

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
BACHARELADO EM ENGENHARIA MECATRÔNICA

ITALO SIQUEIRA RODRIGUES

MELHORIAS NA ESTRUTURA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO DO
MEMBRO INFERIOR

UBERLÂNDIA – MG

2021

MELHORIAS NA ESTRUTURA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao
Curso de Engenharia Mecatrônica, da Universidade
Federal de Uberlândia, para obtenção do grau de
Engenharia Mecatrônica.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

UBERLÂNDIA – MG

2021

MELHORIAS NA ESTRUTURA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO DO MEMBRO INFERIOR

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao
Curso de Engenharia Mecatrônica, da Universidade
Federal de Uberlândia, para obtenção do grau de
Engenharia Mecatrônica.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

Trabalho de conclusão de curso aprovado em: _____ de janeiro de 2022

Prof. Dr. Pedro Augusto Queiroz de Assis

Prof^a. Dra. Priscila Ferreira Barbosa de Sousa

Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

“Você nunca sabe que resultados virão da sua ação. Mas se você não fizer nada, não existirão resultados.”

Mahatma Gandhi

RESUMO

Este projeto desenvolve melhorias a serem implementadas em uma estrutura robótica para reabilitação do membro inferior. Esta estrutura será aplicada futuramente em pacientes que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE). Uma das principais consequências do AVE é a hemiparesia em que os sobreviventes apresentam perda de movimento de uma das partes do corpo. Para tratar este problema, estruturas robóticas existentes na literatura proporcionam a reabilitação ou do membro superior ou do membro inferior. A estrutura do objeto de estudo deste projeto de fim de curso permite a reabilitação em conjunto de todo o lado hemiparético, isto é, a reabilitação do membro superior e principalmente do inferior. A partir do teste piloto com voluntários saudáveis e com pacientes de AVE, foram identificadas necessidades de melhorias mecânicas, como a modelagem de um novo mecanismo de acionamento e uma nova carenagem; eletrônicas e de desenvolvimento de novos jogos sérios para esta estrutura, que serão implementados neste projeto.

Palavras chave: robótica, estrutura mecânica, otimização, fisioterapia.

ABSTRACT

This project looks for the development of improvements to be deployed in a robotic structure used for rehabilitation of the lower limb. This structure will be applied in the future on patients who suffered stroke. One of the main after effects of the stroke is the hemiparesis where the patients lose the movements of one part of the body. The robotics structures existents in the literature usually provides the rehabilitation of just one of the limbs (upper or lower limb). The structure of the research of this project allows the rehabilitation of all the hemiparesis sides, in other words, the rehabilitation of the upper and lower limb simultaneously. During the tests with volunteers and patients of stroke, was possible to detect the necessity of mechanical improvements, for example, the modelling of a new drive mechanism and of a fairing; electronics improvements and the development of new games in this structure, that will be deployed in this project.

Keywords: robotics; mechanical structure, optimization; physiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estrutura ReGear;	12
Figura 2 - Planos utilizados para estudo das articulações.	14
Figura 3 – (a) Exemplo de movimento de abdução; (b) Exemplo de movimento de adução.	15
Figura 4 – Movimento de flexão do joelho.	16
Figura 5 – Movimento de rotação medial; (b) Movimento lateral.	17
Figura 6 - Flexão Plantar.	18
Figura 7 – Mecanismo de quatro barras clássico.	19
Figura 8 – Representação vetorial de um mecanismo de quatro barras.	19
Figura 9 – Variáveis utilizadas no método Uicker, Pennock & Shigley (2003).	20
Figura 10 – (a) Mecanismo aberto; (b) Mecanismo fechado.	21
Figura 11 – Tecnologia aplicada a fisioterapia utilizando o Kinect.	22
Figura 12 – Base programável para os pés desenvolvido pela Reha Technology.	23
Figura 13 – Base robótica móvel.	24
Figura 14 - Estrutura ReGear.	27
Figura 15 – Mecanismo de 4 barras utilizado no joelho.	28
Figura 16 – Mecanismo de 4 barras simplificado.	28
Figura 17 – Curva obtida para θ_4 em função de θ_2 no mecanismo do joelho.	29
Figura 18 – (a) $\theta_2 = 90^\circ$; (b) $\theta_2 = 180^\circ$; (c) $\theta_2 = 270^\circ$; (d) $\theta_2 = 360^\circ$.	30
Figura 19 – Curva obtida para θ_4 em função de θ_2 no mecanismo do tornozelo.	31
Figura 20 – Projeto desenvolvido para a Carenagem no SolidWorks, com dimensões base em milímetros.	32
Figura 21 – Fotos da Carenagem instalada na estrutura.	33
Figura 22 - Polias desalinhadas.	36
Figura 23 – Modelo CAD da polia desenvolvida.	37
Figura 24 – Fotos do novo sistema de polias e correias na estrutura.	37
Figura 25 - Sistema de acionamento original.	38
Figura 26 – (a) Peça 1; (b) Peça 2; (c) Peça 2 com corte transversal; (d) Peça 3; (e) Peça 3 com corte transversal.	39
Figura 27 – Manivela dupla projetada.	40
Figura 28 - Manivela dupla explodida.	40
Figura 29 – Imagem do Game Jumping Jack.	42
Figura 30 – Plataforma Unity 2019.1.10f1.	43
Figura 31 – Movimentação e referência dos eixos.	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comprimentos das barras dos mecanismos;	30
Tabela 2 – Valores mensurados para as polias;	34
Tabela 3 – Comparação entre a correia ideal e a correia substituta;	35

LISTA DE ABREVIATURAS

AVE – Acidente Vascular Encefálico

Iot – Internet Of Things

LAR – Laboratório de Automação e Robótica

PUMA - *Programmable Universal Machine for Assembly*

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS	13
2.1. Objetivo Geral.....	13
2.2. Objetivos Específicos	13
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	14
3.1. Membros inferiores: dinâmica e fisioterapia	14
3.1.1. Quadril	14
3.1.2. Joelho.....	16
3.1.3. Tornozelo.....	17
3.2. Modelagem Matemática do Mecanismos de quatro barras.....	18
3.3. A robótica e a fisioterapia	21
3.3.1. Estruturas robóticas para os membros inferiores	22
4. METODOLOGIA	25
4.1. Análise e Otimização Mecânica	25
4.2. Interface Computacional.....	25
5. RESULTADOS.....	26
5.1. A estrutura robótica ReGear	26
5.1.1. Análise dos Mecanismo de 4 barras.....	27
5.2. Análise de pontos de otimização	31
5.2.1. Projeto da Carenagem	32
5.2.2. Manutenção do sistema de correias e polias	33
5.2.3. Projeto da manivela dupla.....	38
5.3. Interface computacional.....	41
5.3.1. Coleta de dados.....	41
5.3.2. Game Jumping Jack.....	42
5.3.3. Escaping Adventure	43
6. CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	48
APENDICE A	50

1. INTRODUÇÃO

Estruturas robóticas são mecanismos desenvolvidos para executar uma certa tarefa, previamente designada pelo projeto, ou em alguns casos, programada por um operador. Usualmente, são associadas a grandes indústrias, nas quais alta tecnologia está presente. Entretanto, é cada vez mais comum encontrar a utilização de robôs e suas estruturas em áreas alternativas, diferentes das mais tradicionais.

Um dos grandes exemplos de diferentes áreas exploradas pela robótica é a área da saúde. Os robôs foram sendo inseridos de maneira gradual fazendo operações pontuais apenas para fins de pesquisa, mas hoje são empregados em procedimentos complexos e precisos e, assim, muitas operações não são mais praticadas sem a utilização destas estruturas.

A primeira utilização de robô na medicina foi em 1985, quase 40 anos após o desenvolvimento do primeiro robô industrial. A estrutura robótica, batizada de *Programmable Universal Machine for Assembly* (PUMA) 200, foi utilizada para realizar biópsias neurológicas. Posteriormente, foi adaptada para realizar outros procedimentos urológicos (MORRELL *et al.*, 2021). Com o passar do tempo, as estruturas aplicadas à medicina foram evoluindo e com isso, novas ferramentas foram agregadas. Inteligência artificial, IoT (*Internet of Things*), *Machine Learning*, visão computacional, são alguns dos exemplos de ferramentas que permitiram que a robótica medicinal atingisse um novo patamar, onde os robôs deixam de ser apenas instrumentos e passam a ter o poder de tomar decisões.

Além das aplicações cirúrgicas, estruturas robóticas também são empregadas na fisioterapia, isso pois, há uma crescente demanda por serviços de reabilitação motora devido ao envelhecimento da população. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), o número de pessoas com mais de 65 anos se elevará 88% nos próximos anos (PLENTZ, 2021). Este fato tende a aumentar também o número de pacientes de Acidente Vascular Encefálico (AVE), uma vez que a idade é um fator de risco para esta enfermidade.

O AVE pode levar a déficits neurológicos e a incapacidade ou morte. Pode ser de origem isquêmica ou hemorrágica. O isquêmico ocorre por uma obstrução vascular localizada, que leva a interrupção do fornecimento de oxigênio e glicose ao cérebro, afetando subsequentemente os processos metabólicos da região envolvida. Enquanto que

o AVE hemorrágico é causado por um aneurisma ou trauma dentro das áreas extravasculares do cérebro (PIASSAROLI, 2012). Uma de suas principais consequências, é a hemiparesia no lado oposto da lesão do cérebro. A hemiparesia é a condição clínica onde o paciente apresenta fraqueza muscular que pode ser resultado da perda ou diminuição do recrutamento de unidades motoras ou modificações fisiológicas do músculo parético (OVANDO, 2009). O tratamento da hemiparesia se dá por meio da fisioterapia de forma gradual. O fortalecimento muscular é apresentado como o principal objetivo da reabilitação do paciente pós-AVE.

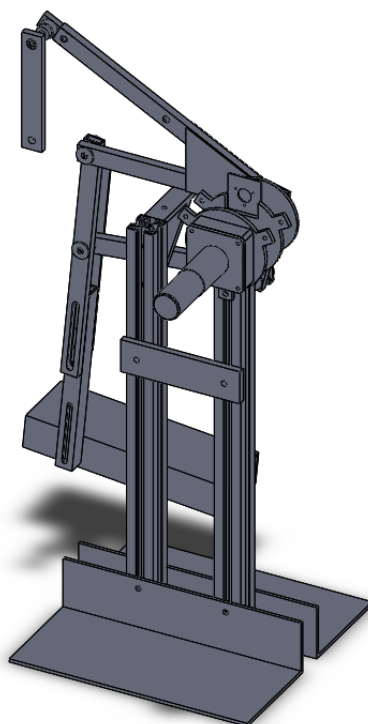


Figura 1: Estrutura ReGear;

Diante deste cenário, o Laboratório de Automação de Robótica (LAR) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) identificou a necessidade de desenvolvimento de novos equipamentos com o objetivo de auxiliar na reabilitação de pacientes pós-AVE. Unindo robótica e fisioterapia, foi desenvolvido um mecanismo robótico capaz de auxiliar no fortalecimento muscular do membro superior e inferior hemiparético. A Figura 1 apresenta o modelo 3D dessa estrutura, intitulada de ReGear.

Essa estrutura tem como característica a democratização do acesso a esse tipo de equipamento, mas ainda são necessárias algumas otimizações para que o modelo se torne o ideal para a sua finalidade.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo Geral

Este trabalho objetiva implementar melhorias mecânicas, eletrônicas e desenvolver novas aplicações que motivem a interação do paciente com a estrutura robótica ReGear durante a fisioterapia.

2.2. Objetivos Específicos

- Melhorar a construção mecânica para eliminar folgas e garantir o alinhamento entre o eixo do motor e o mecanismo de quatro barras;
- Montar uma carenagem para não deixar a corrente do dispositivo exposta;
- Desenvolver uma modificação para facilitar a inversão do mecanismo, possibilitando que pacientes com hemiparesia direita ou esquerda tenham a mesma experiência com a estrutura;
- Adicionar trilhas sonoras no jogo Jumping Jack já desenvolvido;
- Adicionar registros de estatística no Arduino;
- Desenvolvimento de novos jogos utilizando o *software* Unity 3D.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. Membros inferiores: dinâmica e fisioterapia

A estrutura objeto deste estudo foi desenvolvida para a reabilitação do lado hemiparético. Cabe, portanto, fazer uma revisão dos movimentos dos membros inferiores, que parecem simples, mas ao realizar um estudo mais aprofundado da dinâmica de cada articulação, percebe-se a gama de variações envolvidas.

Os movimentos estudados aqui terão como referência os planos e os eixos demonstrados na Figura 2:

Fonte: EEP (2010).

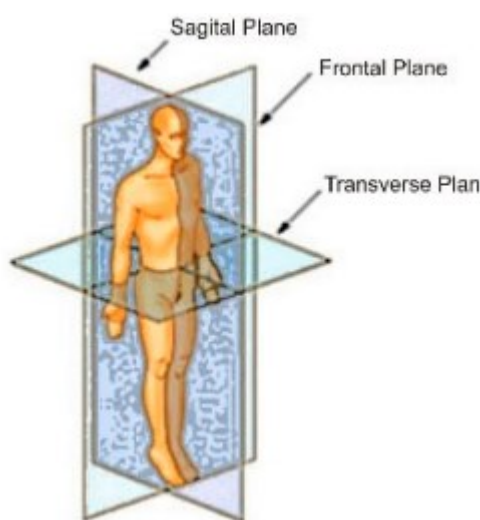


Figura 2 - Planos utilizados para estudo das articulações.

3.1.1. Quadril

O quadril é a articulação que faz a intermediação entre membro inferior e a caixa torácica. Essa articulação tem grande influência no movimento do joelho e do tornozelo, uma vez que é responsável pela sustentação das demais. É uma articulação esferoide, formada pelo encaixe da cabeça do fêmur no acetábulo do osso do quadril (KAPANDJI, 2000).

Os movimentos possibilitados por essa articulação incluem a flexão e a extensão no plano sagital, abdução e adução pelo plano frontal e por fim, rotação medial e lateral no plano transverso. Com essas informações, pode-se dizer que a articulação do quadril apresenta três graus de liberdade.

A flexão é definida como a diminuição do ângulo da articulação. Nesse movimento, o joelho se aproxima do peito, possibilitando o contato da coxa com o tórax. Esse movimento é normalmente limitado em um ângulo de 90° em relação ao plano frontal, entretanto, uma extensão do joelho faz com que ângulos de 120° sejam alcançáveis. Forças externas podem aumentar ainda mais o ângulo de flexão. (KAPANDJI, 2000).

A extensão ocorre no retorno da flexão e, portanto, no aumento do ângulo da articulação. Da mesma forma, a amplitude do movimento é influenciada pela posição do joelho, sendo assim, com o joelho em posição natural, a extensão pode chegar em até 20° com relação ao plano frontal. A flexão do joelho reduz esse valor para 10° . Além disso, forças externas podem aumentar os limites do ângulo de extensão.

Fonte: KANPADJI (2000)

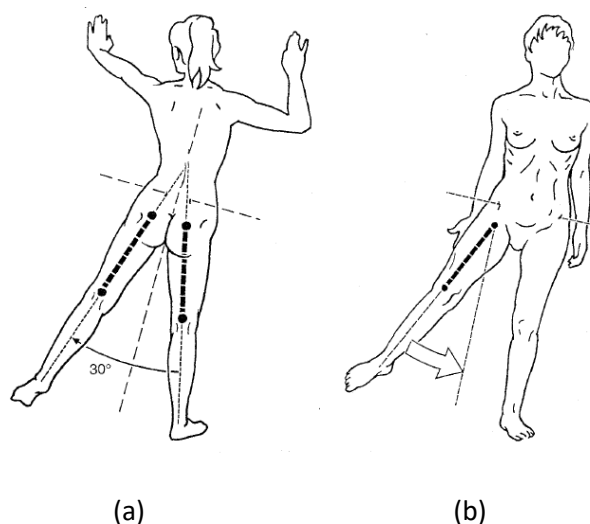


Figura 3 – (a) Exemplo de movimento de abdução; (b) Exemplo de movimento de adução.

Os movimentos de abdução e adução representam as movimentações do membro ao longo do eixo transversal, pelo plano frontal. A abdução (Figura 3.a), por definição, é o movimento de afastamento do plano frontal, alcançando ângulos de 30° a 45° entre o eixo de simetria. O movimento de adução (Figura 3.b), é o oposto da abdução e portanto, é definido como o movimento de aproximação do plano frontal ao longo do eixo transversal.

A rotação do quadril é uma função da posição do joelho no plano sagital. Nenhuma rotação ocorre quando o joelho está completamente estendido. Entretanto, até 45° de rotação lateral e 30° de rotação medial são possíveis quando o joelho está fletido em 90° .

3.1.2. Joelho

O joelho é a maior e mais completa articulação do corpo humano. Tem um papel fundamental na marcha humana, por ser a intermediária entre as demais articulações (tornozelo e quadril). Essa articulação permite o movimento de flexão/extensão e o de rotação, e desse modo, apresenta dois graus de liberdade (EEP,2010).

A flexão do joelho é realizada no plano sagital. Os valores angulares alcançados, tem influência da posição que se encontra o quadril. Quando este está estendido, a flexão do joelho alcança valores próximos de 120° . Entretanto, o quadril flexionado permite que uma extensão de até 140° no joelho, conforme apresentado na Figura 4.

Ao contrário da flexão, a extensão não sofre grandes influências da posição do quadril. Dessa forma, seu movimento varia de ângulos entre 0° e 120° .

Fonte: KANPADJI (2000)

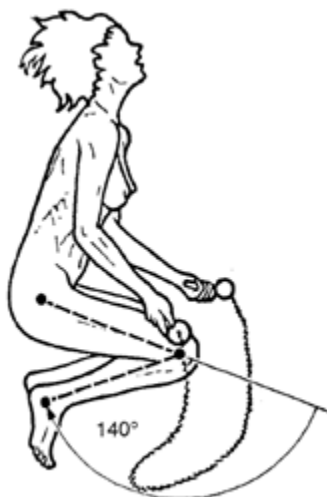


Figura 4 – Movimento de flexão do joelho.

O movimento de rotação realizado ao longo do plano transversal, é uma função da posição do joelho no plano sagital. Não existe possibilidade de rotação do joelho quando este está completamente estendido. Ao se flexionar o joelho, é possível realizar uma rotação medial (interna) de até 30° (Figura 5.a) e uma rotação lateral (externa) de 40° (Figura 5.b).

Fonte: KANPADJI (2000)

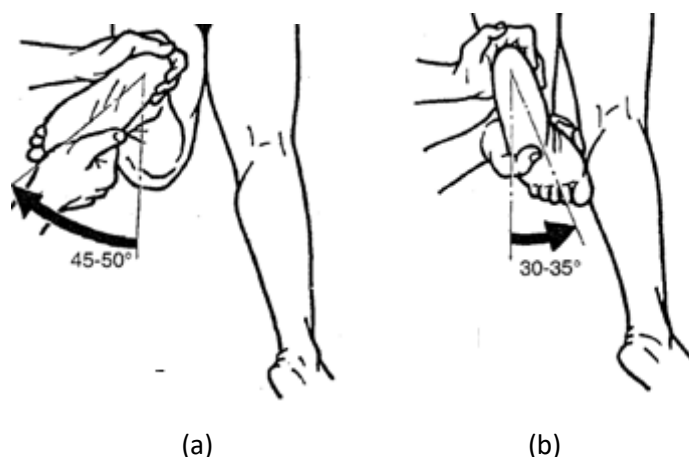


Figura 5 – Movimento de rotação medial; (b) Movimento lateral.

3.1.3. Tornozelo

A articulação do tornozelo tem um papel crucial na marcha humana, uma vez que é responsável pela transmissão de força do corpo e para o corpo durante a sustentação de peso e outras cargas. A força exercida pelo tornozelo pode chegar a até 10 vezes o peso corporal durante uma corrida (EEP,2010).

Seu movimento é representado pela flexão plantar e dorsiflexão ao longo do plano sagital. Por isso, o tornozelo apresenta apenas um grau de liberdade. Entretanto, ao considerar o conjunto de articulações do pé, juntamente com a rotação axial do joelho, apresenta as mesmas funções de uma articulação com 3 graus de liberdade. Esse fator permite a adaptação da abóbada aos diversos tipos de terreno (RODRIGUES, 2017).

A flexão plantar representa o movimento de aumento do ângulo entre o tornozelo e a região da canela. Quando referenciada à posição normal do pé, alcança valores de até 60°. A dorsiflexão é o movimento contrário da flexão plantar, e pode alcançar valores de até -20°.

Fonte: KANPADJI (2000)

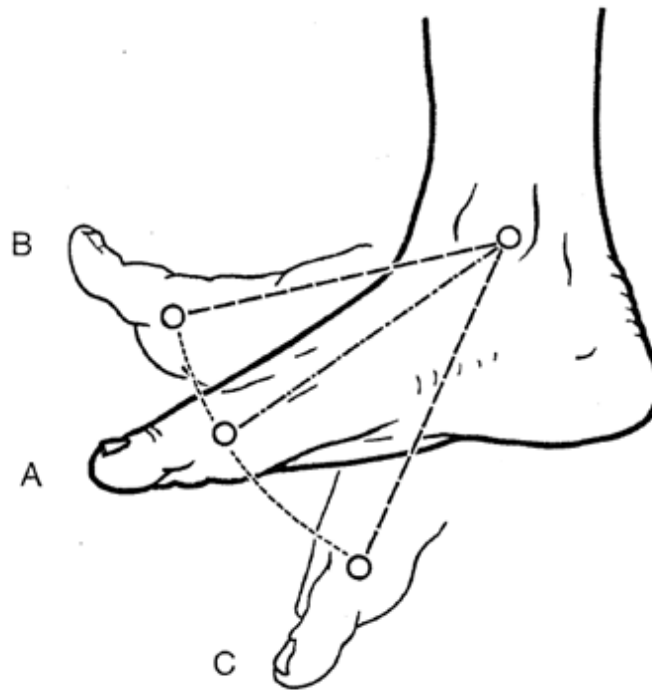


Figura 6- Flexão Plantar.

3.2. Modelagem Matemática do Mecanismo de quatro barras

Mecanismos são dispositivos capazes de transformar um movimento, conhecido como movimento de entrada em um movimento de saída desejado e correspondente ao modelo desenvolvido (RODRIGUES, 2017).

Os mecanismos ainda podem ser definidos como a composição sucessivas de cadeias cinemáticas simples. Segundo Norton (2009), o estudo de um mecanismo complexo pode ser feito aplicando o Princípio de Formação de Mecanismos Planos de Assur. Essa definição pode ser colocada em prática ao separar o elemento condutor do mecanismo e dividir os restantes em grupos, chamados de grupos de Assur. Vale ressaltar que os grupos de Assur não influenciam no grau de mobilidade do mecanismo.

Os movimentos articulares do corpo humano são simuláveis em mecanismos articulados. Para a reprodução dos movimentos de cada articulação, deve-se utilizar sistemas que apresentem, de forma geral, uma saída angular oscilatória compatível com o movimento a ser reproduzido (RODRIGUES, 2017).

Em parte dos casos, os mecanismos articulados são compostos por mecanismos de quatro barras. Esse tipo de sistema é formado por três barras móveis e uma fixa. As barras móveis são acopladas à fixa por juntas rotativas nos mecanismos planos (Oliveira, Oliveira Filho, Viana e Mariano, 2012)

Em alguns casos, a barra fixa pode ser entendida como uma haste imaginária, onde não há um componente mecânico que seja utilizado como barra fixa. Entretanto, sempre há um elemento que represente essa barra. A Figura 7 exemplifica um mecanismo de quatro barras clássico, onde a base da máquina representa a barra fixa.

Fonte: Oliveira, Oliveira Filho, Viana e Mariano (2012)

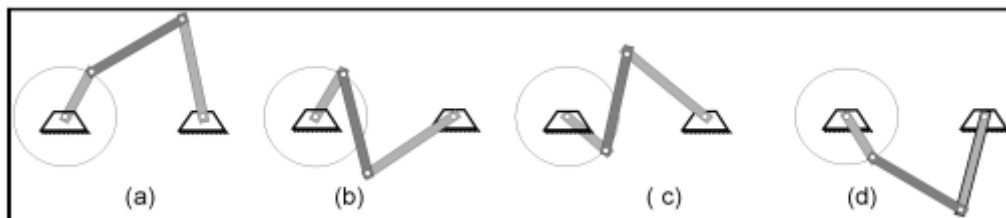


Figura 7 – Mecanismo de quatro barras clássico.

Neste caso, é possível visualizar três barras móveis, e uma barra fixa imaginária situada entre as duas juntas rotativas que conectam a base. Na Figura 8, é possível verificar a representação vetorial dos mecanismos da Figura 7.

Fonte: Oliveira, Oliveira Filho, Viana e Mariano (2012)

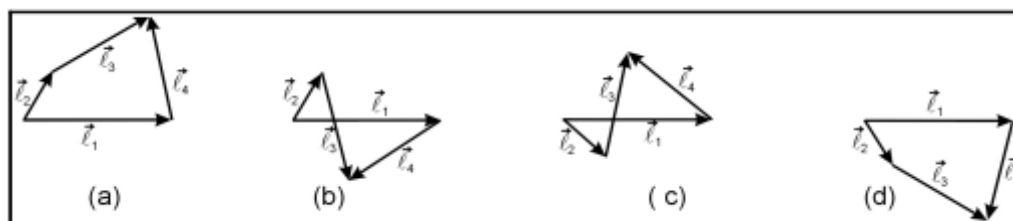


Figura 8 – Representação vetorial de um mecanismo de quatro barras.

A análise matemática de um mecanismo de quatro barras é essencial para o dimensionamento adequado e reprodução correta do movimento desejado. Conhecer os aspectos dinâmicos e cinemáticos desses sistemas, é possível a partir do método analítico, onde são empregados recursos matemáticos que indicam funções para conhecer as saídas angulares do sistema.

Várias são as metodologias disponíveis para realizar essa modelagem matemática. Alguns exemplos são os métodos gráficos, analíticos, equações diferenciais, métodos vetoriais e matriciais (REZENDE, 2010).

Uicker, Pennock & Shigley (2003) se basearam em uma análise geométrica para desenvolver um modelo matemático base para o mecanismo de 4 barras convencional. Com esse modelo, é possível determinar a posição de qualquer ponto de um elemento físico pertencente ao mecanismo. As variáveis que serão utilizadas nessa modelagem estão referenciadas na imagem da Figura 9.

Fonte: UICKER, PENNOCK & SHIGLEY (2003)

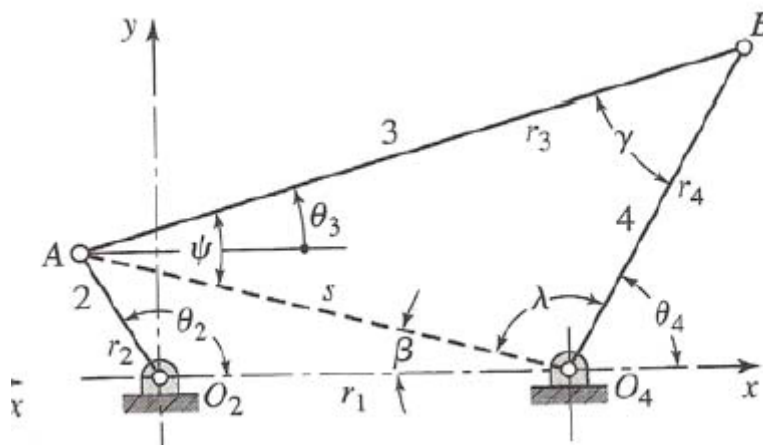


Figura 9 – Variáveis utilizadas no método Uicker, Pennock & Shigley (2003).

Como ferramenta geométrica, é traçada uma barra imaginária entre os pontos A e O4. Essa barra não possui nenhum efeito cinemático ou dinâmico e, tem como único efeito a facilitação dos cálculos.

Conhecidos os valores r_1, r_2, r_3, r_4 , que representam os comprimentos das barras, e o valor de θ_2 , é possível obter os valores de S e os ângulos $\theta_3, \theta_4, \beta, \gamma, \phi$ utilizando-se das fórmulas:

$$S = (r_1^2 + r_2^2 - 2 r_1 r_2 \cos \theta_2)^{1/2} \quad (1)$$

$$\beta = \cos^{-1} [(r_1^2 + S^2 - r_2^2) / (2 r_1 S)] \quad (2)$$

$$\phi = \cos^{-1} [(r_3^2 + S^2 - r_4^2) / (2 r_3 S)] \quad (3)$$

$$\lambda = \cos^{-1} [(r_4^2 + S^2 - r_3^2) / (2 r_4 S)] \quad (4)$$

$$\gamma = \pm \cos^{-1} [(r_3^2 + r_4^2 - S^2) / (2 r_3 r_4)] \quad (5)$$

Os sinais de γ ou ϕ sempre serão um par positivo ou negativo de valores. Este fato ocorre, pois, são calculados a partir de arcos cossenos e representam as configurações de

mecanismos de 4 barras abertas ou fechadas. A Figura 10.a representa um mecanismo de configuração aberta, enquanto a figura 10.b representa um mecanismo de configuração fechada.

Fonte: Rezende (2010)

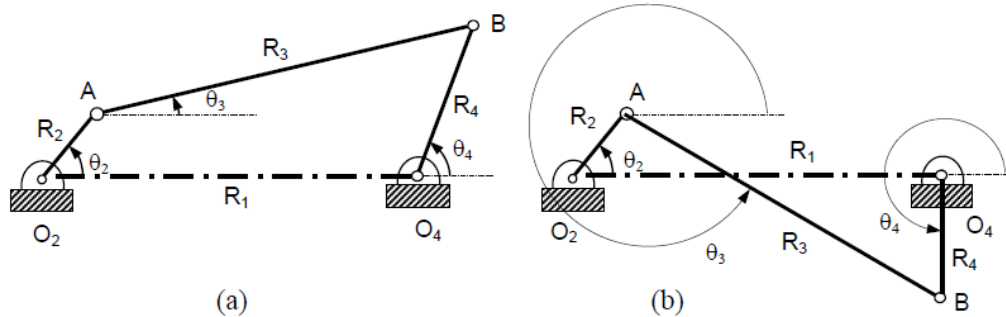


Figura 10 – (a) Mecanismo aberto; (b) Mecanismo fechado.

Quando os ângulos de posição θ_2 da barra de entrada R_2 forem entre $0 \leq \theta_2 \leq 180^\circ$ os valores de θ_3 e θ_4 deverão ser determinados pelas Eq. 6 e 7. Quando os ângulos de posição θ_2 da barra de entrada forem entre $180^\circ \leq \theta_2 \leq 360^\circ$ as Eq. 8 e 9 deverão ser utilizadas.

$$\theta_3 = \varphi - \beta \quad (6)$$

$$\theta_4 = 180^\circ - \lambda - \beta \quad (7)$$

$$\theta_3 = \varphi + \beta \quad (8)$$

$$\theta_4 = 180^\circ - \lambda + \beta \quad (9)$$

No estudo das tensões envolvidas, consideram-se carregamentos, como os torques e forças atuando nos elos.

3.3. A robótica e a fisioterapia

A relação da robótica com a fisioterapia iniciou-se no século XXI, mais precisamente no ano de 1910. Foi nesse ano que Theodore Büdingen desenvolveu uma máquina acionada por um motor elétrico para orientar e apoiar os movimentos de passos em pacientes com doença cardíaca. Vinte anos depois, Richard Scherb desenvolveu um aparelho acionado por cabo com o objetivo de mover articulações para terapia ortopédica (PLENTZ, 2021).

Desde então, novas tecnologias que foram desenvolvidas para outros fins, são adaptadas para serem utilizadas na área de fisioterapia. São exemplos recentes, a adaptação da realidade virtual e a utilização de videogames nos processos de fisioterapia.

No exemplo da Figura 11, temos um sistema desenvolvido para o diagnóstico e acompanhamento da evolução da reabilitação das 3 articulações dos membros inferiores, utilizando a câmera Kinect®, produzida pela Microsoft® para captar movimentos dos usuários para jogos.

Fonte: Rodrigues, Dionisio e Gonçalves (2019).

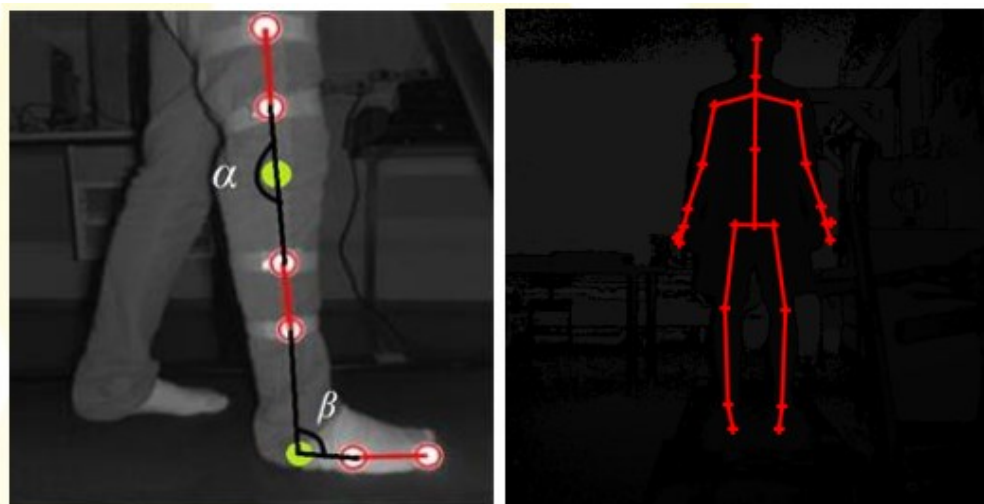


Figura 11 – Tecnologia aplicada a fisioterapia utilizando o Kinect.

A grande vantagem do emprego de tecnologias relacionadas a robótica na fisioterapia é que estas são capazes de prover uma grande autonomia para o processo de reabilitação, necessitando pouca intervenção humana. Do mesmo modo, a gama de dados coletados é muito maior do que os métodos tradicionais, possibilitando que informações relevantes sejam facilmente obtidas (RODRIGUES, DIONISIO E GONÇALVES, 2019).

No Brasil, esse tipo de tecnologia ainda está sendo introduzida, principalmente por conta dos altos custos envolvidos nas peças robóticas, falta de mão de obra especializada e falta de preparo dos profissionais de fisioterapia durante a graduação para utilizar este tipo de tecnologia. Esse fator é um grande gerador de oportunidades de pesquisas e desenvolvimento para as Universidades, que buscam projetar esse tipo de tecnologia de forma mais acessível (PLENTZ, 2021).

3.3.1. Estruturas robóticas para os membros inferiores

Existem estruturas mecânicas específicas para a reabilitação dos membros inferiores. Estas se baseiam em simular ou orientar o movimento de alguma articulação ou de todo o membro. Segundo Diaz, Gil e Sánchez (2011) existem quatro tipos de

estruturas já definidas: estruturas reabilitadoras por esteiras, base programável para os pés, base robótica móvel e base estacionária.

A utilização de esteiras na fisioterapia é uma prática comum. Estas são combinadas com exoesqueletos e que juntos simulam o movimento da marcha humana sem muita intervenção. Dessa forma, é possível controlar de forma mais precisa o nível de interferência do exoesqueleto, juntamente com os atuadores, conforme o paciente se adapta ao movimento (DECHICHI, Paulo Fernandes, 2007).

Outro sistema desenvolvido, as bases programáveis para os pés (*foot plate robots*), consiste em uma estrutura onde os pés dos pacientes estão em constante contato com estruturas robóticas que simulam o movimento da marcha humana (DECHICHI, Paulo Fernandes, 2007). A grande vantagem desse sistema é a realização da fisioterapia sem o impacto causado nas articulações pela marcha em solo ou na esteira. A Figura 12, mostra um equipamento comercial dessa tecnologia desenvolvido pela empresa Reha Technology.

Fonte: (<https://www.rehatechnology.com/en/g-eos/>)



Figura 12 – Base programável para os pés desenvolvido pela Reha Technology.

A Figura 13 é um modelo de dispositivo com base robótica móvel, que foi projetado para permitir a realização do movimento de andar diretamente no chão, porém com mecanismos que sustentam o usuário que por alguma patologia não consegue se

sustentar em pé. A grande vantagem desse tipo de tecnologia é propiciar um movimento mais próximo do natural.

Fonte: Zhang, Wifan (2017)

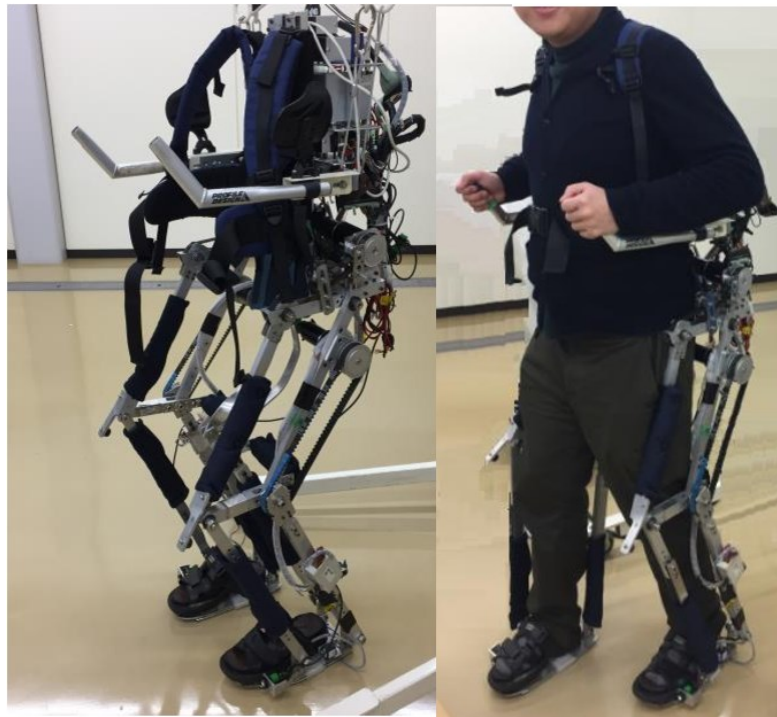


Figura 13 – Base robótica móvel.

Por fim, tem-se as bases robóticas estacionárias, caso da estrutura ReGear, que é objeto de estudo deste trabalho. As bases estacionárias, como próprio nome diz, não permitem o deslocamento do paciente, mas realizam o movimento de articulações individuais ou do membro no geral.

4. METODOLOGIA

O estudo de caso presente neste trabalho busca encontrar e desenvolver melhorias para uma estrutura mecânica previamente desenvolvida, além de desenvolver interfaces que providenciem uma interação com quem a está utilizando. Portanto, esta pesquisa foi dividida em duas etapas, uma focada na parte mecânica da estrutura e outra focada na parte eletrônica e computacional.

Entende-se que o objetivo da presente pesquisa se classifica como exploratório, uma vez que parte da análise de um objeto, levantando informações sobre o mesmo para só posteriormente partir para o desenvolvimento. Não obstante, por essas características, o trabalho pode ser dito como experimental.

4.1. Análise e Otimização Mecânica

O levantamento de pontos iniciais, deu-se de duas formas. A primeira foi a partir de relatos do projetista da estrutura e o do orientador deste trabalho, que observaram otimizações necessárias de acordo com o tempo e uso da estrutura. A segunda forma de coleta foi com a própria análise e estudo do autor.

Para a análise do autor, foram realizados testes experimentais, onde a estrutura foi colocada em trabalho. Além disso, foram feitas análises com o mecanismo em repouso, onde foi possível analisar de forma mais detalhada aspectos de projeto e construção. Nesta última etapa, foi utilizado também o modelo CAD da estrutura.

O desenvolvimento das otimizações mecânicas foi dividido em três etapas: projeto, testes e validação, e prototipação. No primeiro, foi utilizado o *software* SolidWorks, onde as peças foram desenvolvidas com o auxílio do modelo em 3D da estrutura. Na segunda etapa, foram realizados os testes do produto e possíveis correções para adequar ao modelo real. Por fim, na última etapa foi realizada a prototipação do produto e incorporado ao modelo real.

4.2. Interface Computacional

Para a interface computacional da estrutura, foram utilizados equipamentos eletrônicos já acoplados à estrutura: um encoder LPD3806 e um motor CC. Estes foram ligados ao microcontrolador Arduino Mega, que faz o controle e coleta de dados.

Parte do trabalho é realizar a interface por meio de jogos com propostas sérias, sendo que já existe um jogo sério desenvolvido.

Esta etapa, foi dividida em duas partes. A primeira, é a melhoria no jogo previamente desenvolvido, a partir da inserção de trilhas e efeitos sonoros. A segunda parte, se baseou no desenvolvimento de um novo jogo sério.

Toda a parte de comunicação entre o microcontrolador e os componentes eletrônicos acima citados foi realizada utilizando o *software* proprietário Arduino, que fornece conexão e ferramentas para construção de código.

Já as otimizações e o desenvolvimento do novo jogo foram realizados utilizando a plataforma Unity 3D, que oferece diversas bibliotecas públicas com componentes já construídos e que facilitam o trabalho. A comunicação entre o Arduino e o jogo foi feita utilizando o C++.

5. RESULTADOS

O desenvolvimento deste trabalho busca otimizar a estrutura ReGear. Esta foi dividida basicamente em 3 etapas: estudo e modelagem matemática; otimização mecânica; desenvolvimento da interface

A primeira etapa, consiste em uma revisão do modelo da estrutura, identificando quais melhorias podem ser implementadas. A segunda etapa consiste em desenvolver soluções mecânicas para os pontos fracos identificados anteriormente. Por fim, a etapa de desenvolvimento da interface consiste em desenvolver um novo jogo e aplicar melhorias no jogo sério utilizado anteriormente.

5.1. A estrutura robótica ReGear

Desenvolvida como dissertação de mestrado (RODRIGUES, 2017), a ReGear é uma estrutura não motorizada a ser utilizada para a reabilitação de cada uma das articulações do membro inferior humano. Terá ênfase o modelo utilizado para a reabilitação do joelho e do tornozelo. A Figura 14 apresenta o modelo em CAD da estrutura.

A estrutura é composta por um mecanismo de quatro barras, um sistema de acionamento engrenagem-corrente, acionado por uma alavanca, uma base responsável pela sustentação e um sistema para coleta de dados e interface.

Na Figura 14, todas estas partes são apresentadas de maneira destacada. Na cor azul é apresentado a base, na cor verde o sistema de quatro barras, na cor vermelha o sistema de acionamento e na cor amarela o sistema de coleta de dados.

Fonte: O Autor (2021);

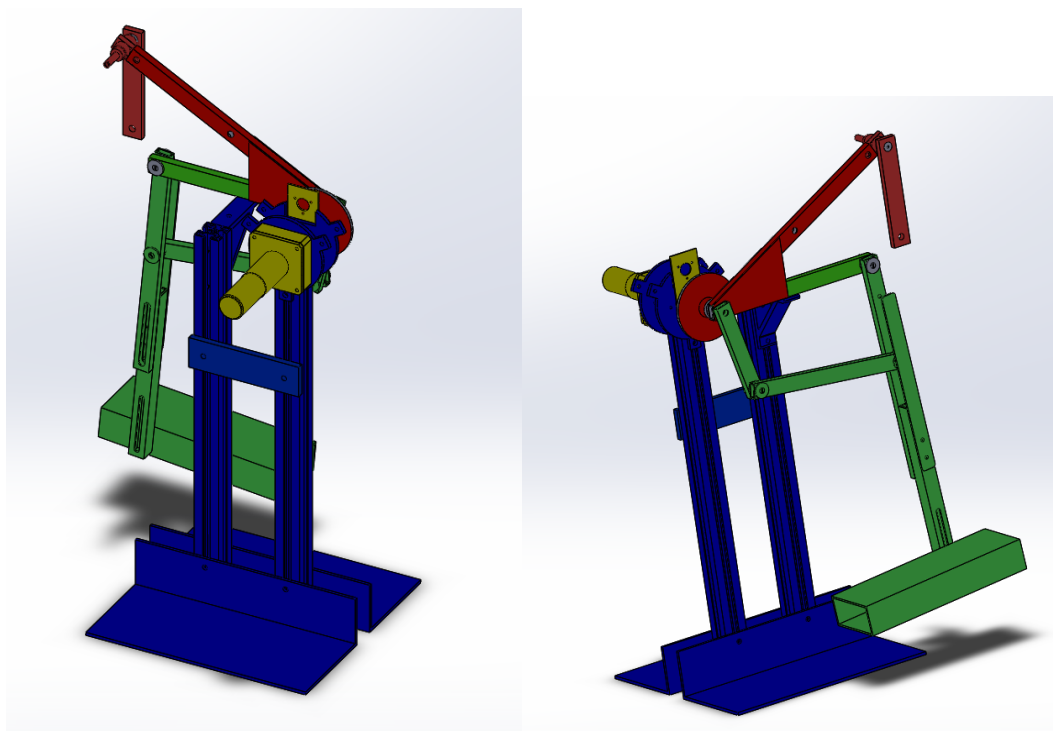


Figura 14 - Estrutura ReGear.

5.1.1. Análise dos Mecanismo de 4 barras

O sistema de quatro barras da ReGear foi desenvolvido com o objetivo de transformar um movimento angular em um movimento oscilatório. Dessa forma, o paciente ao acionar a alavanca em um movimento angular, gera um movimento oscilatório na articulação que está sob reabilitação. Uma análise matemática se faz necessária para comprovar a natureza desse movimento.

Para esta análise, as barras foram consideradas bidimensionais. Na Figura 15, é demonstrado o sistema de 4 barras desenvolvido para a reabilitação do joelho:

Fonte: O Autor (2021);

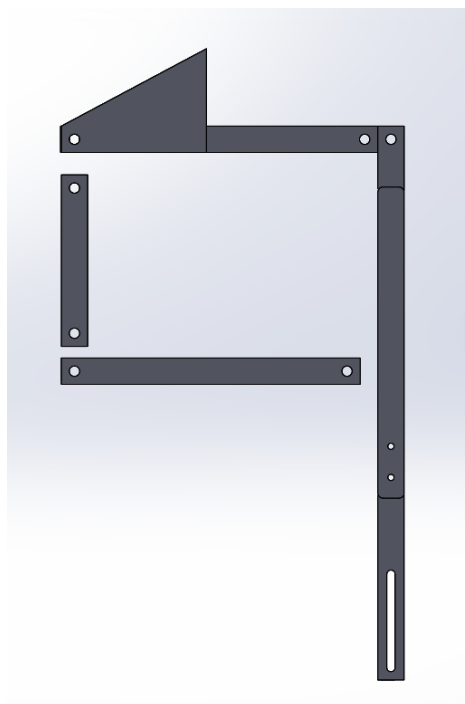


Figura 15 – Mecanismo de 4 barras utilizado no joelho.

No sistema temos a barra fixa R1 com um comprimento de 280 mm, a barra R2, com o comprimento de 140 mm, a barra R3 com comprimento de 263 mm e por fim, a barra R4 com um comprimento de 162 mm. O sistema pode ser simplificado para o seguinte esquema da Figura 16, que será utilizado para a modelagem matemática.

Fonte: O Autor (2021)

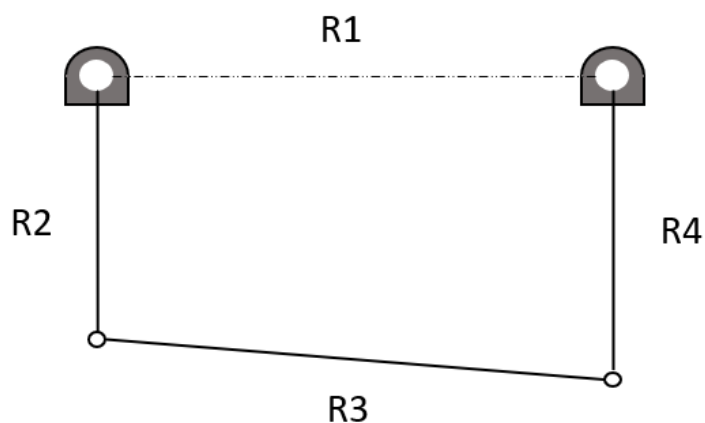


Figura 16 – Mecanismo de 4 barras simplificado.

Vale ressaltar, que a barra R4 possui uma extensão que foi acrescentada para apoiar a perna do paciente. Essa extensão é regulável e foi desconsiderada para a

modelagem matemática, uma vez que não interfere no movimento do mecanismo. Para este estudo, foi considerada apenas a extensão entre a conexão com a barra R1 e a conexão com a barra R3.

Com esses dados, é possível aplicar o modelo desenvolvido em Uicker, Pennock & Shigley (2003), obtendo as seguintes equações:

$$S = (78,4 \times 10^3 + 19,6 \times 10^3 - 78,4 \times 10^3 \cos \theta_2)^{1/2} \quad (16)$$

$$\beta = \cos^{-1} [(78,4 \times 10^3 + S^2 - 19,6 \times 10^3) / (560 S)] \quad (15)$$

$$\varphi = \cos^{-1} [(69,169 \times 10^3 + S^2 - 26,244 \times 10^3) / (526 S)] \quad (17)$$

$$\lambda = \cos^{-1} [(26,244 \times 10^3 + S^2 - 69,169 \times 10^3) / (324 S)] \quad (18)$$

$$\gamma = \pm \cos^{-1} [(69,169 \times 10^3 + 26,244 \times 10^3 - S^2) / (42,603 \times 10^3)] \quad (19)$$

O sistema de equações foi utilizado para realizar a simulação das saídas das barras, de acordo com o valor do ângulo θ_2 da barra de entrada. Foram incrementadas as equações (9) e (11) e obteve-se a curva da Figura 17 que representa a barra R4, utilizada como principal na reabilitação:

Fonte: O Autor (2021);

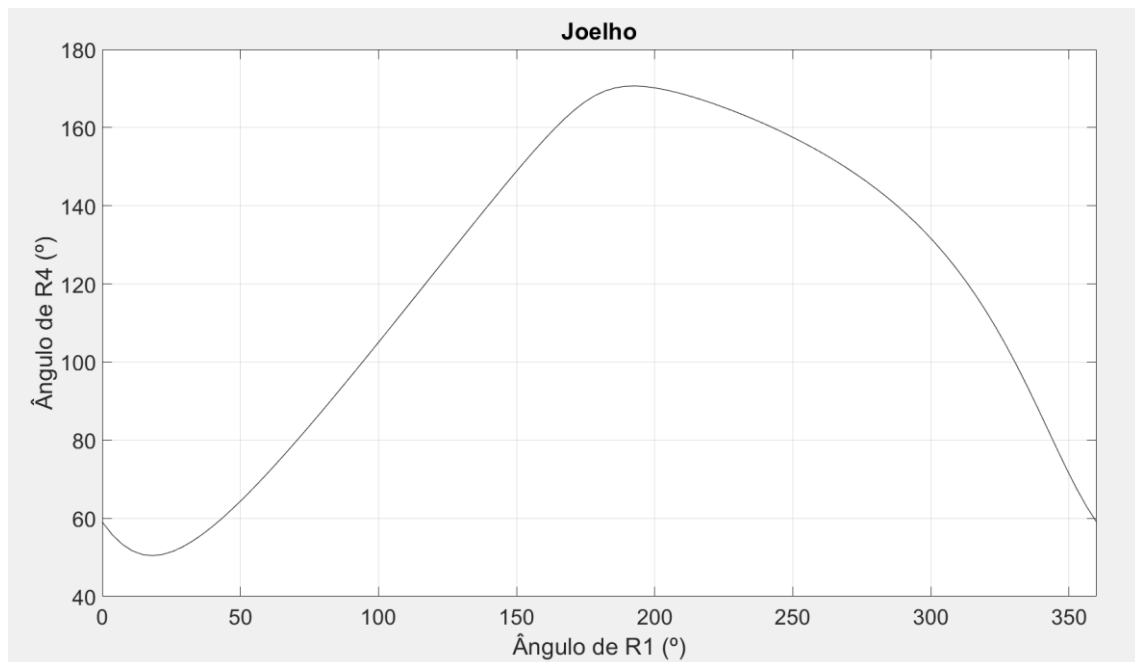


Figura 17 – Curva obtida para θ_4 em função de θ_2 no mecanismo do joelho.

Foram feitas também simulações no software SolidWorks, com o objetivo de demonstrar graficamente as posições das 3 barras de acordo com o ângulo da barra de entrada R2. Para esta comparação, foram utilizados os pontos em que θ_2 vale 90° , 180° , 270° e 360° respectivamente, conforme demonstrado na Figura 18.

Fonte: O Autor (2021);

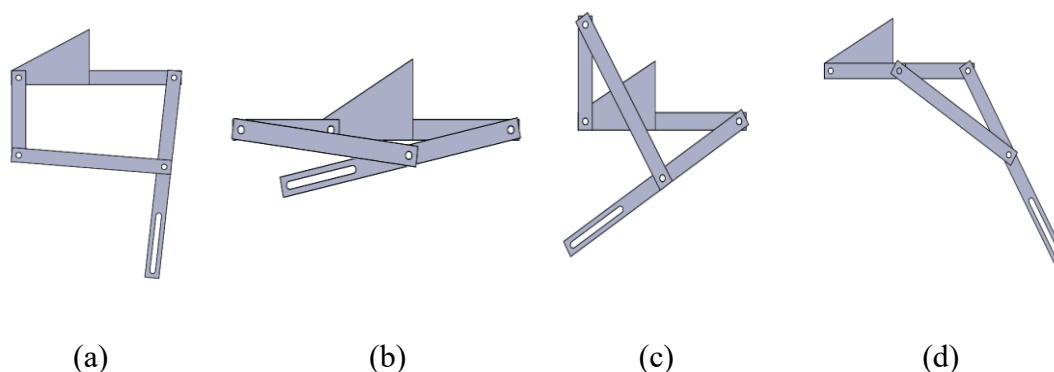


Figura 18 – (a) $\theta_2 = 90^\circ$; (b) $\theta_2 = 180^\circ$; (c) $\theta_2 = 270^\circ$; (d) $\theta_2 = 360^\circ$.

A mesma análise matemática foi feita para o mecanismo utilizado para a reabilitação do tornozelo. A tabela a seguir apresenta as dimensões das barras envolvidas:

Tabela 1 – Comprimentos das barras do tornozelo;

	R1 (mm)	R2 (mm)	R3 (mm)	R4 (mm)
Tornozelo	273	104	235	164

Fonte: Adaptado de RODRIGUES (2017);

As equações do modelo Uicker, Pennock e & Shigley (2003), foram aplicadas. A partir delas, foi feita a análise comparativa entre a barra de entrada R2 e a barra que há o contato com o membro inferior, R4.

Foi levantada a curva dos ângulos θ_2 e θ_4 , para assim comprovar o movimento oscilatório de R4 em função do movimento de rotação de R2. Na Figura 19 é apresentado o gráfico obtido para o mecanismo.

Fonte: O Autor (2021);

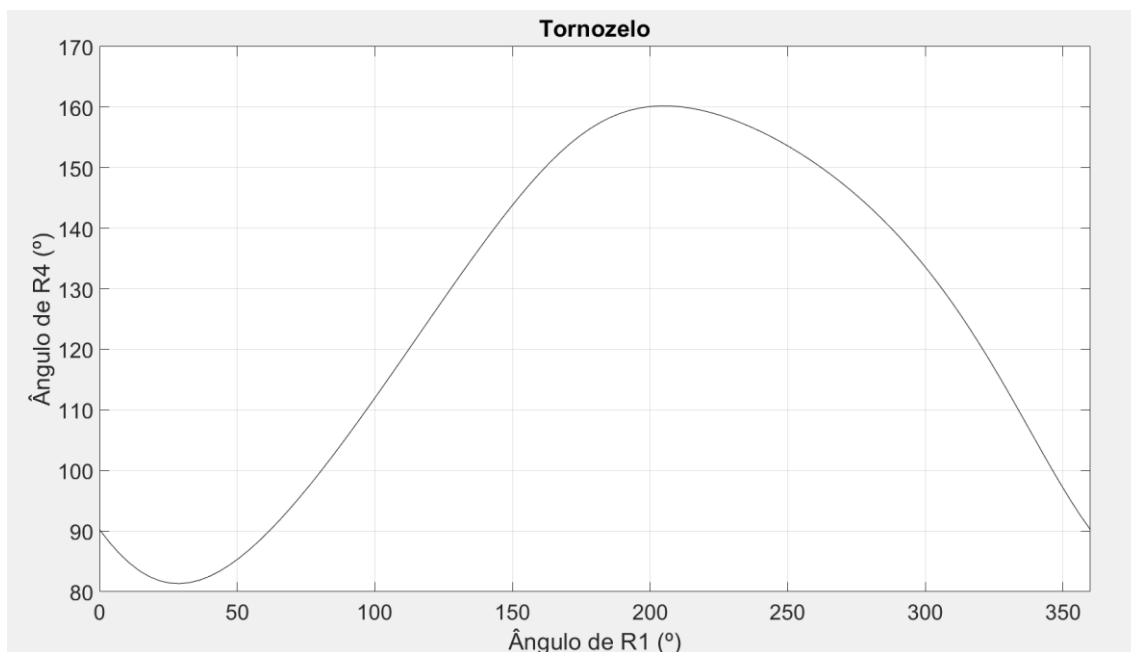


Figura 19 – Curva obtida para θ_4 em função de θ_2 no mecanismo do tornozelo.

5.2. Análise de pontos de otimização

A análise de possíveis pontos de melhorias na estrutura ReGear foi feita a partir de relatos dos desenvolvedores da estrutura, dos pacientes que a utilizaram e de análises dinâmicas realizadas com a estrutura em trabalho.

O primeiro ponto de melhoria apontado foi a necessidade do desenvolvimento de uma carenagem. O objetivo desta carenagem na estrutura é proteger os usuários que estão realizando fisioterapia e também proteger o próprio sistema de engrenagens e correntes, pois o contato de poeira e umidade prejudicam a sua lubrificação e um contato físico pode causar danos à estrutura.

Outro ponto detectado é a troca da correia que faz a transmissão do movimento entre a engrenagem ligada ao motor e o encoder que faz a coleta de dados do movimento. Também neste sistema, foi verificado que as polias não estão alinhadas, dessa forma, a correia está sujeita a uma tensão para a qual não foi projetada.

Além disso, foi apontado pelos desenvolvedores da estrutura a necessidade de alterar o mecanismo de acionamento de forma que fosse possível utilizar a estrutura em ambos os membros inferiores.

As limitações relacionadas ao COVID-19 impuseram restrições aos acessos no laboratório onde a estrutura está presente. Como o modelo em CAD da estrutura estava divergente do modelo real, foi necessário realizar correções nas dimensões e posicionamentos das peças, para que o projeto fosse continuado de forma remota.

5.2.1. Projeto da Carenagem

Como dito anteriormente, um dos requisitos do projeto era desenvolver um sistema de proteção para o conjunto de engrenagens e correntes. Essa proteção se dá por meio de uma carenagem, que cobre toda a extensão da corrente. O projeto foi inicialmente realizado no *software* SolidWorks para posteriormente ser realizada a validação na estrutura mecânica e adaptação caso necessário.

A carenagem foi desenvolvida tendo como base as três engrenagens envolvidas no sistema de acionamento. Como a posição destas ditam também a posição das correntes, o centro e o raio de cada uma foram tomados como referência para o desenvolvimento.

A Figura 20 representa o protótipo desenvolvido para a peça:

Fonte: O Autor (2021);

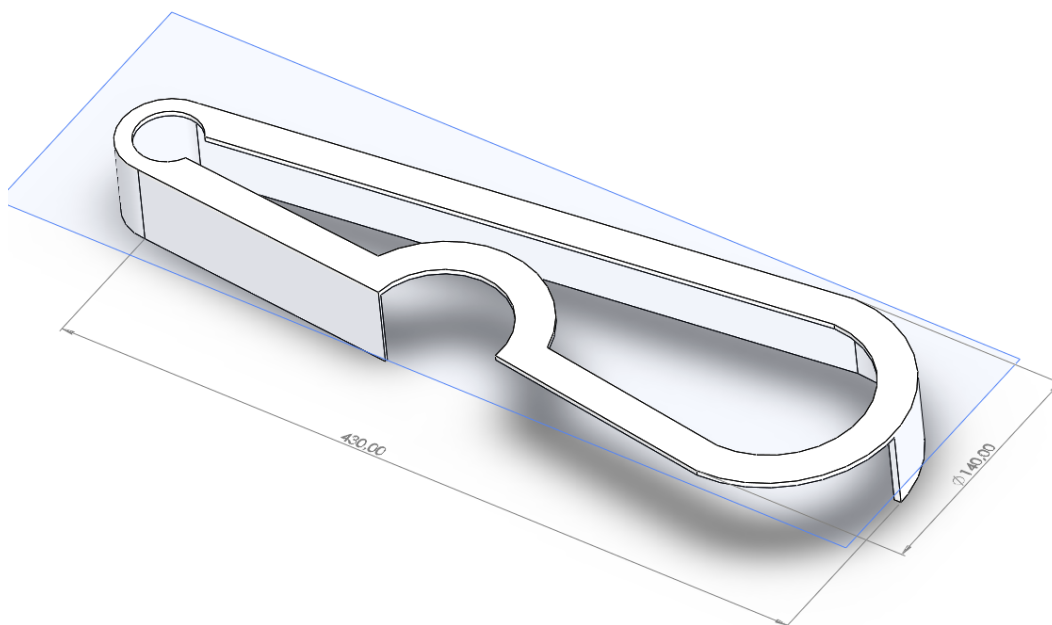


Figura 20 – Projeto desenvolvido para a Carenagem no SolidWorks, com dimensões base em milímetros.

A carenagem é uma peça que não está sujeita a esforços mecânicos significativos, somente aos gerados pelo seu peso. Por isso mesmo, definiu-se que esta seria produzida utilizando a impressão 3D. O material definido foi o ABS.

A fixação da carenagem foi realizada aproveitando furos já presentes na estrutura ReGear. Foram utilizadas duas mãos francesas que foram produzidas de forma isolada, pois poderiam prejudicar a impressão da carenagem.

Na Figura 21, temos as fotos do resultado final da carenagem fixada na estrutura.

Fonte: O Autor (2021);

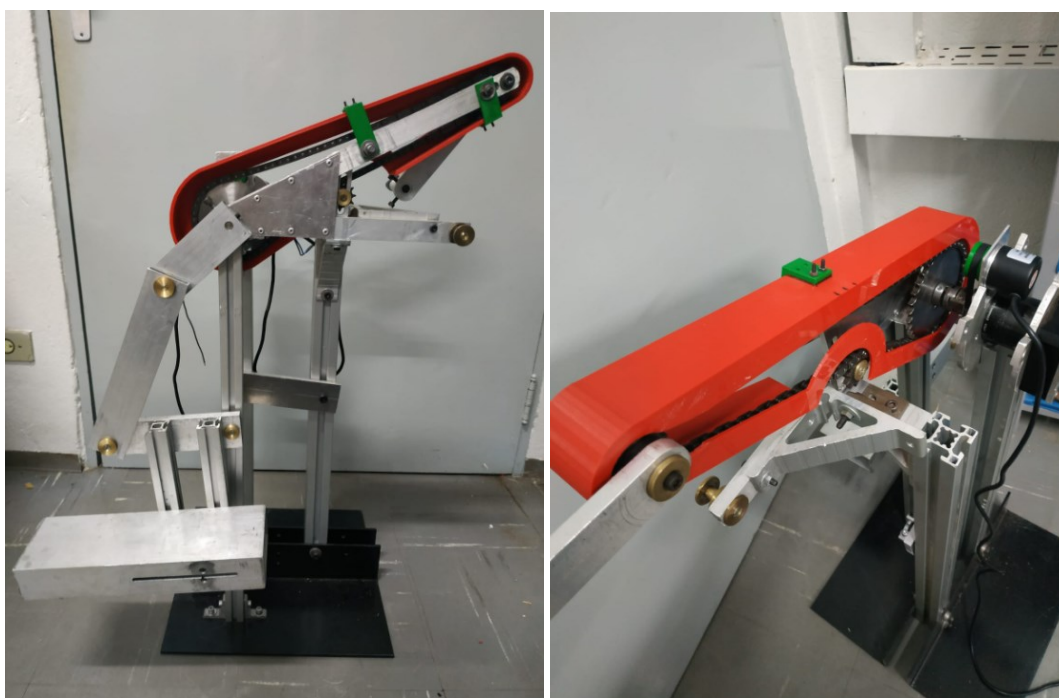


Figura 21 – Fotos da Carenagem instalada na estrutura.

5.2.2. Manutenção do sistema de correias e polias

O sistema de polias e correia desta estrutura tem um papel importante, realizar a transmissão do movimento do eixo da engrenagem para que a coleta de dados possa ser realizada pelo encoder. O sistema é formado por duas polias sincronizadas e uma correia que faz a transmissão do movimento.

O primeiro problema já evidente é que a correia antigamente utilizada não era ideal, pois era uma correia aberta, cortada no tamanho correto e que foi unida com cola e fitas. Com isso, constantemente a correia se separava no ponto de união, prejudicando o processo de reabilitação.

Com o objetivo de encontrar a melhor correia para o sistema, foi necessário primeiro realizar um estudo do sistema previamente projeto. Utilizando um paquímetro, foram obtidas as medidas do diâmetro primitivo e largura das peças, além da distância entre os centros das polias. Foi feita uma análise em conjunto com o código da correia que estava sendo empregada para se obter o passo e altura dos dentes. A Tabela 2 apresenta os valores obtidos.

Tabela 2 – Valores mensurados para as polias;

Polia Superior		Polia Inferior	
Característica	Valor (mm)	Característica	Valor (mm)
Diâmetro primitivo	25,15	Diâmetro primitivo	25,40
Largura	9,9	Largura	9,9
Passo	2,032	Passo	2,032

Fonte: O Autor (2021)

O código da correia utilizada é o MXL 025, com esse código é possível obter os valores de largura e passo, apresentados na Tabela 2.

Com as informações obtidas é possível calcular o comprimento da correia a ser utilizada. A equação 20, é utilizada para fazer esse cálculo quando se há duas polias com diâmetros primitivos diferentes (OLIVEIRA FILHO, 2014):

$$\ell = 2C + 1,57(D + d) + \frac{(D-d)^2}{4C} \quad (20)$$

Sendo:

- ℓ - Comprimento da correia;
- C – Distância entre os centros;
- D – Diâmetro maior;
- d – Diâmetro menor;

Fazendo as substituições na fórmula, obtém-se o comprimento total de 193,70 mm. Observando os catálogos dos fornecedores de correias MXL, a referência da correia mais próxima que é encontrado é a 760 MXL 025, com o perímetro de 193,04 mm.

A grande problemática na utilização desta correia é que por ser muito específica e pouco utilizada, não é facilmente encontrada em estoques, tornando seu custo alto. Como solução para o problema foi necessário encontrar uma correia comercial com características semelhantes a até então utilizada.

A correia encontrada e que tem características próximas é a GT2 200mm. Por ser utilizada em impressoras 3D, esta é facilmente encontrada nos comércios locais e no e-commerce. Em um levantamento feito, constatou-se que a correia GT2 custa até 90% a menos que as correias MXL.

A *Tabela 3* apresenta uma comparação das características das duas correias.

Tabela 3 – Comparação entre a correia ideal e a correia substituta;

	MXL	GT2	Variação (%)
Perímetro (mm)	193,04	200	3,59
Altura (mm)	1,14	1,38	21,053
Largura (mm)	6,35	6	5,512
Passo (mm)	2,032	2	1,575
Número de dentes (mm)	96	100	4,167
Altura dos dentes (mm)	0,51	0,75	47,059

Fonte: O Autor (2021);

Em testes práticos, constatou-se que a variação destes parâmetros prejudicava a coleta de dados por meio do encoder, principalmente por conta da diferença do perímetro das correias. A nova correia é maior que a correia original, estava apresentando folga e não estava sob tensão constante. Com isso, em diversos momentos detectou-se que estava ocorrendo deslizamento no sistema.

Uma outra correção essencial no sistema, é o alinhamento entre as polias. Conforme a Figura 22 os centros das polias não estão situados no mesmo plano transversal. O resultado é um esforço mecânico para o qual a correia não foi projetada, que causa desgaste prematuro e consequente rompimento da mesma.

Fonte: O Autor (2021);

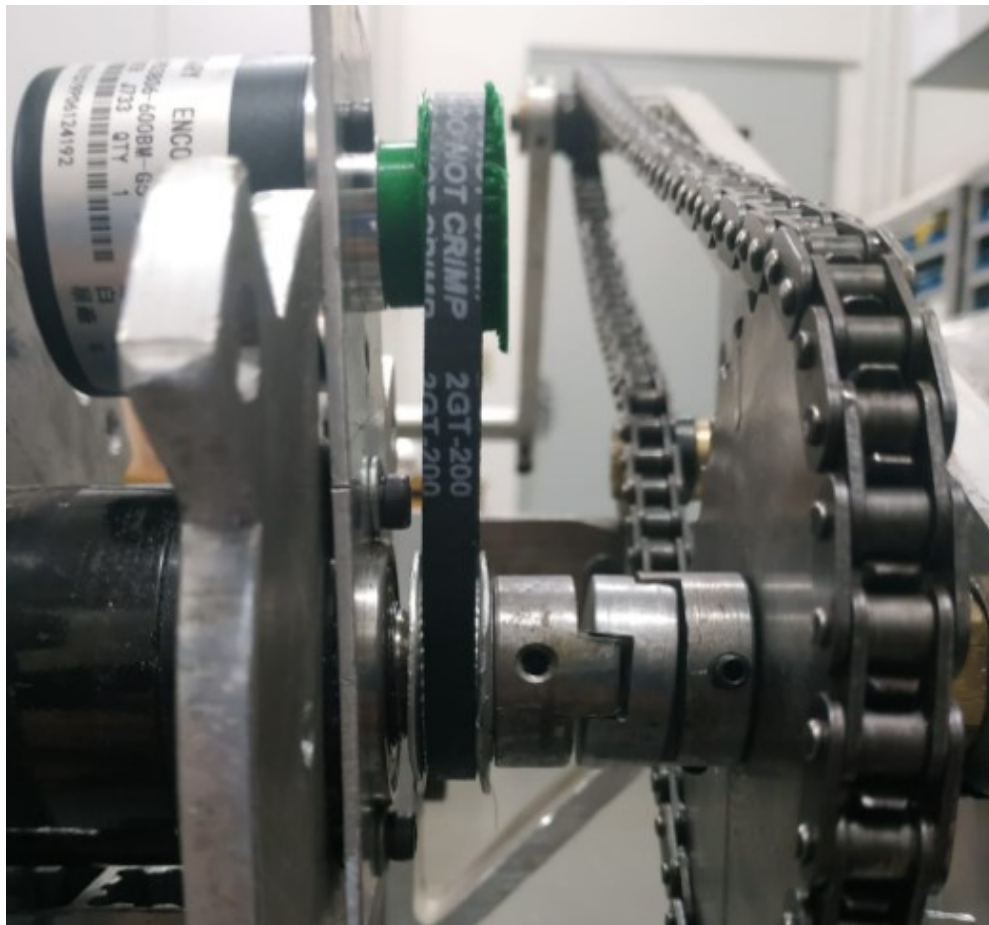


Figura 22 - Polias desalinhadas.

A solução encontrada foi alterar o projeto da polia superior, adequando seu diâmetro e formato. Dessa forma, não será necessário alterar nenhuma outra peça.

Para projetar a nova polia, foi obtido o modelo CAD da peça. O modelo é facilmente encontrado ao se buscar com o código de referência (GT2) nos sites dos fabricantes.

A *Figura 23* apresenta o resultado final do projeto da polia.

Fonte: O Autor (2021);

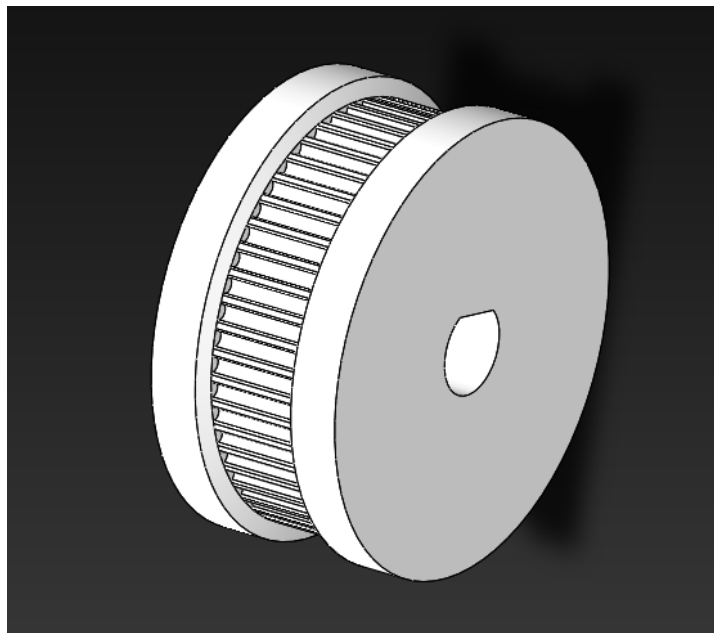


Figura 23 – Modelo CAD da polia desenvolvida.

A polia foi produzida utilizando a impressão em 3D utilizando o material ABS. A Figura 24 apresenta o resultado final do sistema de polias e correias.

Fonte: O Autor (2021);

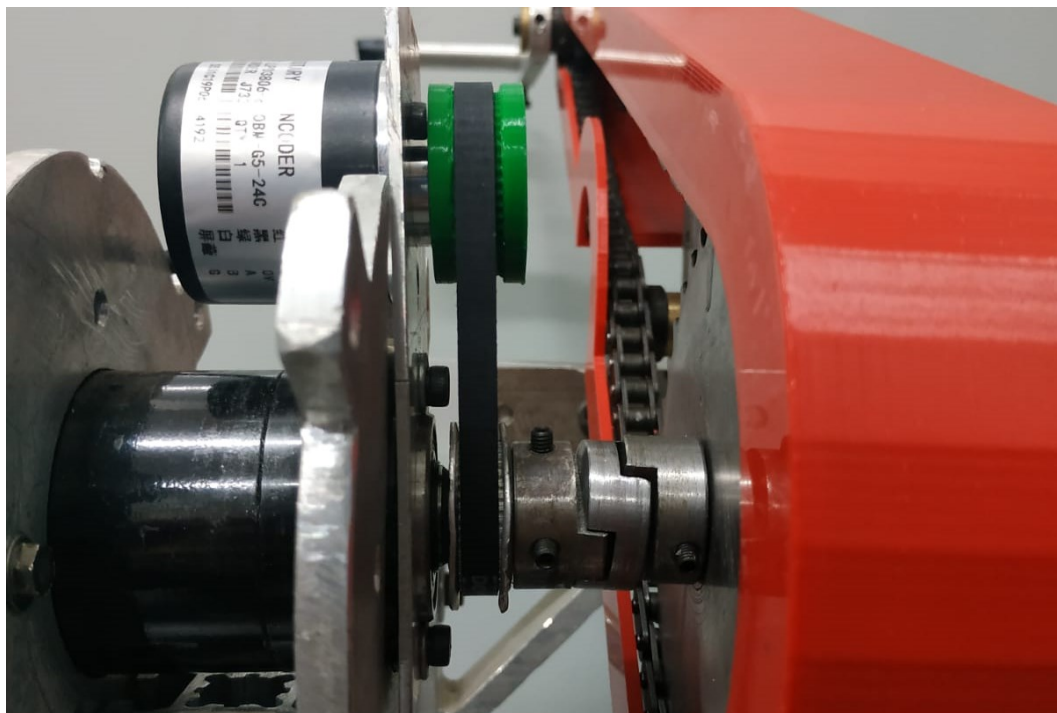


Figura 24 – Fotos do novo sistema de polias e correias na estrutura.

5.2.3. Projeto da manivela dupla

O projeto da estrutura ReGear foi feito para que a reabilitação fosse feita em apenas um dos lados, no caso o direito. Porém esta pode ser adaptada para ser utilizada nos dois lados.

A adaptação foi definida realizando o projeto de uma manivela que pode ser acionada tanto com a mão esquerda quando com a mão direita. Existe uma ergonomia na estrutura que permite que tanto a perna direita quanto a esquerda sejam colocadas no suporte, porém a ergonomia é quebrada ao se tentar acionar a alavanca quando se está fazendo a fisioterapia na perna esquerda.

No desenvolvimento do projeto, buscou-se uma forma de reaproveitar as peças já presentes no mecanismo original, com o objetivo de diminuir o investimento necessário no projeto e o tempo de espera para a produção. Na Figura 25, temos a representação do sistema original no software SolidWorks, onde a corrente que faz a transmissão entre as engrenagens foi representada pela linha azul.

Fonte: O Autor (2021);

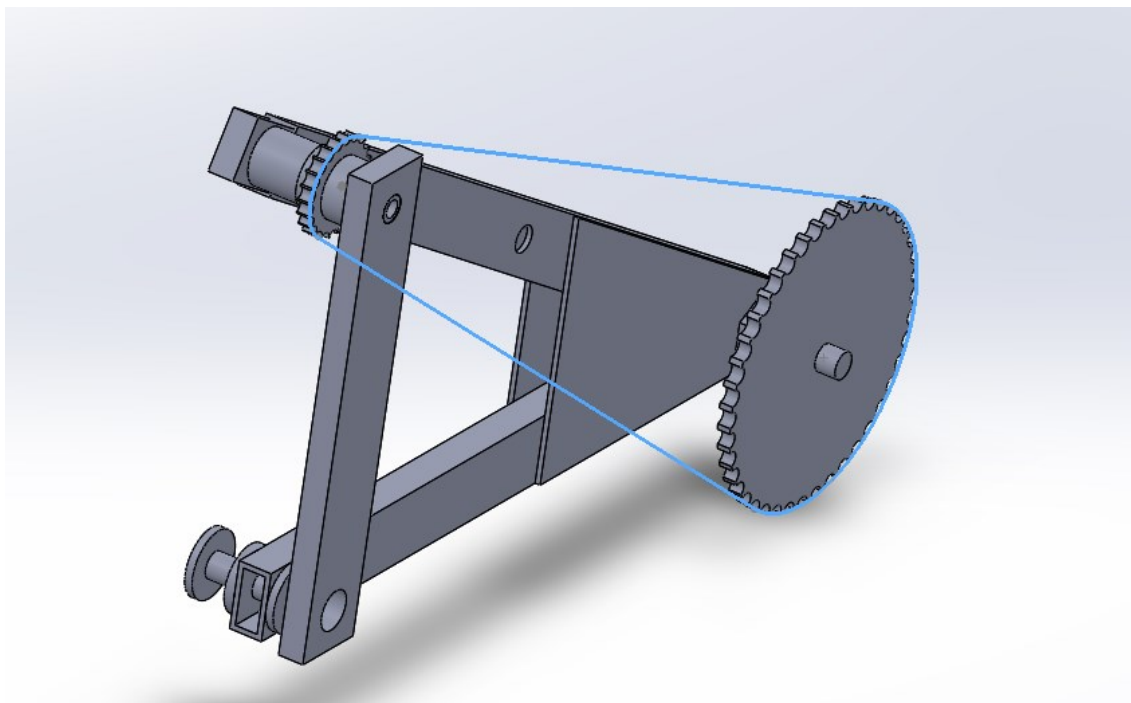


Figura 25 - Sistema de acionamento original.

Com a análise dos mecanismos, foi possível aproveitar duas das três peças, sendo necessário desenvolver uma peça que contém um eixo que transmite o movimento de um

lado ao outro, uma peça posicionada no lado esquerdo do mecanismo, que se conecta ao eixo e a nova manivela instalada, e uma peça de suporte. A Figura 26 apresenta as peças desenvolvidas.

Fonte: O Autor (2021);

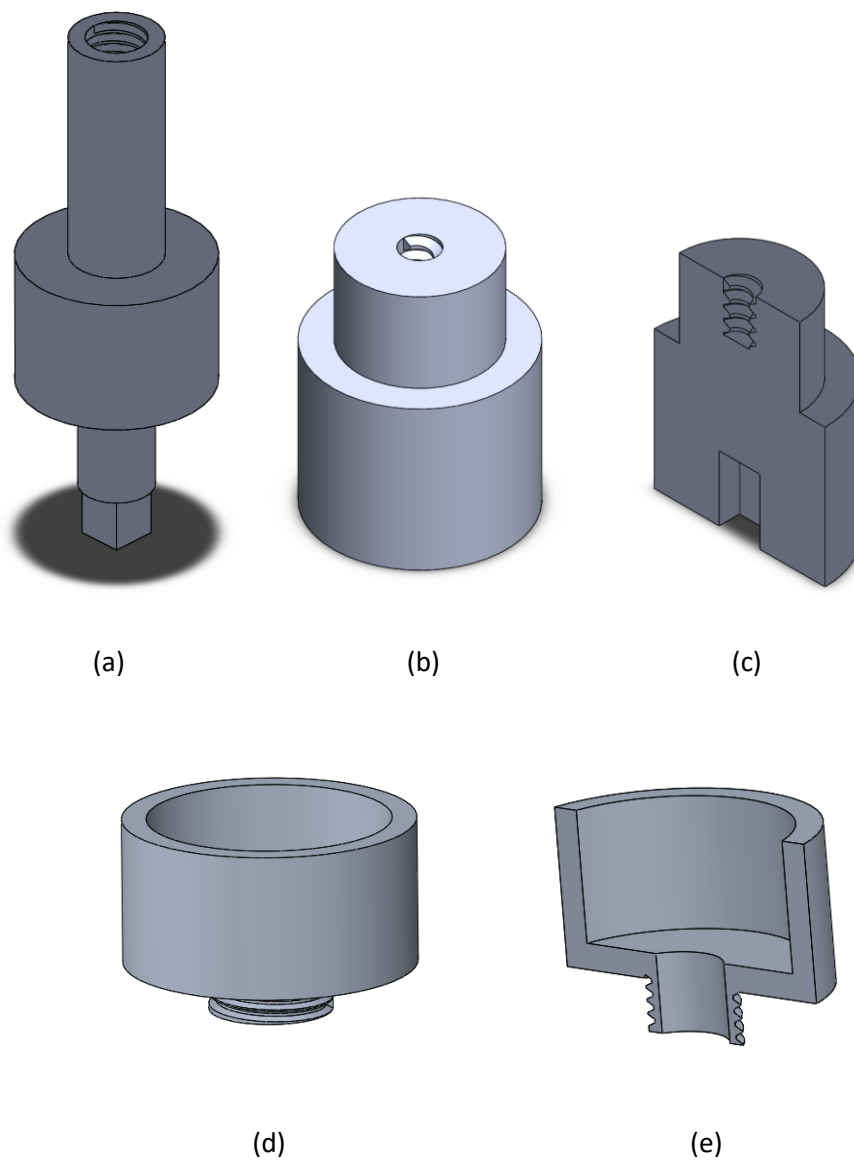


Figura 26 – (a) Peça 1; (b) Peça 2; (c) Peça 2 com corte transversal; (d) Peça 3; (e) Peça 3 com corte transversal.

Por fim, temos o resultado final da adaptação, apresentado no software SolidWorks na Figura 27. Já na Figura 28, tem-se uma vista explodida da montagem do mecanismo.

Fonte: O Autor (2021);

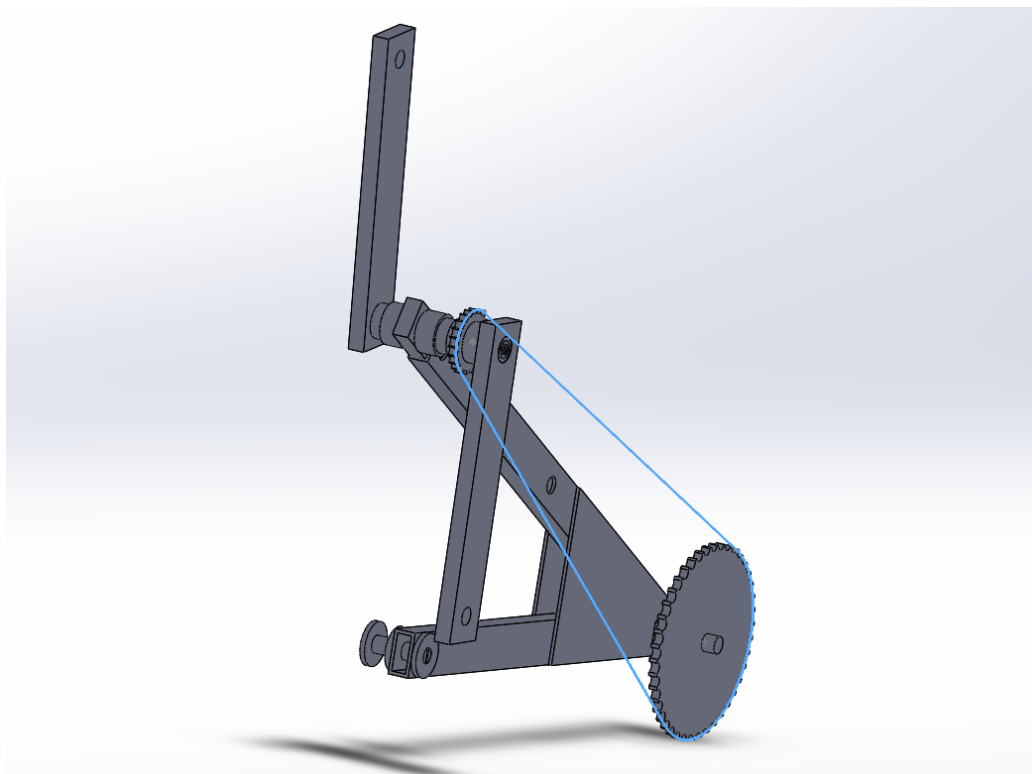


Figura 27 – Manivela dupla projetada.

Fonte: O Autor (2021);

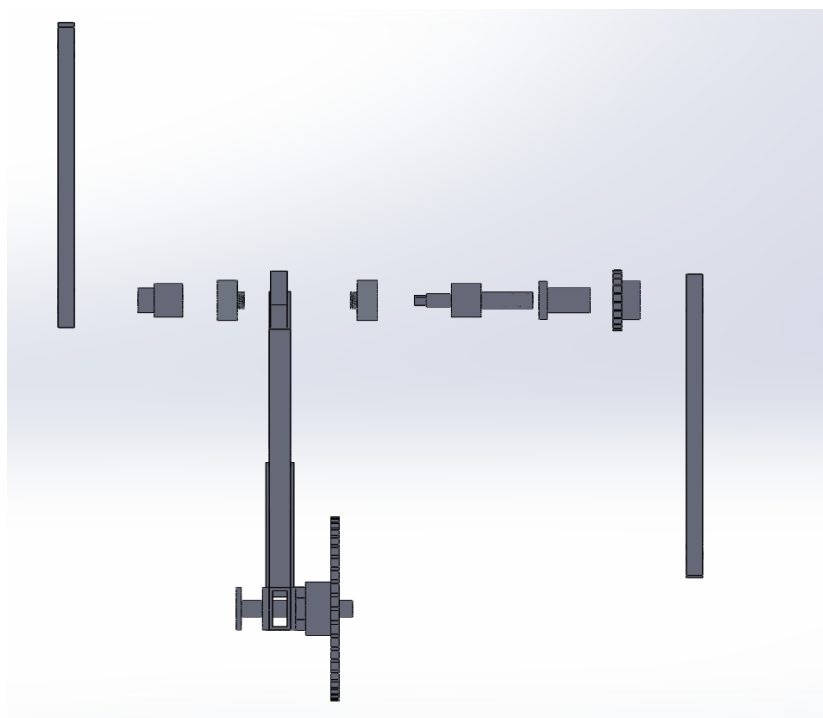


Figura 28 - Manivela dupla explodida.

5.3. Interface computacional

A estrutura ReGear, foi equipada com um sistema para controle do movimento realizado e coleta de dados. Esse sistema é formado por um encoder incremental LPD3806 e um motor DC.

Um modo de realizar a interface da estrutura, é a partir da aplicação de jogos sérios. Basicamente, um jogo é desenvolvido e estruturado com base nas possíveis movimentações da estrutura. A essência do jogo, é pensada de forma a ativar algum princípio envolvido no processo de fisioterapia.

A função da utilização de jogos é gerar uma interação entre o paciente e a fisioterapia, humanizando o tratamento, que muitas vezes é dolorido e exaustivo. Além disso a utilização de jogos sérios trabalha de maneira conjunta os estímulos cognitivos importantes em idosos e pessoas com deficiências mentais.

5.3.1. Coleta de dados

Inicialmente, existe a necessidade de fazer a coleta de dados para o posterior envio para os jogos e controle do movimento. Para realizar esse papel, foi utilizado um Arduino Mega, conectado com os dispositivos utilizados.

O encoder digital coleta os dados da engrenagem principal da estrutura. Dessa forma, foi desenvolvido um algoritmo, onde sempre que há a execução do movimento, o encoder irá enviar o sinal ao Arduino que irá processar a informação e enviar para a comunicação com o jogo.

A interação entre os jogos e os usuários normalmente é feita utilizando mouse, teclado ou controle específico para esta tarefa. Portanto, para a comunicação com o Arduino é necessário um tipo de interação dessa forma. Para isso foi utilizado a comunicação serial fornecida pelo microcontrolador e em determinado estímulo, configurado de acordo com o jogo, será enviada uma mensagem ao jogo, simulado o pressionar de uma tecla.

5.3.2. Game Jumping Jack

O primeiro jogo desenvolvido para esta interface é o *Jumping Jack* (Figura 29) um jogo de plataforma 2D. Este jogo se baseia no princípio de captar a movimentação da estrutura em um mesmo sentido definido como horário.

Fonte: O Autor (2021);

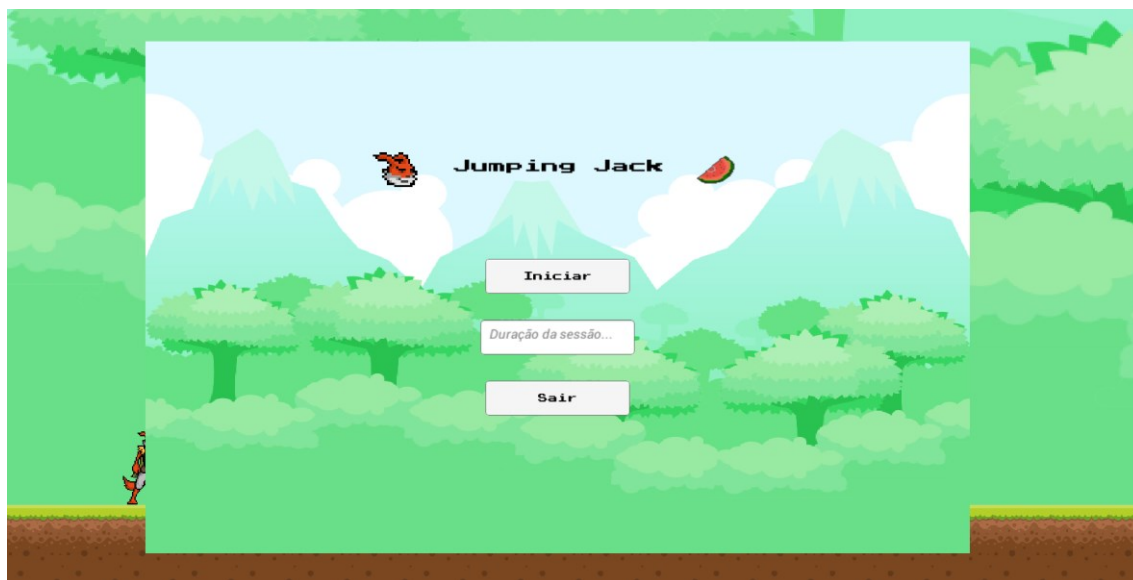


Figura 29 – Imagem do Game Jumping Jack.

A mecânica do jogo é simples. Um personagem em movimento contínuo se depara com obstáculos e premiações. Durante o movimento, o personagem deve pular para evitar os obstáculos e coletar os pontos. A premissa do jogo é fazer com que o usuário que está realizando a fisioterapia tenha uma ativação controlada do movimento. Dessa forma, o paciente irá trabalhar o movimento de fisioterapia em movimentos variáveis.

Apesar do jogo já estar desenvolvido, alguns elementos estavam faltando. O principal deles eram os áudios que não estavam inseridos no game. Foram buscados em bibliotecas abertas, sons de fundo para o jogo, para a tela principal, efeitos sonoros de pulo e pontos, além de fim de jogo.

O áudio do jogo foi inserido utilizando a plataforma de desenvolvimento de jogos Unity, sendo que os componentes foram criados utilizando a própria interface e os controles de áudio foram programados utilizando o software Microsoft Visual Studio, que permite a programação em C++.

5.3.3. Escaping Adventure

Uma das propostas do projeto era o desenvolvimento de um novo jogo para interação com o paciente durante a fisioterapia, com base nos princípios da reabilitação articular.

Para o desenvolvimento do game, foi utilizado também o software Unity 3D (versão 2019.1.10f1). Essa plataforma oferece ferramentas de criação que agilizam a criação de componentes dos jogos. Além disso é uma plataforma que permite a utilização de bibliotecas e objetos compartilhados pela comunidade desenvolvedora. A Figura 30 apresenta uma visão geral dessa ferramenta.

Fonte: O Autor (2021);

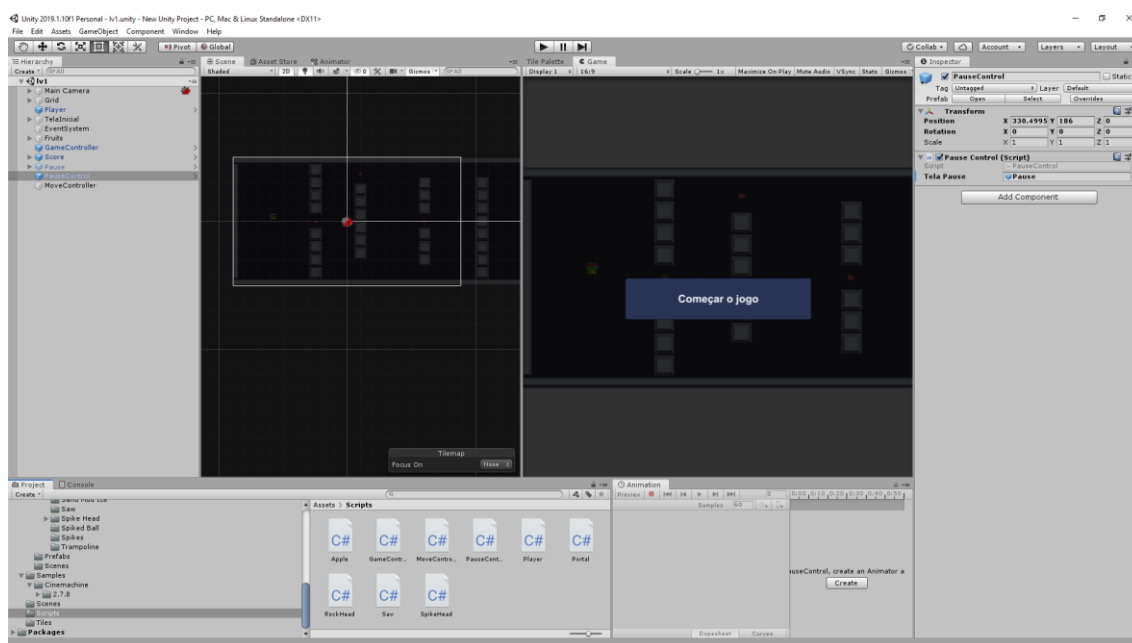


Figura 30 – Plataforma Unity 2019.1.10f1.

O software Unity permite a integração da interface gráfica de desenvolvimento com programação em linhas de código. Utilizando a linguagem C++, com o padrão POO, é possível gerar interações entre os componentes criados.

Nomeado *Escaping Adventure* o jogo foi desenvolvido em plataforma 2D onde o jogador tem uma visão em duas dimensões do personagem e demais objetos presentes.

O jogo foi definido em diversas etapas denominadas fases. Cada uma possui a sua particularidade e seu nível de dificuldade que é incrementado conforme o paciente vai

avanzando. Com isso, é possível ir aumentando o nível de trabalho do paciente conforme o tempo passa.

A estrutura ReGear, possui apenas um grau de liberdade, portanto foi necessário desenvolver uma mecânica de jogo que se adequasse à essa limitação. Como no jogo *Jumping Jack* a movimentação se dava de acordo com a utilização da manivela no sentido horário foi definido que no *Escaping Adventure* seria aplicado um movimento em duas maneiras.

A câmera principal do jogo foi posicionada sobre o eixo Z e perpendicular ao plano XY. Assim, o jogador terá uma visão de cima do seu personagem, inspirado em games clássicos como o PACMAN.

Sendo o jogo desenvolvido em uma visão 2D, o personagem possui uma movimentação em 2 graus de liberdade, o deslocamento ao longo do eixo X e do eixo Y. Todas as rotações foram bloqueadas. Para se adequar ao único grau de liberdade da estrutura, foi programado o movimento automático do personagem no eixo X. Por conseguinte, ao iniciar o game, o personagem se movimenta para frente, em uma velocidade pré-definida. Na Figura 31 há a representação do movimento do personagem ao longo dos eixos.

Para movimentar o personagem ao longo do eixo Y o paciente deve realizar a rotação do mecanismo de quatro barras que irá acionar o encoder. Quando o movimento acontecer no sentido horário, o personagem será deslocado na direção positiva de Y, e o movimento anti-horário desloca o personagem na direção negativa de Y. Dessa forma, está sendo aplicado o princípio de alternância dos movimentos articulares para a fisioterapia do paciente.

Fonte: O Autor (2021);

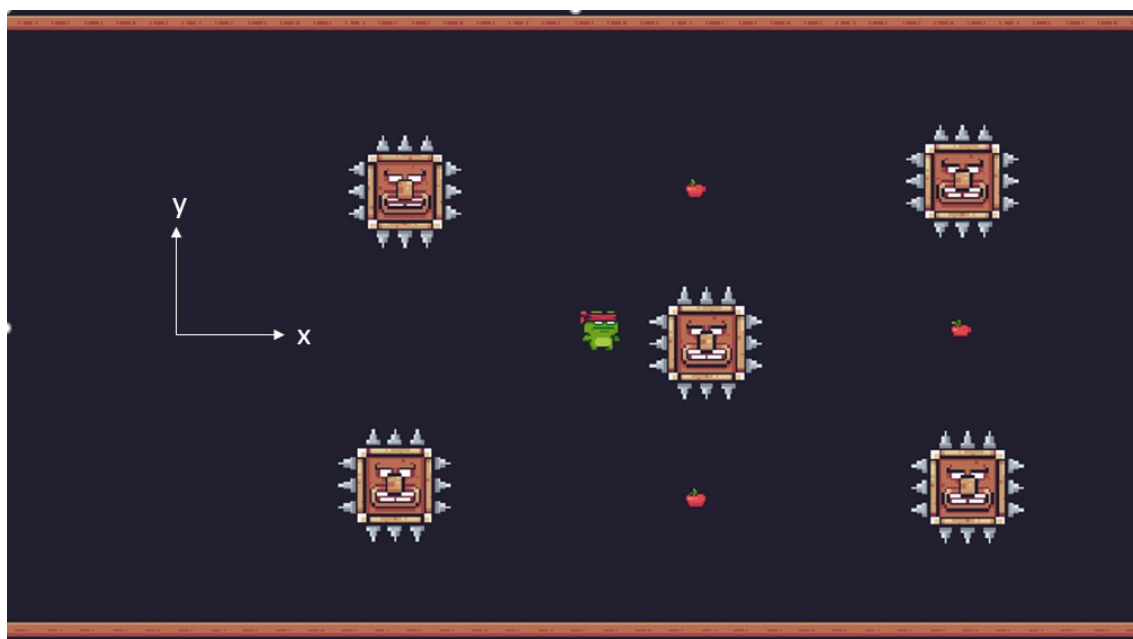


Figura 31 – Movimentação e referência dos eixos.

Foram desenvolvidos para o jogo diversos componentes chamados de sprites na plataforma Unity. Esses objetos são acrescentados para dar dinâmica ao jogo, tornando-o divertido e facilitando o trabalho de reabilitação. Os principais componentes adicionados no *Escaping Adventure* foram as frutas, armadilhas e portais.

As frutas são consideradas o prêmio de cada fase, onde o usuário coleta-as para aumentar a pontuação do jogo. Elas foram posicionadas estrategicamente para trabalhar o princípio da reabilitação. Assim, é possível estimar o trabalho realizado pelo paciente de acordo com sua pontuação final em cada fase. As armadilhas, são elementos que devem ser evitados. Do mesmo modo que as frutas, foram posicionados para aumentar o nível de trabalho da fisioterapia, estimulando a alternância do movimento.

Já os portais são componentes posicionados no final de cada fase permitindo que o jogador passe para o próximo nível onde terá uma dificuldade maior. Tanto o espaço de cada fase, como os componentes presentes nela foram escolhidos e posicionados de acordo com a dificuldade que se espera, sendo que vai aumentando conforme o tempo. O objetivo dessa variação é ir exigindo cada vez mais do paciente e aumentar os ganhos da fisioterapia aos poucos.

Cada componente é visto pelo compilador como sendo um objeto de uma classe específica na POO. Por isso foram programados atributos específicos para cada um, além de métodos que fazem a interação entre os demais objetos.

Também foi adicionado um componente chamado “*MoveController*”. Esse objeto não faz parte da interação com o personagem e não é possível visualizá-lo durante a execução. Sua função é fazer a comunicação entre o jogo e o Arduino que recebe os dados do encoder.

Como dito anteriormente, a plataforma Unity foi desenvolvida para se comunicar com periféricos como o teclado ou o mouse e não existe uma biblioteca específica para se comunicar com o Arduino. Foi necessário desenvolver um algoritmo em C++ para que o personagem se movimentasse conforme o encoder gira.

No próprio código Arduino foi inserido uma relação onde o microcontrolador compara a posição atual com a posição anterior. Com essa informação, ele processa se o movimento está sendo no sentido horário, anti-horário ou se não está tendo movimento. Em cada caso ele envia um caractere para a comunicação serial, sendo “U” (up), “D” (down), “S” (stop) respectivamente.

As informações enviadas são coletadas pelo objeto “*MoveController*”, que assim direciona o comando para o personagem. No Apêndice A, é possível observar de maneira detalhada o algoritmo utilizado para movimentação do personagem.

No jogo *Escaping Adventure*, também foram adicionados métodos para armazenamento de dados. Desse modo, no decorrer da fisioterapia, informações como a data, tempo gasto, pontuação de cada fase e número de tentativas são salvas em arquivos ‘txt’ e relacionadas com o nome do jogador. O objetivo é permitir que o responsável pelo paciente possa acompanhar sua evolução ao longo do processo de fisioterapia.

6. CONCLUSÃO

O presente trabalho proporcionou melhorias para uma estrutura que já tinha sido previamente desenvolvida. A partir de adaptações foi possível realizar correções e otimizações sem a necessidade de desenvolver um novo projeto do zero.

O sistema de manivela dupla conseguiu cumprir o seu objetivo de proporcionar a aplicação do mecanismo de quatro barras para reabilitação em qualquer um dos lados do corpo de maneira fácil e rápida sem necessidade de alterações na estrutura a cada vez que for mudar, facilitando a vida do paciente e de quem acompanha a fisioterapia.

As demais otimizações realizadas também fizeram diferencial para o bom funcionamento e durabilidade da estrutura. No que diz respeito à nova polia e correia sua troca foi essencial para garantir o funcionamento correto do sistema de coleta de dados, além de reduzir a necessidade de manutenção, uma vez que agora estão dimensionadas para os esforços ao qual foram produzidas para suportar. Já a carenagem garante a segurança de quem está utilizando a estrutura, além de proteger a corrente da umidade, poeira e choques físicos.

Por fim, os desenvolvimentos de jogos efetuados para a interface permitem a imersão e melhor utilização do mecanismo de reabilitação. Com isso, o que se tem é um processo de fisioterapia mais natural e agradável. Além disso, a interface de resultados criada proporciona um registro essencial das estatísticas geradas durante o movimento, permitindo o acompanhamento da evolução do paciente.

REFERÊNCIAS

DECHICHI, P. F., **Estudo de dois Dispositivos Robóticos para a Reabilitação da Marcha Humana**, 2017. 99f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia 2017. Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica.

DICKER Jr, J. J., PENNOCK, G. R., SHIGLEY, J. E., **Theory of Machines and Mechanisms**, d. Oxiford University Press, 3ª Ed., 2003, 734p.

ESCOLA ESTADUAL DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL – EEP. **Biomecânica e Cinesiologia**. Fortaleza, 2010, 43p.

KAPANDJI, A. I, **Fisiologia Articular Membro Inferior**, 5ª ed., Editorial Medica Panameri- cana, 2000.

MORRELL, A. L. G., The history of robotic surgery and its evolution: when illusion becomes reality. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, Rio de Janeiro, v. 48, n. 1, p. 1-1, jan. 2021

NORTON L. R., **Cinemática e Dinâmica de Mecanismos**. 1ª Ed., McGrall-Hill Companies, 2009, Nova Iorque, EUA.

OLIVEIRA, A. G.; OLIVEIRA FILHO, R. H. de; VIANA, R.; MARIANO, F. P., ESTUDO DA DINÂMICA DE UM MECANISMO DE QUATRO BARRAS COM O AUXÍLIO DA INFORMÁTICA. **VII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica: CONEM 2012**, Maranhão, p. 334-345, agosto 2012.

OLIVEIRA FILHO, R. H. de., **Elementos Flexíveis: Correias**. Goiânia: Ufg, 2014. Color.

OVANDO, A. C. **Acidente vascular encefálico: comprometimento motor dos membros inferiores e alterações na marcha**. Retirado de: <http://www.efdeportes.com/efd132/acidente-vascular-encefalico-na-alteracoes-na-marcha.htm>. Acesso em: 20.ago.2014

PLENTZ RDM, B. AG. **Reabilitação robótica em Fisioterapia no Brasil: da Ficção para a realidade**. In: Associação Brasileira de Fisioterapia Cardiorrespiratória e

Fisioterapia em Terapia Intensiva; Martins JA, Karsten M, Dal Corso S, organizadores. PROFISIO Programa de Atualização em Fisioterapia Cardiovascular e Respiratória: Ciclo 7. Porto Alegre: Artmed Panamericana; 2021. p. 9–35. (Sistema de Educação Continuada a Distância, v. 3).

PIASSAROLI, C. A. P; ALMEIDA, G. C; LUVIZOTTO, J. C; SUZAN, A. B. B. M. **Modelos de reabilitação fisioterápica em pacientes adultos com sequelas de AVC isquêmico.** Retirado de: <http://www.revistaneurociencias.com.br/edicoes/2012/RN2001/revisao%2020%2001/634%20revisao.pdf>. Acesso em 20.08.2014

PORTELA, Joana Paula. **Cinesiologia**. Sobral: Inta, 2016. 87 p.

REZENDE, O. P., PIVETTA, C. S., GRECHI, R., CAMPOS, M. L., BRANDAO, J. G. T., **Análise Dinâmica Computacional de Mecanismos de 4 Barras**, Nono Simpósio de Mecânica Computacional, 2010, São José del-Rei, Brasil.

RODRIGUES, I. S.; DIONISIO, J.; GONÇALVES, R. S., **DEVELOPMENT OF A SYSTEM FOR HUMAN GAIT ANALYSIS USING KINECT V2**. Proceedings Of The 25Th International Congress Of Mechanical Engineering, Uberlândia, v. 2019, n. 1337, out. 2019.

RODRIGUES, L. A. O., **Desenvolvimento de dispositivos não motorizados para reabilitação do membro inferior humano** 2017. 119 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

SANTOS, C. L. dos; FREITAS, F. F. P. de; XAVIER, M. L.; PIMENTEL, R. O.; CONCEIÇÃO, V. S. da; ROCHA, Â. M.; CARDOSO, H. S. P.; RODRIGUES, L. M. T. S., Robôs Cirúrgicos: Prospecção de Patentes Relacionadas a Aplicações Humanas. **Brazilian Journal Of Development**. Curitiba, p. .99881-99900. dez. 2020.

ZHANG, Y. **User-friendly walking assistance device able to walk on stairs safely**. 2017 *IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)* (2017): 839-844.

APENDICE A

Código utilizado para conectar o Arduino com o Game

```
using System.Collections;
using System.Collections.Generic;
using UnityEngine;
using System.IO.Ports;
using UnityEngine.UI;

[System.Serializable]
public class MoveController : MonoBehaviour
{
    SerialPort sp;
    public string tester;
    public GameObject player;
    public int Speed;
    private int position;
    private int old;
    public int velocity;

    // Start is called before the first frame update
    void Start()
    {
        sp = new SerialPort("\\\\.\\COM4", 9600);
        sp.Open();
        sp.ReadTimeout = 1;
        sp.DiscardInBuffer();
        tester = "";
    }

    // Update is called once per frame
    void Update()
    {
        try
        {
            tester = sp.ReadLine();
            //old = position;
            //position = int.Parse(tester);
            //velocity = (position - old);
            Debug.Log(tester);
            Move(tester);
        }
        catch (System.Exception)
        {
        }
    }

    void Move(string tester)
    {
        //if (velocity>0){
        if(tester == "F") {
            Vector3 movementVertical = new Vector3(0f, 1f, 0f);
            player.transform.position += movementVertical * Time.deltaTime * Speed;
        }
        //if(velocity < 0){
        if(tester == "T") {
            Vector3 movementVertical = new Vector3(0f, -1f, 0f);
            player.transform.position += movementVertical * Time.deltaTime * Speed;
        }
    }
}
```