com a engrenagem, que possui como módulo 2, ele terá 32 mm de diâmetro externo.

Figura 30 – Sem fim



Fonte: Mädler, 2024

O torque no sem fim pode ser encontrado seguindo a equação 10, dividindo o torque no ponto Art.1 (torque necessário para movimentar o antebraço, mão e o próprio suporte) pela multiplicação do rendimento do sem-fim/coroa pela relação de transmissão. De acordo com Melconian (2019), o rendimento do sem-fim/coroa, com o número de entradas no sem fim igual a 1, é definido como sendo 0,70; assim sendo:

$$T_{sem-fim} = \frac{T}{relação\ de\ transm.*rendimento} \quad (10)$$

$$T_{sem-fim} = \frac{4,22\ Nm}{30 * 0,70}$$

$$T_{sem-fim} = 0,201\ Nm$$

Com os dados referentes ao sem fim e coroa/engrenagem já definidos, o passo seguinte é a partir destes dados definir o motor que será usado. O motor

precisa girar a uma velocidade 30 vezes maior, pois de acordo com a tabela a relação de transmissão é 30:1. Para encontrar a rotação do motor deve ser multiplicada pela relação de transmissão sem-fim/correa, conforme a equação 11.

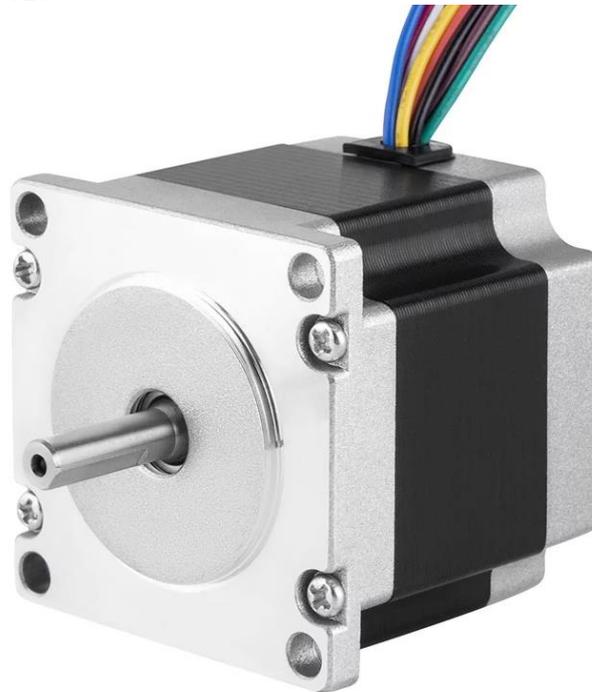
$$Rot_{.motor} = Rot_{.coroa} * Relação\ de\ transm. \quad (11)$$

$$Rot_{.motor} = 3,57\ rpm * 30$$

$$Rot_{.motor} = 107,14\ rpm$$

Após definido a rotação do motor, este parâmetro pode ser usado para encontrar um motor adequado para o projeto. A marca *Techmakers* foi usada como referência para a escolha, tendo seu catálogo como uma ferramenta para a definição correta. A imagem da Figura 31, mostra um modelo de motor desta marca que foi escolhido em função do tamanho e torque a ser transmitido.

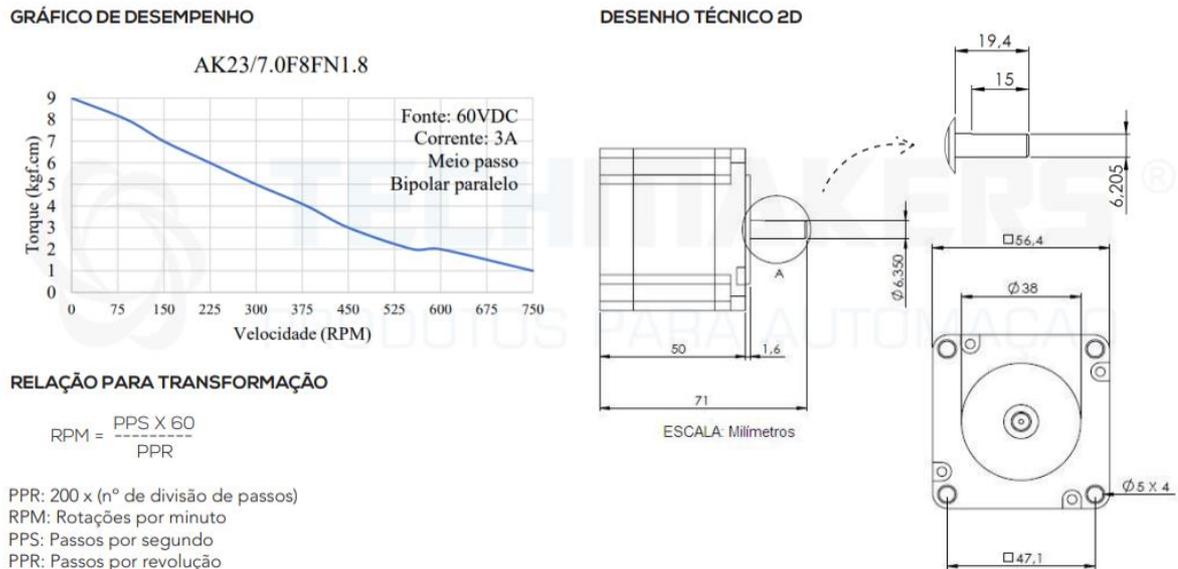
Figura 31 – Motor NEMA 23



**Fonte:** *Techmakers*, 2024

A Figura 32 possui as informações técnicas sobre o motor NEMA 23, o qual apresentou, em uma análise prévia, as melhores características para o projeto. O motor NEMA 23, é capaz de produzir um torque de até 9 Kgf.cm com a sua rotação mais baixa, o que é mais do que o suficiente quando comparado com o necessário para a execução do movimento.

Figura 32 – Informações técnicas do motor NENA 23



Fonte: Techmakers, 2024

Levando em consideração o gráfico presente na Figura 32, há duas variáveis que caracterizam o motor. Para cada velocidade (rpm) há um torque (Kgf.cm) relativo a ela, onde quanto maior a velocidade, menor é o torque que o motor consegue fornecer ao sistema. Como a velocidade que foi encontrada nos cálculos anteriores não está especificada no gráfico, e a fim de facilitar a identificação do torque, foi realizada uma interpolação de valores.

Verifica-se que o valor de rotação encontrado está entre os valores 75 e 150 no gráfico. Para essas rotações o torque pode ser definido como sendo 8,2 e 7 respectivamente. Para estas condições, Quadro 5, a interpolação é feita segundo a equação 12.

Quadro 5 – Dado para a definição do Torque do motor

$T_{inf}$	7	kgf.cm
$T_{sup}$	8,2	kgf.cm
$Rot_{sup}$	75	RPM
$Rot_{inf}$	150	RPM
$Rot_{motor}$	107,14	RPM

Fonte: Autor, 2024

$$T_{motor} = \frac{(T_{inf} - T_{sup}) * (Rot_{sup} - (Rot_{motor}))}{(Rot_{sup} - Rot_{inf})} + T_{sup} \quad (12)$$

$$T_{motor} = \frac{(7 - 8,2) * (75 - 107,14)}{(75 - 150)} + 8,2$$

$$T_{motor} = 7,686 \text{ Kgf.cm}$$

O gráfico apresenta o valor do torque em Kgf.cm, para transformar para a unidade padrão no S.I. basta multiplicar o valor encontrado por 0,09807, conforme a equação 13.

$$T_{motor (N.m)} = T_{motor(Kgf.cm)} * 0,09807 \quad (13)$$

$$T_{motor (N.m)} = 7,686 \text{ Kgf.cm} * 0,09807$$

$$T_{motor (N.m)} = 0,754 \text{ N.m}$$

Considerando que o torque necessário para executar o movimento no dispositivo, segundo os cálculos apresentados, no sem fim é de 0,153 N.m, prova-se assim que o motor escolhido atende às necessidades do projeto. Para uma melhor compreensão, é importante conhecer o coeficiente de segurança, ou seja, o número de vezes que o torque do motor escolhido para as condições calculadas, é superior ao necessário. Para esse cálculo basta dividir o torque fornecido pelo motor pelo torque necessário para a execução do movimento, como realizado na equação 14.

$$Sg = \frac{T_{motor}}{T_{sem-fim}} \quad (14)$$

$$Sg = \frac{0,754 \text{ N.m}}{0,201 \text{ N.m}}$$

$$Sg = 3,75 \text{ vezes}$$

É importante ressaltar que a relação encontrada é válida somente para casos em que a única força que o dispositivo precisará exercer é o próprio peso do antebraço, mão e suporte resultando apenas da gravidade. Em casos em que o tônus muscular estiver aumentado, esta relação não é mais válida, entretanto, por conta de o torque ser muito maior, ainda será suficiente para auxiliar na recuperação destes casos também. Segue no Quadro 6 um quadro contendo todos os valores encontrados e que foram necessários para a escolha dos componentes corretos para atenderem as especificações do projeto.

Quadro 6 – Dados necessários para a definição dos componentes

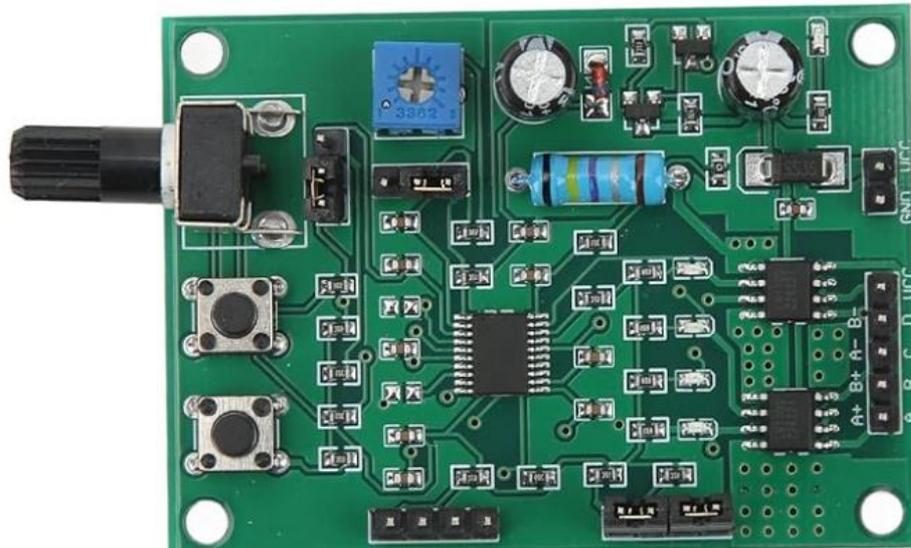
Massa do antebraço e mão (a + m)	1,64	kg	<b>Dados de entrada</b>
Massa do suporte	0,88	Kg	
Distância cotovelo ao CG do a + m	19,75	cm	
Distancia do eixo de rotação ao CG do suporte	20	cm	
Massa do a + m a ser considerado	1,45	kg	
Distancia do eixo de rotação ao novo CG do a + m	17,5		
Tempo movimentação do braço	7,00	s	
Ângulo de movimentação	150	°	
Torque para mover o peso do braço	4,22	Nm	<b>Dados no cotovelo</b>
Tempo para volta completa	16,80	s	
Velocidade angular	0,37	rad/s	
Potência necessária	1,579	W	
Rotação engrenagem	3,57	rpm	
relação de transmissão paraf-coroa	30		<b>Sem fim e coroa</b>
Diâmetro primitivo da coroa	60	mm	
Torque no sem fim	0,201	Nm	
Rendimento sem-fim / coroa	0,7		
rotação motor	107,14	rpm	<b>Motor</b>
Torque do motor	0,754	N.m	
Torque excede número de vezes (Sg)	3,75		

Fonte: Autor, 2024

#### 4.5. SISTEMA ELÉTRICO

O controle de um motor de passo pode ser feito através de um Arduino, sendo esta a forma mais convencional, porém, a construção deste sistema seria complexa pois o Arduino necessita ser programado e parametrizado. Considerando as funções que o controlador deve possuir, é possível controlar todo o sistema através de um módulo de controle do motor, conforme a Figura 33.

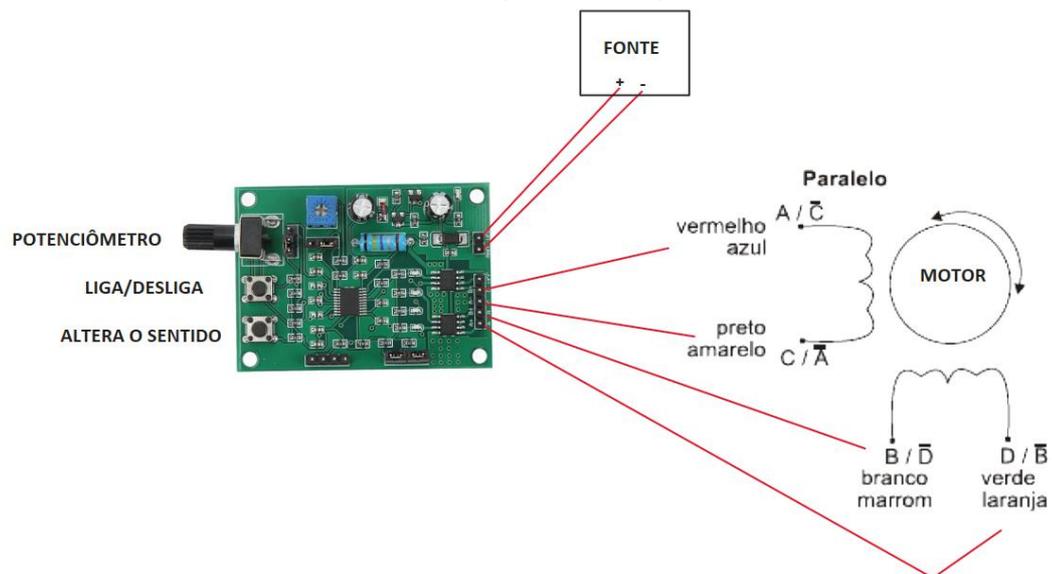
Figura 33 – Placa multifuncional de controle 36820-MS



Fonte: Amazon Brasil, 2024

Através do módulo é possível controlar a velocidade, ligar e desligar o motor, além de alterar o sentido de rotação. Porém para que seja possível a integração com o módulo (que possui 5 entradas), o esquema sugerido na Figura 34 precisa ser seguido, permitindo o funcionamento no formato bipolar paralelo. Neste modo o motor será capaz de gerar o maior torque possível a uma baixa rotação, segundo o gráfico presente na Figura 32. Como o motor de passo NEMA 23 da fabricante *Techmakers* possuem 8 fios, os mesmos precisam ser organizados como indicados no esquema, sendo assim, o fio vermelho deve ser conectado ao azul, o preto ao amarelo, o branco ao marrom e o verde ao laranja.

Figura 34 – Maneira correta de conectar os componentes na placa 36820-MS

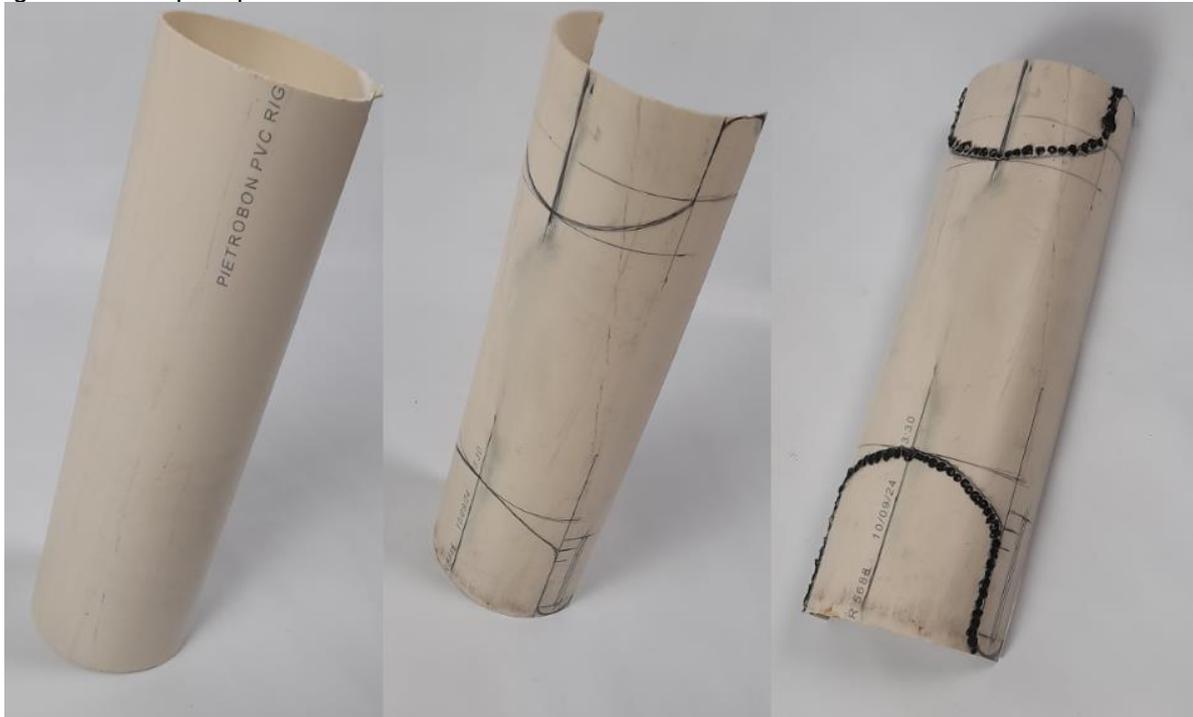


Fonte: Autor, 2024

#### 4.6. TESTE FUNCIONAL DO MOVIMENTO

A fim de verificar a eficiência do dispositivo quando acoplado ao membro, o mesmo foi construído parcialmente. Como a finalidade era apenas analisar como seria o comportamento do produto atuando em uma situação real, foram usados materiais reciclados, como por exemplo Tubo PVC de 100 mm de diâmetro. O primeiro passo conforme mostra a Figura 35, foi partir o tubo, aquecer e deixar o diâmetro semelhante ao do projeto para depois desenhar sobre a peça. O próximo passo foi fazer pequenos furos pontilhando o desenho que havia sido feito, o que facilitou o corte da peça.

Figura 35 – Preparo para o corte



Fonte: Autor, 2024

O segundo passo, conforme a Figura 36, foi montar, fazer alguns ajustes para uma melhor movimentação entre as partes, desmontar o conjunto e pintar, trazendo um melhor acabamento ao protótipo. A última etapa foi montar novamente o conjunto e prender o velcro permitindo assim que o dispositivo pudesse ser preso ao membro do paciente.

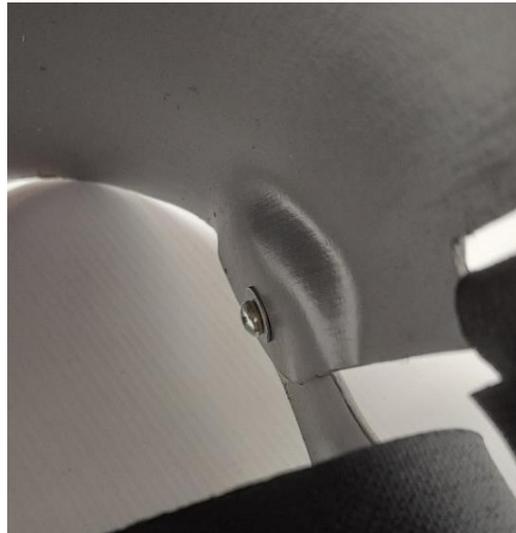
Figura 36 – Finalização do dispositivo



Fonte: Autor, 2024

Durante a elaboração do protótipo, algumas necessidades foram observadas e melhorias foram feitas. A Figura 37 aponta uma das melhorias realizadas, trata-se de um limitador de giro feito diretamente sobre o suporte do braço ao aquecer o material, esse limitador impede que o movimento de flexão seja maior do que deveria ser, trazendo maior segurança ao usuário.

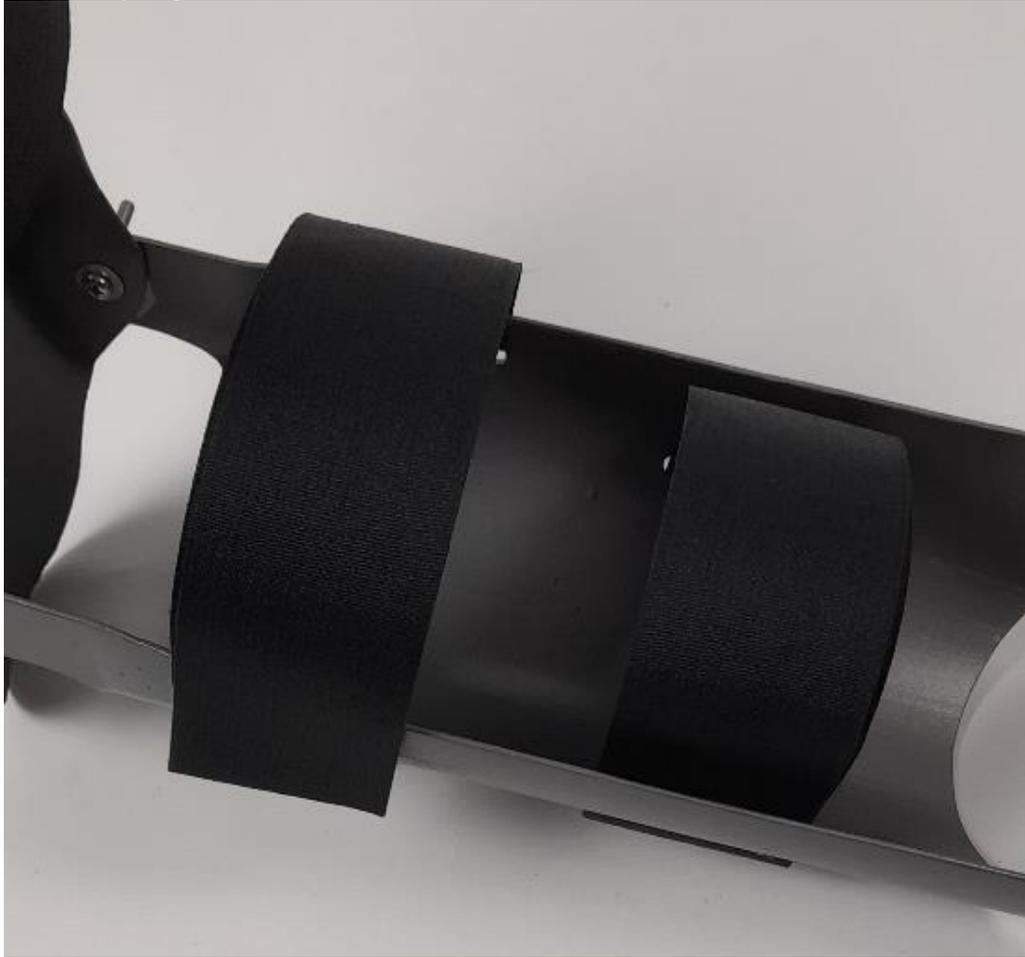
Figura 37 – Limitador de giro



Fonte: Autor, 2024

Outra melhoria feita foi a posição do velcro próximo a mão (Figura 38), como nessa região o antebraço possui um diâmetro menor, se o velcro continuasse na mesma posição que foi dimensionada no projeto, o aperto não seria eficiente. A terceira e sutil alteração foi feita na altura do suporte do antebraço, inicialmente possuía 320 mm, mas foi alterada para 270 mm, a fim de permitir um melhor encaixe ao corpo do paciente.

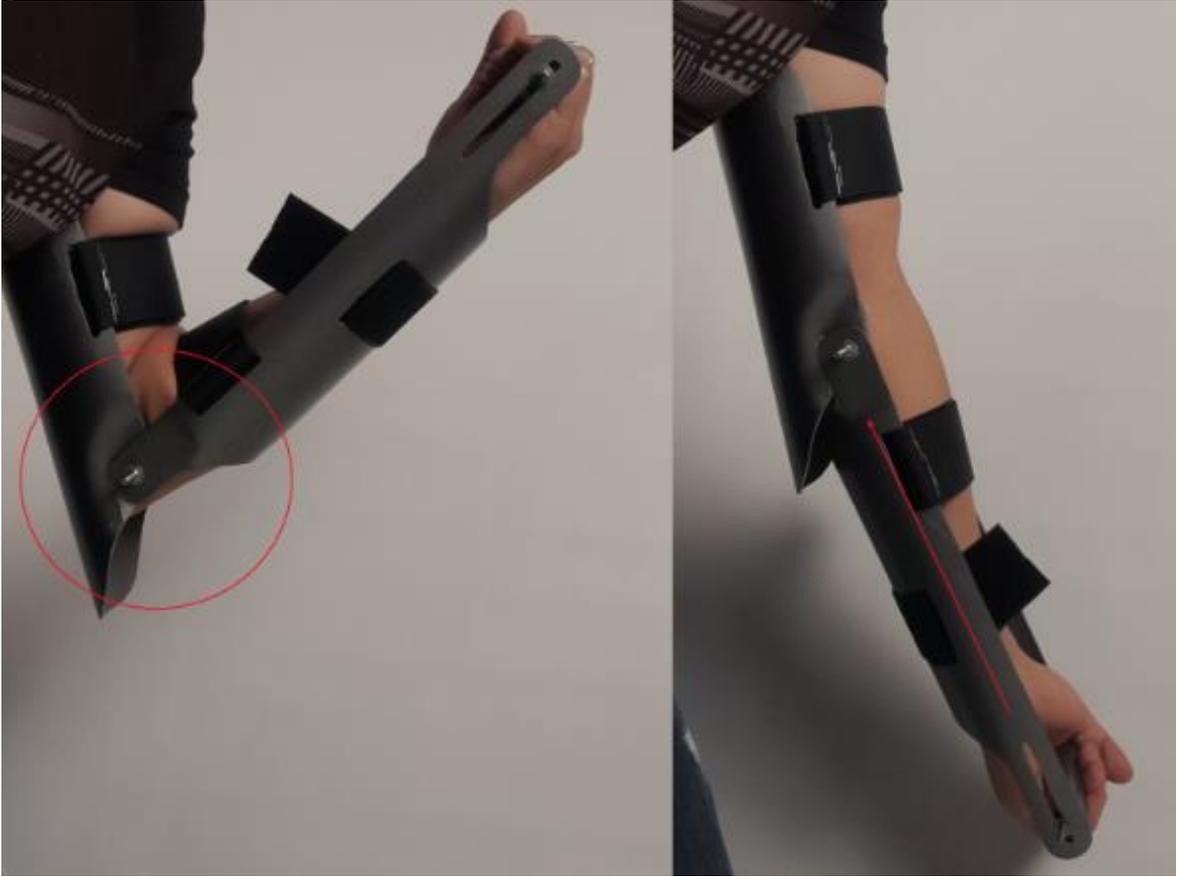
Figura 38 – Nova posição do velcro



**Fonte:** Autor, 2024

O terceiro passo foi experimentar o dispositivo para verificar se o movimento realizado pelo dispositivo estaria de acordo com o movimento natural do membro superior, sendo mais específico, com o movimento realizado pelo cotovelo. Ao vestir o equipamento, percebeu-se que durante o movimento existe um leve desconforto na região do cotovelo, e ao realizar o movimento de extensão o dispositivo é empurrado pelo punho para a região do cotovelo conforme apontado pela Figura 39.

Figura 39 – Problemas encontrados



Fonte: Autor, 2024

Esse fenômeno pode ser explicado pelo fato de o eixo de giro do dispositivo estar deslocado em relação ao eixo de giro do membro. Embora aparentemente o eixo de giro do antebraço esteja no ponto preto, considerando a Figura 40, na verdade ele está localizado no ponto vermelho, ou seja, se encontra na extremidade do cotovelo.

Figura 40 – Alteração necessária



Fonte: Autor, 2024

Para solucionar o problema encontrado durante o teste do protótipo parcial, o eixo de giro do dispositivo deve ser alterado para a extremidade do cotovelo, ou seja, conforme a Figura 40, deve estar sobreposto ao eixo de giro natural do antebraço. Com esta alteração o movimento executado pelo dispositivo terá seu melhor desempenho no processo de reabilitação do cotovelo, bem como no membro superior.

## CONCLUSÃO

O estudo em questão teve com o objetivo o desenvolvimento de um dispositivo biomecânico com foco na reabilitação de membros superiores em pacientes que passaram por um Acidente Vascular Cerebral e que possuem limitações motoras no cotovelo. Após ter sofrido um AVC, o indivíduo passa a ter limitações interferindo na sua qualidade de vida. Para que o processo se torne mais eficiente e seja finalizado em menor tempo, dispositivos como órteses são uma excelente ferramenta que pode ser usada durante o tratamento.

Embora existam algumas opções disponíveis, a demanda por dispositivos que auxiliem na reabilitação de membros superiores em pacientes pós AVC tem se mostrado bastante significativa. Esta é uma área que ainda pode ser muito explorada, e considerando as novas tecnologias que surgem no mercado, são muitas as possibilidades que ainda podem ser descobertas.

Variadas pesquisas foram realizadas a fim de conhecer os dispositivos que já estavam em uso pelos profissionais da área da reabilitação de membros superiores, a partir disso foi possível determinar quais eram os movimentos esperados para que o processo de tratamento fosse de fato efetivo. Além dos movimentos, também foram definidos os dados de entrada, como por exemplo o torque gerado pelo peso do antebraço, mão e suporte no cotovelo. Através destas informações o sistema foi dimensionado, bem como o motor ideal foi identificado.

A partir dos estudos foi possível a elaboração de um protótipo que atendesse os requisitos do projeto. A estrutura e os mecanismos foram desenhados em 3D com auxílio do software *SolidWorks*, além de terem sido definidos materiais para a sua construção. O sistema elétrico também foi sugerido e testes relacionados ao encaixe e movimento do protótipo (parcial) do dispositivo em conjunto com o membro foram realizados. Mediante o resultado dos testes algumas melhorias foram apontadas, para que em uma próxima versão o dispositivo se torne mais eficiente e confortável ao paciente.

Embora o dispositivo tenha sido projetado para a reabilitação de pacientes que tenham enfrentado uma situação de AVC com sequelas nos membros superiores, pode ser usado para a reabilitação em outras patologias que tenham comprometido estes membros. Entretanto, é extremamente importante que uma

avaliação prévia seja realizada por um profissional habilitado, como por exemplo, um fisioterapeuta.

Para estudos futuros, sugere-se a fabricação total do dispositivo para que todos os aspectos como por exemplo: mecanismo, sistema elétrico e sistema de regulação sejam avaliados. Outra alternativa seria, após o desenvolvimento completo do produto, testá-lo com pacientes reais para que o sucesso do mesmo possa ser evidentemente comprovado.

## REFERÊNCIAS

AMAZON BRASIL. **Múltiplas proteções para transporte de componentes eletrônicos**. 2024. Disponível em: <https://www.amazon.com.br/m%C3%BAltiplas-prote%C3%A7%C3%B5es-transporte-componentes-eletr%C3%B4nicos/dp/B0CB85GF53>. Acesso em: 13 nov. 2024.

ANDRADE, L. C. R. de; *et al.* Mobilização precoce no acidente vascular cerebral: impacto na funcionalidade e no prognóstico. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 289-296, 2010. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/fp/a/4BdKPjL9DfV8Mv5q9YV53Xk/?format=pdf&lang=pt>. Acesso em: 14 nov. 2024.

ARAÚJO, R. C. de; JUNIOR, F. L.; ROCHA, D. N.; SONO, T. S.; PINOTTI, M. *Effects of intensive arm training with an electromechanical orthosis in chronic stroke patients: a preliminary study*. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 1746–1753, 2011.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Acidente Vascular Cerebral (AVC): o que é, causas e tratamento**. Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2019. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/saude-de-a-a-z/a/avc>. Acesso em: 14 nov. 2024.

BRASIL. Ministério da Saúde. **Prevenção de doenças cardiovasculares na Atenção Primária é tema de destaque no congresso Global Stroke Alliance**. Ministério da Saúde, 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/.br/saude/pt-br/assuntos/não/2022/agosto/prevencao-de-doenças-c-n/D-atenção-primária-e-tema-de-d-em-congresso-glo-acidente-vascular-cerebral-aliança>. Acesso em: 13 jun. 2023.

BREWER, B. R.; MCDOWELL, S. K.; WORTHENCHAUDHARI, L. C. Poststroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results. *Topics in Stroke Rehabilitation*, v. 14, p. 22–44, 2007.

CALDWELL, D. C.; TSAGARAKIS, N. “Soft” exoskeletons for upper and lower body rehabilitation - design, control and testing. **International Journal of Humanoid Robotics**, v. 4, p. 1–24, 2007.

CAVACO, N. S.; ALOUCHE, S. R. Instrumentos de avaliação da função de membros superiores após acidente vascular encefálico: uma revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 17, n. 2, p. 178–183, jun. 2010.

CHANG, W.; KIM, Y. *Robot-assisted therapy in stroke rehabilitation*. **Journal of Stroke**, v. 15, p. 174–181, 2011.

COUTO, H. de A.; COUTO, D. C. **Ergonomia 4.0** – dos conceitos básicos à 4ª revolução industrial. São Paulo: Ergo, 2020. 760 p.

CUNHA, B. P.; FREITAS, S. M. S. F. F.; MENEZES, V. V. D. B.; FREITAS, P. B. *Ipsilesional upper limb performance in stroke individuals: Relationship among*

*outcomes of different tests used to assess hand function. Fisioter Mov*, v. 29, n. 3, p. 561–568, 2016.

DAHER, C. R.; MOTA, W. G.; MOURA, G. J.; LOPES, D. P.; MOURA, R. M. A. Importância da imagem corporal na assimetria da postura em pacientes hemiplégicos e hemiparéticos. *Scire Salutis*, v. 2, n. 2, p. 16–28, 2012.

FERREIRA, E. P. **Sistema robótico do tipo exoesqueleto para reabilitação de membro superior**. Dissertação (Mestrado em Modelagem e Otimização) — Universidade Federal de Goiás, Unidade Acadêmica Especial de Matemática e Tecnologia, Regional Catalão, Catalão, 2018.

FISIATRIA BRASIL. **Reabilitação após o AVC**. 2024. Disponível em: <https://www.fisiatriabrasil.com.br/reabilitacao-apos-o-avc/>. Acesso em: 22 jun. 2024.

GARCÉS, D. S. C. **Exoesqueleto robótico para aumentar a capacidade física do membro superior humano**. 2013. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2013.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K. P. R. O. C. *Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Kyoto, p. 178–187, 2009.

GRACITELLI, M. **Limitação dos movimentos do cotovelo: estreitamento do cotovelo**. [s.d.]. Disponível em: <https://maur.pentear/limite-d-mov-do-cotovelo-rigida-fazer-berco#:~:texto=O%20n%20enviando%20n%20de%2080%C2%BA>. Acesso em 5 jul. 2023.

G1. **Metade dos adultos brasileiros está acima do peso**. 2010. Disponível em: <https://g1.globo.com/brasil/noticia/2010/08/metade-dos-adultos-brasileiros-esta-acima-do-peso-segundo-ibge.html>. Acesso em: 20 abr. 2024.

JORNAL HOJE. **Número de internações por AVC aumentou quase 40% em nove anos**. 2023. Disponível em: <https://g1.globo.com/jornal-hoje/noticia/2023/09/25/numero-de-internacoes-por-avc-aumentou-quase-40percent-em-nove-anos.ghtml>. Acesso em: 22 abr. 2024.

KENHUB. **Anatomia do braço e do ombro: ossos, músculos e nervos**. 2024. Disponível em: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/anatomia-do-braco-e-do-ombro>. Acesso em: 14 out. 2024.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J. I.; KREBS, H. I. *Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 22, n. 2, p. 111–121, 2008.

LECTÚRIO. **Articulação do cotovelo: anatomia**. 2024. Disponível em: <https://www.lecturio.com/pt/concepts/articulacao-do-cotovelo-anatomia/>. Acesso em: 10 out. 2024.

LOFRANO, M. M. **Acidente vascular cerebral**. 2024. Disponível em: <https://ind-neuro.com.br/post/acidente-vascular->



PLAGENHOEF, S.; EVANS, F. G.; ABDELNOUR, T. Dados anatômicos para análise do movimento humano. **Pesquisa Trimestral para Exercício e Esporte**, v. 54, p. 169-178, 1983.

POLI, P.; MORONE, G.; ROSATI, G.; MASIERO, S. *Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients' therapy*. **BioMed Research International**, v. 2013, 2013.

RIES, Eric. **A startup enxuta**: como os empreendedores atuais utilizam a inovação contínua para criar empresas extremamente bem-sucedidas. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SCALZO, A. F **Reabilitação neurofuncional**: o tratamento das sequelas motoras no acidente vascular cerebral. 2. ed. São Paulo: Manole, 2010.

SILVA, E. S.; BORGES, J. W. P.; MOREIRA, T. M. M.; RODRIGUES, M. T. P.; SOUZA, A. C. C. Prevalência e fatores de risco associados ao acidente vascular cerebral em pessoas com hipertensão arterial: uma análise hierarquizada. **Revista de Enfermagem Referência**, vol. 54, n. 3, p. 9-16, 2020. Disponível em: <https://scielo.pt/pdf/ref/vserVn3/vserVn3a09.pdf>. Acesso em: 14 nov. 2024.

SIVAN, M.; O'CONNOR, R. J.; MAKOWER, S.; LEVESLEY, M.; BHAKTA, B. *Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke*. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 43, p. 181–189, 2011.

STEIN, J. *Robotics in rehabilitation: technology as destiny*. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, p. S199–S203, 2012.

TECHMAKERS. **Motor de passo NEMA 23 P/N: AK23/7.0F8FN1.8**: Antigo P/N: AK56H8/5-1.8. 2024. Disponível em: <https://www.techmakers.com.br/produto/motor-de-passo-nema-23-leadshine-23kgf-cm-57cm23-3a-70190>. Acesso em: 04 out. 2024.

VARGAS, I. M. P. de; RODRIGUES, L. P. Correlação entre espasticidade do membro superior e movimentação da mão no pós-AVC. **Fisioterapia em Pesquisa**, v. 29, n. 1, p. 29–36, 2022. DOI: 10.1590/1809-2950/20030129012022PT. Disponível em: <https://www.scielo.br/jfp/a/4BdKPjL9DfV8Mv5q9YV53Xk/?format=pdf&lang=pt>. Acesso em: 24 set. 2024.

VOLPE, B. T.; FERRARO, M.; KREBS, H. I.; HOGAN, N. *Robotics in the rehabilitation treatment of patients with stroke*. **Current Atherosclerosis Reports**, v. 4, n. 4, p. 270–276, 2002.