

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM PROJETO E PROCESSOS DE
FABRICAÇÃO

Área de concentração: Projeto e Processos de Fabricação

Dissertação de Mestrado

PROJETO DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE
MEMBROS INFERIORES

MAURÍCIO OBERDÖRFER

Passo Fundo
2020



CIP – Catalogação na Publicação

O12p Oberdörfer, Maurício
Projeto de um sistema para reabilitação de membros inferiores
[recurso eletrônico] / Maurício Oberdörfer. – 2020.
3.6 MB ; PDF.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Walber. Coorientador:
Prof. Dr. Antonio Carlos Valdiero. Dissertação
(Mestrado em Projeto e Processos de
Fabricação) – Universidade de Passo Fundo, 2020.

1. Processos de fabricação. 2. Fisioterapia. 3. Membros
inferiores - Reabilitação. 4. Problemas motores. I. Walber, Márcio,
orientador. II. Valdiero, Antonio Carlos, coorientador.
III. Título.

CDU: 615.8
621.7

Catalogação: Bibliotecária Jucelei Rodrigues Domingues - CRB 10/1569

Maurício Oberdörfer

PROJETO DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Projeto e Processos de Fabricação da Universidade de Passo Fundo, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Projeto e Processos de Fabricação.

Data de aprovação: 24 de abril de 2020.

Os componentes da Banca examinadora aprovaram a Dissertação:

Professor Doutor Márcio Walber
Orientador Universidade de Passo Fundo

Professor Antonio Carlos Valdiero
Coorientador Universidade Federal de Santa Catarina

Professor Doutor Agenor Dias de Meira Junior
Universidade de Passo Fundo

Professor Doutor William Haupt
Universidade de Passo Fundo

Professor Doutor Luis Antonio Rasia
Universidade do Noroeste do Estado do Rio Grande do Sul

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que de alguma forma contribuíram para que este trabalho fosse possível, tanto o apoio acadêmico quanto o apoio moral, tantas vezes necessário.

Agradeço primeiramente a Deus, que sempre esteve a meu lado, me ajudando a remover as pedras do caminho.

Agradeço a minha família, minha esposa Ângela, que sempre foi a referência da nossa família, a minha filha Cecília, um ser de luz que tenho o privilégio de ter como filha, as minhas irmãs e irmãos, que sempre me apoiaram e acreditaram em mim.

Agradeço ao meu orientador professor Márcio Walber, me sinto um privilegiado por poder contar com a sua orientação tão eficiente e comprometida.

Agradeço ao meu coorientador, professor e amigo Antônio Carlos Valdiero, que me auxiliou em toda a trajetória, prestando todo o apoio técnico e moral quando foi necessário.

Agradeço à banca examinadora, ao professor Agenor Dias de Meira Junior, ao professor William Haupt, e ao professor Luis Antonio Rasia, pois sem suas correções este trabalho não estaria completo.

Agradeço a UPF, pela oportunidade e a Unijuí, pelo apoio.

“A persistência é o menor caminho do êxito.”

Charles Chaplin

RESUMO

Pessoas com problemas motores têm dificuldade de realizar tarefas simples, como locomoção, alimentação e higiene, tornando-se dependentes de auxílio para realizá-las. Na maioria dos casos, é necessário o uso de técnicas da fisioterapia para auxiliar na reabilitação. O uso da tecnologia torna os processos de reabilitação física de pacientes mais efetivos. Um exemplo disso são os equipamentos de Movimentação Passiva Contínua ou *Continuous Passive Motion* (CPM), que são usados na primeira fase de reabilitação de membros pela movimentação contínua controlada da articulação, fator determinante, segundo a literatura, para o aumento da habilidade motora e melhora no desenvolvimento das atividades funcionais. O conceito de movimentação passiva contínua surge em contraponto ao de imobilização nos problemas ortopédicos. Objetiva reabilitar a articulação e os tecidos, por meio do movimento, estimula o metabolismo das células do tecido cartilaginoso. O objetivo deste trabalho é projetar e construir um protótipo do tipo CPM indicado à reabilitação de membros inferiores. Neste projeto, foi empregada uma metodologia de desenvolvimento de produto até ser obtida a variante final do sistema de reabilitação de membros inferiores. Foram desenvolvidos o anteprojeto e os detalhamentos, para que fosse validado o conceito, e o protótipo foi fabricado para testar o seu funcionamento.

Palavras-chave: *Problemas motores. CPM. Fisioterapia. Reabilitação.*

ABSTRACT

People with motor problems have difficulty performing simple tasks, such as locomotion, food and hygiene, becoming dependent on aid to carry them out. In most cases, it is necessary to use physiotherapy techniques to assist in rehabilitation. The use of technology makes the physical rehabilitation processes of patients more effective. An example of this is the Continuous Passive Motion (CPM) equipment, that are used in the first phase of limb rehabilitation by the continuous controlled movement of the joint, a determining factor, according to the literature, to increase motor skills and improve the development of functional activities. The concept of passive movement continues to increase in opposition to immobilization in orthopedic problems. It aims to rehabilitate the joint and tissues, through movement, stimulation or metabolism of the cells of the cartilaginous tissue. The objective of this work is to design and build a prototype of the CPM type indicated for the rehabilitation of lower limbs. In this project, a product development methodology was employed until the final variant of the lower limb rehabilitation system was obtained. The preliminary project and the details were developed, for the concept to be validated, and the prototype was manufactured to test its functioning.

Key words: *Motor problems, CPM, Physiotherapy, Rehabilitation.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Extensão do joelho na cadeira extensora	16
Figura 2 - Menisco.....	19
Figura 3 - Sistema de conversão de energia	23
Figura 4 - Elementos constituintes do manômetro de Bourdon	23
Figura 5- Encoder óptico	26
Figura 6 - Escala de posição do encoder linear	27
Figura 7 - Disco do encoder absoluto.....	28
Figura 8 - Disco de encoder incremental.....	28
Figura 9 - Vista em perspectiva da parte frontal do dispositivo para treinamento e reabilitação dos flexores do cotovelo com sistema modular de torque	29
Figura 10 - Exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos	30
Figura 11 - Estrutura do exoesqueleto	31
Figura 12 - Alavancas e polias de acionamento	32
Figura 13 - Localização dos sensores de força e eletrodos.....	33
Figura 14 - Desenhos em perspectiva do aparelho	33
Figura 15 - Detalhes do fuso da rosca	33
Figura 16 - Vista em perspectiva anterior do sistema	34
Figura 17 - Estação de treinamento funcional e muscular para reabilitação motora de idosos	35
Figura 18 - Quatro fases principais do projeto	36
Figura 19 - Procedimento geral para o desenvolvimento do projeto.....	37
Figura 20 - Etapas de trabalho da fase de concepção	37
Figura 21 - Fluxograma das 4 etapas do projeto	40
Figura 22 - Linha mestra para o desenvolvimento do projeto do sistema para reabilitação de membros inferiores	42
Figura 23 - Função global.....	48
Figura 24 - Estrutura de funções, com subfunções principais e secundárias	49
Figura 25 - Combinações das soluções	54
Figura 26 - Desenho simplificado do sistema para reabilitação de membros inferiores.....	59
Figura 27 - Bancada experimental.....	60
Figura 28 - Design do projeto mecânico	61
Figura 29 - Representação do sistema de coordenadas	61
Figura 30 - Circuito pneumático da bancada.....	63
Figura 31 - Desenho explodido do projeto	65
Figura 32 - Protótipo do projeto	67
Figura 33 - Sensor indutivo na posição inicial explodido	68
Figura 34 - Suporte na posição inicial	69
Figura 35 - Sensor indutivo na posição final.....	70
Figura 36 - Suporte na posição final.....	70
Figura 37 - Montagem do encoder no eixo	71
Figura 38 - Encoder	72
Figura 39 - Cilindro pneumático montado	72
Figura 40 - Acionador	73

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Objetivos geral e específicos.....	12
Quadro 2 - Tipos de estímulo e sinais de sensores	24
Quadro 3 - Linha mestra.....	43
Quadro 4 – Requisitos	43
Quadro 5 - Lista de requisitos.....	45
Quadro 6 - Procedimento de abstração.....	47
Quadro 7 - Relação de entradas e saídas	48
Quadro 8 - Esquema classificador	50
Quadro 9 - Quadro de análise de solução para as funções	53
Quadro 10 - Lista de seleção	55
Quadro 11 - Descrição dos principais componentes da bancada pneumática	62
Quadro 12 - Descrição dos principais componentes de controle.....	64
Quadro 13 - Relação de componentes do projeto.....	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral / Acidente Vascular Encefálico
EROS	<i>European Registers of Stroke</i>
ADC	<i>Activities Daily Living</i> (atividades diárias)
UPF	Universidade de Passo Fundo
UNIJUI	Universidade do Noroeste do Estado do Rio Grande do Sul
CPM	<i>Continuous Passive Motion</i> / Movimentação Passiva Contínua
Pro/E	<i>Pro/Engineer</i>
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
CA	Califórnia
SLAP	Lesões do Lábio Superior
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
LDR	<i>Light Dependent Resistor</i>
CPR	<i>Cycles per Revolution</i>
SI	Sistema Internacional
MD	Médico
PM & R	Medicina Física e Reabilitação

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Justificativa	11
1.2 Objetivo geral e específicos	12
1.3 Estrutura do documento	13
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	14
2.1 Histórico da terapia de reabilitação	14
2.2 Biomecânica do movimento humano	15
2.3 Causas das limitações físicas de movimento	17
2.3.1 Lesões no joelho	18
2.3.1.1 Lesões do menisco	19
2.3.1.2 Lesões do Ligamento Cruzado Anterior (LCA)	19
2.3.1.3 Luxação Patelar	20
2.3.1.4 Ligamento cruzado posterior (LCP)	20
2.4 Acionamentos	20
2.4.1 Acionamento elétrico	20
2.4.2 Acionamento Hidráulico	21
2.4.3 Acionamento Pneumático	21
2.4.4 Medição de pressão	23
2.5 Estudo de Sensores	23
2.5.1 Tipos de sensores	24
2.5.1.1 Sensores acústicos	24
2.5.1.2 Sensores elétricos	25
2.5.1.3 Sensores magnéticos	25
2.5.1.4 Sensores ópticos	25
2.5.1.5 Sensores térmicos	26
2.5.1.6 Sensores mecânicos	26
2.5.1.7 Encoders	26
2.6 Hardwares e softwares	28
2.7 Estado da arte	29
2.8 Metodologia de desenvolvimento de produto	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS	40
3.1 Definição da tarefa	41
3.1.1 Linha mestra	41
3.1.2 Elaboração da lista de requisitos	43
3.2 Projeto conceitual	46
3.2.1 Abstração	46
3.2.2 Estrutura de funções	47
3.2.3 Estrutura de funcionamento	53
3.2.4 Seleção de estruturas de funcionamento apropriadas	54
3.3 Anteprojeto	59
3.3.1 Projeto mecânico	60
3.3.2 Módulo pneumático	62
3.3.3 Módulo de controle	64
3.4 Projeto detalhado	64
4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	67
4.1 Montagem do protótipo	67
4.1.1 Suporte na posição inicial	68

4.1.2 Suporte na posição final	69
4.1.3 Medição do ângulo final do suporte	71
4.2 Discussão do atendimento da lista de requisitos	73
5 CONCLUSÕES.....	75
5.1 Trabalhos futuros	77
REFERÊNCIAS	79

1 INTRODUÇÃO

Recentemente, a crescente necessidade de terapias de reabilitação de membros objetiva pesquisas em áreas da robótica para propor estratégias auxiliadas por robôs com o objetivo de compensar os efeitos das incapacidades permanentes ou temporárias causadas principalmente por Acidente Vascular Cerebral (AVC), acidentes de trânsito ou envelhecimento, entre outros. Esse assunto tem atraído interesse de pesquisa devido a sua utilidade prática no treinamento esportivo, com a finalidade de aumento da mobilidade do membro e de autorreabilitação (FREEMANN *et al.*, 2017).

A ciência da reabilitação mostra que movimentos repetitivos podem ajudar o paciente a recuperar a função no membro lesionado. Os avanços nas tecnologias aplicadas à robótica e automação estão aumentando nas últimas décadas. Os robôs são agora uma ferramenta útil na reabilitação dos membros superiores e inferiores. Esse fato estimula o desenvolvimento de novas estruturas (GOERGEN *et al.*, 2018).

O envelhecimento da população é uma questão global, e a deterioração física e a fragilidade em idosos tornam-se um problema socioeconômico em muitos países. Uma pesquisa das Nações Unidas revela que pessoas com mais de 60 anos, em 2012, representaram 11,5 % da população mundial, e esse percentual será quase o dobro em 2050 (CHEN *et al.*, 2015).

Dados da Organização Mundial da Saúde apontam que cerca de um bilhão de pessoas, em todo o mundo, apresentam algum tipo de deficiência. Uma em cada cinco (entre 110 e 190 milhões) tem a vida dificultada por falta de mobilidade (SILVA, 2016).

Existem várias patentes que propõem máquinas para auxiliar no exercício de membros, ou exoesqueleto, para assistência ao caminhar humano ou para fins de reabilitação. Na literatura científica recente encontram-se diversos trabalhos relacionados com a importância da reabilitação de membros inferiores, com a finalidade de auxiliar na recuperação dos movimentos de pacientes com problemas de mobilidade, através da repetição de um movimento de forma controlada e confiável. A literatura mostra que a repetição destes movimentos é um fator determinante para a melhora da habilidade motora e melhor desempenho em atividades funcionais (ARAUJO *et al.*, 2018).

1.1 Justificativa

A reabilitação física de pacientes acometidos por AVC, acidentes ou envelhecimento é o problema central tratado neste estudo, uma vez que representa um grande desafio o retorno destes pacientes às atividades profissionais e ao convívio social no menor espaço de tempo.

Com o uso do CPM, o movimento da articulação é realizado pela força externa do aparelho, com o membro a ser tratado posicionado de acordo com a atividade que será realizada. Assim não há fadiga muscular do paciente, já que ele não impõe ação no movimento. O aparelho permite a regulação da velocidade e do grau de flexão e extensão, de acordo com a lesão que está sendo tratada.

Esta pesquisa, com o desenvolvimento do projeto conceitual de um sistema de reabilitação de membros inferiores, capaz de auxiliar o profissional de fisioterapia, busca contribuir para minimizar o tempo de recuperação de pacientes.

1.2 Objetivo geral e específicos

O objetivo geral deste trabalho é apresentar o projeto e a construção do protótipo de uma bancada para reabilitação de membros inferiores, capaz de auxiliar pacientes com algum nível de comprometimento dos movimentos.

Os objetivos específicos propostos são:

- 1 - Projetar e construir o protótipo de um equipamento para flexão de membros inferiores;
- 2 - Utilizar um método de desenvolvimento de produto para auxiliar no projeto;
- 3 - Avaliar as principais ações de reabilitação que poderão ser alvos do protótipo;
- 4 - Testar e avaliar o funcionamento do protótipo.

No Quadro 1, apresenta-se uma breve explicação dos objetivos específicos do trabalho.

Quadro 1 - Objetivos geral e específicos

Objetivo geral	Desenvolver o projeto de um sistema para auxiliar a reabilitação de pacientes com comprometimento motor nos membros inferiores.
Objetivo específico 1	Com o auxílio de software 3D, projetar e construir o protótipo de um equipamento capaz de auxiliar na recuperação de pessoas com algum tipo de comprometimento dos movimentos dos membros inferiores.
Objetivo específico 2	Desenvolver o projeto utilizando o método proposto por Pahl <i>et al.</i> (2005), para auxiliar o desenvolvimento do conceito.
Objetivo específico 3	Utilizar as informações obtidas no levantamento bibliográfico para auxiliar na avaliação das principais ações de reabilitação dos membros inferiores que poderão ser alvo do protótipo.
Objetivo específico 4	Montar o protótipo e, posteriormente, instalá-lo em bancada para testar o seu funcionamento.

Fonte: Autor (2019).

1.3 Estrutura do documento

A presente pesquisa foi realizada da seguinte forma:

Capítulo 1 - Introduz o assunto da pesquisa e estabelece os objetivos.

Capítulo 2 - Aborda o referencial teórico que dará embasamento à pesquisa, com ênfase ao estado da arte, com pesquisa de patentes de equipamentos similares já desenvolvidos.

Capítulo 3 - Aborda a metodologia para desenvolvimento do projeto, considerando as quatro fases: definição da tarefa, projeto conceitual, projeto preliminar e projeto detalhado.

Capítulo 4 - Apresenta os resultados obtidos, mostrando as variantes de solução selecionadas para cada função, detalhando-as.

Capítulo 5 - Apresenta as conclusões finais, bem como sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, apresenta-se um histórico dos estudos realizados na área da terapia de reabilitação – o estudo da biomecânica do movimento, as causas para a limitação de movimentos, estudos de sistemas de acionamento e controle para equipamentos de reabilitação. Na sequência, apresenta-se uma síntese dos principais estudos desenvolvidos em termos de equipamentos para reabilitação de pessoas com limitação de movimentos, com destaque para a reabilitação de membros inferiores, que é o objetivo desta pesquisa. E também o estado da arte dos equipamentos para reabilitação, através de pesquisas na base de dados do Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) e do Banco de Patentes Americano (USPTO).

2.1 Histórico da terapia de reabilitação

A história médica antiga menciona os usos empíricos de agentes físicos para manter e melhorar a saúde e as funções humanas. Na virada do século XIX, no entanto, pesquisadores médicos estabeleceram uma base científica para a medicina e agentes físicos perderam a credibilidade, pois foram considerados sem base científica.

The American Electrotherapy Association, fundada em 1890, na Academia de Ciências de Nova York, foi a primeira organização americana registrada que trabalhou para colocar o uso terapêutico da reabilitação física em uma base científica (JOACHIM *et al.*, 1997).

Frank H. Krusten, MD, foi o mais influente membro do pequeno grupo de médicos que começou em 1938 uma luta longa e difícil para ganhar aceitação da medicina física e da reabilitação como especialidade médica. A luta recebeu ajuda significativa quando, em 1943, um milionário filantropo, M. Bernard Baruch, financiou a criação do Baruch Comitê de Medicina Física. Dr. Krusen tornou-se o diretor-secretário do comitê e iniciou um diário em que ele gravou suas atividades e as de seus colegas em busca pelo reconhecimento de *Physical Medicine and Rehabilitation* (PM & R) como um campo especializado da prática médica. Esse reconhecimento veio em 1947, com o estabelecimento do Conselho Americano de Medicina Física, mas Dr. Krusen continuou seu diário até 1967 (GELFMAN *et al.*, 1997).

Antes do século 20, a *Traumatic brain injury* (TBI) – ou Lesão Cerebral Traumática grave – era geralmente considerada fatal. Poucos sobreviviam devido a infecções. O aumento das taxas de sobrevivência em razão do desenvolvimento de técnicas antissépticas e neurocirúrgicas mais eficazes levou à necessidade de serviços de reabilitação.

Algumas das primeiras unidades de reabilitação TBI foram estabelecidas na Alemanha. Essas unidades de reabilitação foram baseadas na prestação de serviços coordenados e

reinserção comunitária, em forma de oficinas vocacionais. As primeiras tentativas de reabilitação nos Estados Unidos seguiam o modelo alemão.

Israel também fez contribuições na área de reabilitação e começou a fornecer continuamente tratamento para lesões cerebrais após as guerras de 1967 e 1973 (DAVID, 2010).

2.2 Biomecânica do movimento humano

O termo, biomecânica combina o prefixo *bio* que significa vida, com o campo da mecânica, que é o estudo da ação das forças. A comunidade internacional de cientistas adotou, no início da década de 1970, o termo, biomecânica para descrever a ciência que envolvia o estudo dos aspectos mecânicos de organismos vivos. Dentro dos campos da cinesiologia e ciência do exercício, o organismo vivo mais estudado é o corpo humano.

Biomecânicos utilizam as ferramentas da mecânica, o ramo da física que envolve a análise de ações das forças, para estudar aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos. Estática e dinâmica são os dois principais sub-ramos da mecânica. Estática é o estudo de sistemas em estado constante de movimento, ou seja, em repouso (sem movimento) ou se movendo em velocidade constante. Dinâmica é o estudo dos sistemas nos quais a aceleração está presente.

Cinemática e cinética são outras subdivisões do estudo biomecânico. O que se visualiza em um corpo em movimento é denominado cinemática do movimento. A cinemática envolve o estudo do tamanho, sequenciamento e cronologia do movimento, sem referência às forças que causam ou que dele resultam. A cinemática de um exercício ou a execução da habilidade desportiva também é conhecida, mais comumente, como forma ou técnica. Enquanto a cinemática descreve a aparência do movimento, a cinemática estuda as forças associadas a ele. A força pode ser uma ação de puxar ou empurrar um corpo. O estudo da biomecânica humana pode incluir questões sobre se a quantidade de força que os músculos produzem é ideal para o propósito pretendido do movimento.

A articulação tibiofemoral sofre cargas tanto de compressão quanto de cisalhamento nas atividades diárias. A sustentação de peso e a contração dos músculos que cruzam o joelho contribuem para essas forças, predominando a compressão quando o joelho está completamente estendido. Os músculos que cruzam o joelho são os principais responsáveis pela compressão tibiofemoral, embora o músculo glúteo médio também contribua substancialmente para a compressão no platô tibial medial (HALL, 2012).

Aparentemente, no joelho a mobilidade ocorre, sobretudo, na flexão, que consiste na diminuição do ângulo entre a perna e a coxa, com a aproximação das duas porções posteriores.

Sua amplitude em um esforço ativo vai de 0° a 120° e passivamente vai até 160° . É limitada pelo contato das massas musculares da panturrilha e da coxa, bem como pela tensão antagonista do quadríceps.

A extensão do joelho na cadeira extensora é um dos principais exercícios que isola o grupo muscular quadríceps femoral, que compreende os vastos medial, lateral e intermediário e o reto femoral. Destes quatro músculos, o reto femoral é o único músculo biarticular e, portanto, realiza extensão do joelho, flexão do quadril e anteversão da pelve. Os outros três realizam apenas a extensão do joelho. Um profundo conhecimento da anatomia dos músculos biarticulares que cruzam a articulação do joelho é necessário, para a correta análise biomecânica dos exercícios desta articulação. A Figura 1 apresenta a posição correta para executar o exercício de extensão do joelho; a seta para cima representa a força de reação do apoio, e a seta para baixo representa a força do quadríceps.

Figura 1- Extensão do joelho na cadeira extensora



Fonte: Campos (2000).

O maior braço de momento da resistência neste exercício é entre 45° e 50° . O ponto de maior braço de momento do quadríceps devido a posição da patela, é entre 45° e 60° . Um aparelho de musculação equipado com uma roldana do tipo “cam” aumenta o raio da roldana durante estes ângulos. O apoio das costas deve ser um pouco inclinado, para que o executante possa realizar uma ligeira extensão do quadril, o que favorece a ação do músculo reto femoral (principalmente no final da extensão), por causa da relação força-comprimento. Se o quadril é mantido a 90° durante toda a execução do movimento, o reto femoral atinge uma insuficiência ativa nos últimos graus da extensão (por estar encurtado no quadril e realizando a extensão do joelho). Neste caso, os vastos é que conseguem realizar o maior torque do final da extensão ou

o reto femoral recrutará um número muito maior de unidades motoras para conseguir realizar o movimento com eficiência (CAMPOS, 2000).

A biomecânica está presente em todos os movimentos do ser humano, como o comprimento da passada quando se caminha e a angulação dos movimentos ao se alongar. Ou seja, vai desde o simples gesto de levar o garfo à boca, na hora do almoço, até a disputa de uma medalha olímpica no salto com vara. Com isso, a biomecânica visa, por meio dos conceitos da física clássica, analisar e compreender os complexos movimentos do corpo humano (PRUDÊNCIO, 2013).

Canavan (2001) afirma que a biomecânica do joelho é importante, pois os movimentos conjugados normais e anormais do joelho determinam o estresse aplicado sobre a musculatura, cartilagem hialina, nos meniscos e nos ligamentos. O joelho move-se com seis graus de liberdade, apresentando flexão e extensão, translação (de anterior para posterior, de medial para lateral e axial), rotação, adução e abdução. Os ligamentos funcionam melhor quando recebem carga. A arquitetura óssea e os meniscos atuam em sintonia para colocar estresse ao longo das vias ligamentares.

2.3 Causas das limitações físicas de movimento

Nesta seção, constam as principais ações de reabilitação dos membros inferiores que poderão ser alvo deste estudo. Todos os problemas listados podem ter sua recuperação abreviada com a utilização de equipamentos de movimentação passiva contínua (CPM).

Carci (2017) observa que um paciente em constante progresso no tratamento e cujas articulações são estimuladas a produzir sua própria lubrificação tende a sentir menos do que aqueles que não estão passando por estímulos com CPM, diminuindo, assim, a necessidade de medicamentos, e ganhando mais qualidade de vida.

Sabe-se que uma das principais causas da limitação física de movimentos são os Acidentes Vasculares Encefálicos (AVCs). Porém, existem outras causas físicas em que um equipamento de *Continuous Passive Motion* (CPM) – Movimentação Passiva Contínua – pode ser de grande utilidade na recuperação de pacientes com limitação de movimentos.

A fisioterapia combina o uso de exercícios, técnicas e equipamentos na promoção, prevenção e reabilitação da saúde em relação a diversos sistemas do corpo. Os problemas osteomusculares são os que mais comumente são tratados pelo fisioterapeuta, tanto o tratamento conservador quanto na fase pós-cirúrgica, quando necessário. É um equipamento que tem auxiliado muito o trabalho na área é o CPM (SANTOS, 2015).

Esse equipamento é utilizado principalmente no pós-operatório de cirurgias ortopédicas, constituindo-se um importante instrumento para a atuação do fisioterapeuta. Com o uso do CPM, o movimento da articulação é realizado pela força externa do aparelho, com o membro a ser tratado posicionado de acordo com a atividade que será realizada. Assim, não há fadiga muscular do paciente, já que ele não impõe ação no exercício.

Este estudo se limitará às lesões dos membros inferiores, especificamente ao joelho.

2.3.1 Lesões no joelho

Sampaio (1994) observa que o uso de aparelhos de CPM na recuperação do pós-operatório de pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos do ligamento cruzado anterior (LCA) é simples e confiável.

O joelho é a maior e mais complexa articulação sinovial do corpo humano. E, frequentemente, por estar exposto a traumas severos, é o que mais sofre lesões no futebol, um esporte de contato. É estabilizado por músculos e ligamentos, entre eles o cruzado posterior, que, se sofrer ruptura completa, exige a intervenção cirúrgica e, conseqüentemente, a reabilitação fisioterapêutica, uma vez que é de extrema importância o retorno do atleta à prática esportiva (SANTOS, 2015).

Segundo Brito (2007), a lesão do joelho é a mais comum entre as lesões graves apresentadas por futebolistas, destacando-se o ligamento cruzado anterior como um dos ligamentos do joelho mais frequentemente lesado. Assim, a prevenção de lesões do ligamento cruzado anterior em futebolistas deve ser encarada como uma preocupação constante para os agentes ligados à modalidade, independentemente do nível competitivo, da idade e do sexo dos praticantes. Brito avalia a importância do trabalho de prevenção de lesões do LCA em futebolistas e que esse trabalho possa ser incorporado ao treino de futebol.

Baldon (2011) observa diversas pesquisas realizadas para determinar os fatores biomecânicos responsáveis pela maior incidência da síndrome femoropatelar e das lesões do ligamento cruzado anterior em mulheres quando comparadas aos homens. Os estudos revelaram que as mulheres realizam atividades funcionais com menores ângulos de flexão do joelho e quadril, assim como maior adução e rotação medial do quadril. As pesquisas demonstram que o treino neuromuscular melhora o alinhamento dinâmico do membro inferior nas mulheres, diminuindo a incidência de lesões no joelho.

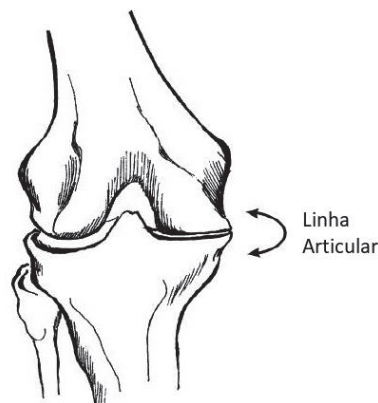
2.3.1.1 Lesões do menisco

As principais funções do menisco são distribuir o estresse através do joelho durante a sustentação do peso, fornecer absorção de choque, servir como estabilizador articular secundário, proporcionar nutrição e lubrificação da cartilagem articular, facilitar o deslizamento das articulações, impedir a hiperflexão e proteger as margens das juntas. Medidas de estresse meniscal circunferencial mostram que 45% a 70% da carga de sustentação de peso é transmitida através dos meniscos. Uma redução de 10% na área de contato meniscal secundária produz, supostamente, um aumento de 65% no pico de estresse de contato articular e a formação de osteófitos do aumento de tensões conjunto de pico.

As lesões do menisco saudável são geralmente produzidas por uma força compressiva acoplada à rotação tíbio-femoral no plano transversal à medida que o joelho se move de flexão para extenso durante o corte rápido ou articulação (BRINDLE, 2001).

A Figura 2 apresenta uma representação do estreitamento do espaço articular devido à formação de osteófitos do aumento das tensões conjunto de pico.

Figura 2 - Menisco



Fonte: Brindle (2001).

2.3.1.2 Lesões do Ligamento Cruzado Anterior (LCA)

O LCA é um dos ligamentos do joelho mais frequentemente lesado. A lesão do LCA é um acontecimento grave que requer tratamento cirúrgico, mantendo muitos atletas afastados das competições durante, pelo menos, quatro meses. Na maioria dos casos (70%), se a reconstrução ligamentar for bem efetuada (e o processo de reabilitação bem conduzido), há possibilidade de regresso à prática desportiva num nível idêntico (BITAR *et al.*, 2011).

2.3.1.3 Luxação Patelar

A luxação aguda de patela representa 2% a 3% das lesões de joelho, sendo a segunda causa mais comum de hemartrose traumática do joelho.

Em longo prazo, as luxações agudas de patela podem resultar em instabilidade patelar com taxas de recidivas de 15% a 44% após tratamento conservador, dor, incapacidade de retorno ao esporte (relatados por até 55% dos pacientes) e artrose femoropatelar (BITAR *et al.* 2011).

2.3.1.4 Ligamento cruzado posterior (LCP)

O LCP é delimitador primário do deslocamento posterior da tíbia sobre o fêmur e apresenta grande importância a 90° de flexão, com 94% dessa função. Origina-se no côndilo femoral medial e se insere entre os platôs tibiais em um sulco (SANTOS, 2015).

Os mecanismos de alta e baixa velocidade podem resultar em lesões de LCP. Uma lesão de alta velocidade ocorre classicamente em acidentes de automóvel, quando existe uma força direcionada posteriormente na tíbia proximal de um joelho flexionado. Lesões de baixa velocidade ocorrem com hiperflexão do joelho em lesões esportivas (COLVIN, 2009).

2.4 Acionamentos

Os acionadores são dispositivos responsáveis pelo movimento das articulações e do desempenho dinâmico. Esses dispositivos podem ser elétricos, hidráulicos ou pneumáticos, cada um com suas características.

Os acionadores são dispositivos responsáveis pelo movimento das articulações e do desempenho dinâmico. Esses dispositivos podem ser elétricos, hidráulicos, ou pneumáticos, cada um com suas características (GROOVER *et al.*, 1989).

2.4.1 Acionamento elétrico

Este tipo de acionamento utiliza motores elétricos, que podem ser motor de corrente contínua, de passo e de corrente alternada. Motores de corrente contínua apresentam um alto grau de precisão e simplicidade de controle. As vantagens do acionamento elétrico são:

1. eficiência calculada, controle preciso;
2. estrutura simples e de fácil manutenção;
3. não requer uma fonte de energia cara;
4. custo relativamente pequeno.

Desvantagens dos acionamentos elétricos:

1. momento constante nas mudanças de velocidade de rotação não pode ser mantido;
2. danos para cargas pesadas suficientes para parar o motor estão sujeitos;
3. baixa razão de potência de saída do motor e seu peso.

2.4.2 Acionamento Hidráulico

A unidade de acionamento hidráulico é composta de motor de movimento rotativo e cilindro para movimento deslizante. Essa unidade provoca movimento em pistões que comprimem o óleo. O controle é feito através de válvulas que regulam a pressão do óleo nas duas partes do cilindro e que impulsionam o pistão. As vantagens dos acionamentos hidráulicos são:

1. momento de torque alto e constante sob grande faixa de variação de velocidade;
2. precisão de operação – o óleo não é compressível e não há variação de seu volume quando se varia a pressão;
3. pode manter um alto momento para um longo período de tempo, quando parado.

Em relação às desvantagens do acionamento hidráulico, além de estar sujeito a vazamentos de óleo, ele também requer:

1. uma fonte de energia cara;
2. manutenção cara e intensa;
3. válvulas de precisão caras.

2.4.3 Acionamento Pneumático

O acionamento pneumático é similar ao hidráulico e é composto de cilindros pneumáticos de movimento deslizante, com alto grau de precisão nas paradas. São utilizados em sistemas automáticos simples, mas pouco utilizados em robôs devido à alta compressibilidade, o que reduz a habilidade de realizar controle preciso. Em casos em que a precisão é imprescindível, torna-se necessário um sistema de controle eficaz. As vantagens do acionamento pneumático são:

1. operação em velocidades extremamente altas, se necessário;
2. custo relativamente pequeno;
3. fácil manutenção;
4. operação em momento constante em uma grande faixa de velocidade;
5. manutenção alta do momento por longos períodos de tempo sem danos, quando parado.

Desvantagens do Acionamento Pneumático:

1. não possui precisão;
2. sujeito a vibrações quando o cilindro pneumático é parado.

Questões a serem levadas em consideração quanto à escolha do sistema de acionamento:

- a) não deverá apresentar risco de contaminação para poder ser utilizado em ambiente hospitalar;
- b) não deverá apresentar risco de choque elétrico;
- c) deverá ser higiênico tanto quanto possível.

A existência física do ar e sua utilização como forma de energia são reconhecidas há milhares de anos. A palavra pneumática vem do radical grego “*pneuma*” que significa respiração, vento, e trata do comportamento dos gases.

Pneumática é o ramo da engenharia que estuda a aplicação do ar comprimido para acionamento e comando. O uso do ar comprimido pelo homem como fonte de energia data de 2550 A.C., quando o uso do ar comprimido era usado em foles e órgãos. No século XIX, surgiram as primeiras máquinas pneumáticas complexas, as locomotivas e perfuratrizes, que, na verdade, usavam vapor superaquecido, porém os princípios de funcionamento são idênticos. No século XX, a pneumática passou a ser aplicada na automação industrial e se desenvolveu da forma como é conhecida hoje (SILVA, 2002).

Um componente importante do sistema robótico é o elemento que aplica a força sobre a carga mecânica para levá-la até a posição desejada. Este elemento é chamado de motor ou acionamento e pode ser elétrico, hidráulico ou pneumático (GUENTHER, 2018).

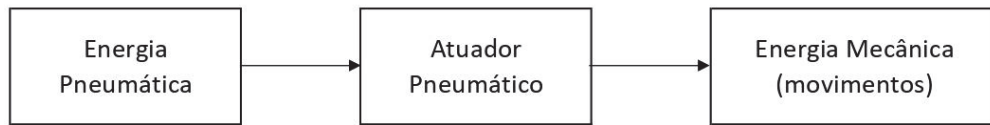
Os sistemas pneumáticos de posicionamento são relativamente baratos, leves e de fácil instalação, apresentando também uma boa relação entre a força aplicada e o seu peso. Isso os torna bastante atraentes para diversas aplicações (GUENTHER, 2018).

A utilização da pneumática como fonte de trabalho mecânico vem progressivamente conquistando mais espaço. A pneumática destaca-se em aplicações que demandem elevado desempenho, em ambientes que exijam condições de higiene, para aplicações com grande repetitividade e velocidade.

Haja vista essas vantagens, muitas são as aplicações em que se prioriza a pneumática em detrimento de outros princípios de solução, como a mecânica, hidráulica e elétrica (MENDOZA, 2006).

Atuador pneumático é um dispositivo que converte a energia pneumática entrante em energia cinética, ou seja, em movimento mecânico. A Figura 3 representa este dispositivo na forma de um sistema.

Figura 3 - Sistema de conversão de energia

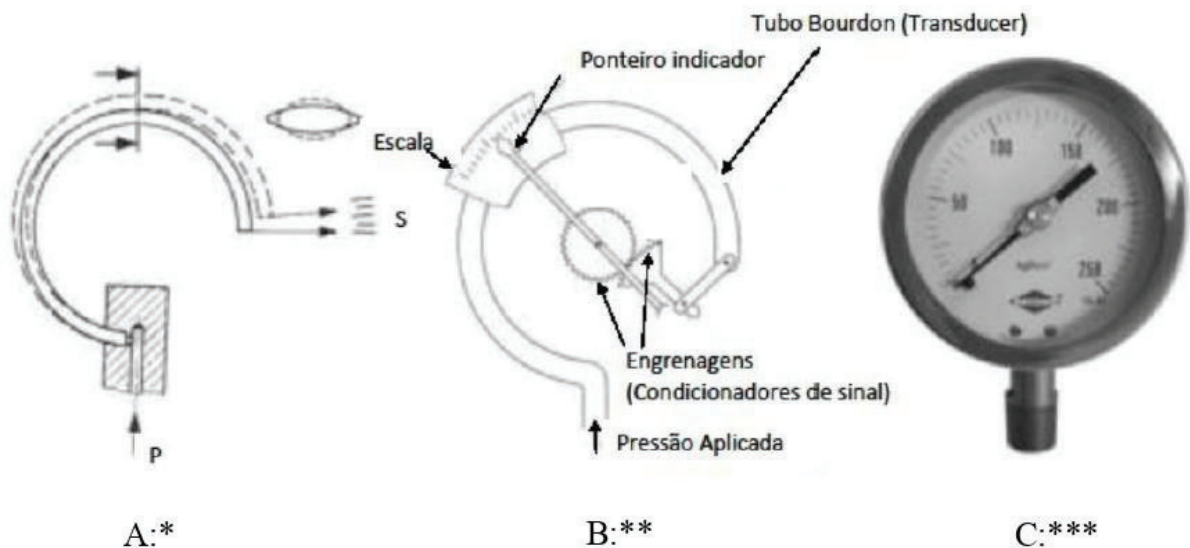


Autor: Adaptado de Bonacorso (2006).

2.4.4 Medição de pressão

O instrumento mais usado para medição de pressão é o manômetro de Bourdon. Seu elemento medidor de pressão consiste em um tubo metálico oco, no formato de um arco de círculo, fechado em uma das extremidades e com a outra extremidade livre para ser conectada à tubulação cuja pressão exercida por um fluido se deseja medir. A Figura 4 mostra o manômetro de Bourdon e seus principais componentes.

Figura 4 - Elementos constituintes do manômetro de Bourdon



Fonte: Pena (2014).

A – Elemento medidor de pressão elástico do tipo tubo metálico de Bourdon (KLINGENBERG, 1991).

B – Elemento de medição elástico tubular com mecanismo e mostrador (BOLTON, 2005).

C – Manômetro.

2.5 Estudo de Sensores

Por definição, sensor é um elemento de um sistema de medição que é diretamente afetado por um fenômeno, corpo ou substância que contém a grandeza a ser medida. Sensores são componentes que têm a função de coletar informações sobre o equipamento a ser manipulado e o meio ambiente.

2.5.1 Tipos de sensores

Alguns tipos de Estímulo e Sinais dos Sensores, o Quadro 2 apresenta diferentes tipos de detecção e diferentes sinais que podem ser gerados pelos sensores.

Quadro 2 - Tipos de estímulo e sinais de sensores

FIGURA	ESTÍMULO	SINAL
	Acústico	Onda (Amplitude, fase, polarização), espectro, velocidade de onda
	Elétrico	Carregamento, corrente, tensão, permissividade e condutividade
	Indutivo	Corrente 4 a 20 Ma
	Magnético	Campo magnético, fluxo magnético e permeabilidade
	Óptico	Onda (Amplitude, fase, polarização), velocidade de onda, índice de refração, emissividade, absorção, refletividade)
	Térmico	Temperatura, fluxo, calor específico, condutividade térmica
	Mecânico	Posição (linear, angular), aceleração, força, massa, densidade, momento, torque, orientação
	Encoder	Gerador de pulsos, codificador ou transdutor de posição angular, é um dispositivo eletromecânico

Fonte: Autor (2020).

2.5.1.1 Sensores acústicos

Sensor acústico é um tipo de sensor que utiliza o retorno do eco que se propaga na velocidade do som, sendo um dos tipos de sensores usados para captar distâncias (SIEMENS, 2019).

Quando um sólido sofre uma perturbação mecânica, ela se propaga de modo a fazer o sistema abandonar o estado de equilíbrio. Essa perturbação dá origem a uma onda propagante. Para um meio finito, a onda propagante pode ser refletida nas faces que delimitarem esse meio, fenômeno que pode produzir uma onda estacionária ou uma onda guiada (COVACEVICE, 2012).

2.5.1.2 Sensores elétricos

Os sensores elétricos são responsáveis pela conversão de uma grandeza física em um sinal elétrico, que pode ser compreendido pelo controlador lógico programável (CLP). Dentre os inúmeros tipos de sensores com diferentes funções, existe o sensor indutivo. Esse tipo de sensor apresenta a capacidade de detectar objetos metálicos em pequenas distâncias, sendo, portanto, definido como um sensor de proximidade.

O sensor indutivo possui algumas características que tornam seu uso uma opção muito viável e vantajosa na aplicação em sistemas industriais. Por possuírem partes móveis, o sensor indutivo possui uma vida útil prolongada em relação aos sensores fim de curso que utilizam contatos mecânicos (SILVEIRA, 2019).

2.5.1.3 Sensores magnéticos

Sensor magnético é utilizado para medir fluxo magnético e/ou a força e a direção de um campo magnético. As aplicações para esse tipo de sensor variam de finalidades científicas de medição, navegações e indústrias.

Os sensores magnetoresistivos medem a resistência elétrica em função do campo magnético aplicado ao ambiente. São sensores que efetuam um chaveamento eletrônico mediante a presença de um campo magnético externo, próximo e dentro da área sensível. Esses sensores podem ser sensíveis aos polos do ímã ou somente a um polo (SILVEIRA, 2019).

2.5.1.4 Sensores ópticos

Os sensores ópticos, cujo funcionamento baseia-se na emissão de um feixe de luz, o qual é recebido por um elemento foto-sensível, basicamente são divididos em três sistemas: Barreira, Difusão e Reflexão. Podem ser usados para a determinação de fim de curso, por exemplo. A grande vantagem desse tipo de sensoramento é o não contato com o sistema a ser monitorado, evitando problemas mecânicos.

São sensores cujos elementos de emissão e recepção estão justapostos no mesmo conjunto óptico. Os raios emitidos pelo transmissor refletem na superfície do objeto e retornam ao elemento receptor.

Os sensores ópticos ou fotoelétricos têm como princípio de funcionamento o uso da propagação da luz. Esse tipo de sensor é utilizado comumente para indexação de objetos ou para medições de distâncias em que um objeto se encontra em relação ao sensor (SILVEIRA, 2019).

2.5.1.5 Sensores térmicos

Os sensores térmicos são responsáveis por garantir que o processo opere dentro de padrões preestabelecidos, medindo a temperatura constantemente, comparando e corrigindo com a temperatura especificada no controlador.

Os termistores do tipo NTC ou PTC são semicondutores que podem ter a variação de resistência de forma diretamente proporcional para os termistores do tipo Positive Temperature Coefficient (PTC), em que a resistência elétrica elevará a medida que se eleva a temperatura e inversamente proporcional para os termistores do tipo Negative Temperature Coefficient (NTC), no qual a resistência elétrica diminuirá conforme se eleva a temperatura (MATTEDE, 2019).

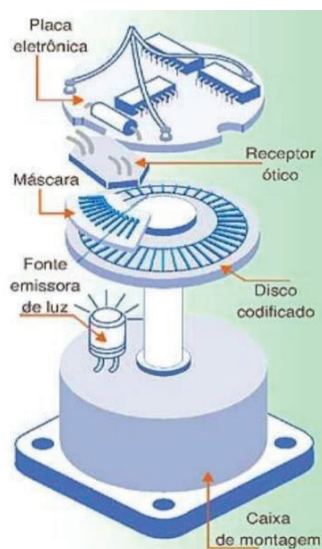
2.5.1.6 Sensores mecânicos

Sensores mecânicos sensoriam movimentos, posições ou presença usando recursos mecânicos. Esses sensores, como o nome sugere, são interruptores ou mesmo chaves comutadoras que atuam sobre um circuito no modo liga/desliga quando uma ação mecânica ocorre no seu elemento atuador. Uma variação desse tipo de sensor é o sensor de “fim de curso” que detecta quando uma parte mecânica de um dispositivo atinge seu deslocamento máximo (BRAGA, 2019).

2.5.1.7 Encoders

Os encoders são equipamentos utilizados para converter movimentos rotativos ou deslocamentos lineares em pulsos elétricos, fornecendo uma quantidade fixa de pulsos por volta de um eixo ou por unidade de deslocamento linear. Trata-se de dispositivos eletromecânicos capazes de gerar pulsos elétricos a partir do movimento rotacional de um eixo. Constituem-se por um disco dividido em setores, que são alternadamente transparentes e opacos, um ou mais sensores ópticos compostos por um LED, para gerar luminosidade, e um fototransistor, que é sensível à luz. Ao girar o disco, o sensor capta a variação de luz no fototransistor e o envia a um microcontrolador. Pelo movimento rotacional do disco, ora a passagem da luz é obstruída, ora é permitida. Essa alternância da luminosidade é captada pelo sensor, gerando, assim, um trem de pulso (PAULA, 2016). Os encoders podem ser lineares ou rotatórios e, ainda, incrementais ou absolutos. O modelo rotatório incremental consiste em um disco com faixas claras e escuras que tanto pode operar no modo refletivo como por transparência usando uma chave óptica (BRAGA, 2019), conforme é apresentado na Figura 5.

Figura 5- Encoder óptico

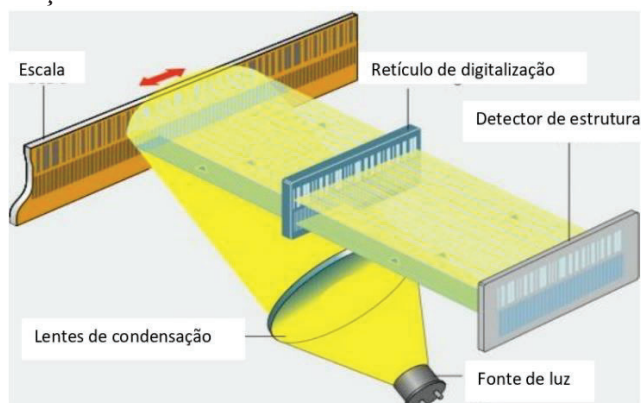


Fonte: Braga (2019).

O movimento do disco com as faixas é sensoriado pelo sensor óptico, produzindo pulsos que permitem determinar tanto a posição do disco como sua velocidade. Com o uso de dois sensores em lugar de um apenas, é possível também determinar seu sentido de rotação.

No caso de um sensor linear, em lugar de um disco com faixas, como mostra a Figura 6, tem-se uma linha ou tira com faixas que também pode operar tanto no modo refletivo como por transparência.

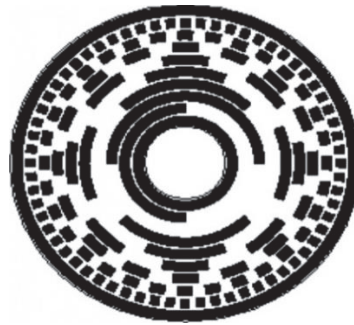
Figura 6 - Escala de posição do encoder linear



Fonte: Heidenhain (2010).

O encoder absoluto fornece informações sobre a posição real do disco com as barras ou regiões claras e escuras gravadas, na forma de um sinal digital. Se o disco tiver 4 faixas claras e escuras, para serem lidas por 4 sensores, teremos 16 combinações possíveis de saídas, fornecendo 4 bits com uma resolução de $360/16 = 22,5$ graus. Com 8 faixas, temos 256 combinações de valores e, com isso, uma resolução de 1,4 graus. A Figura 7 apresenta um disco de um encoder absoluto.

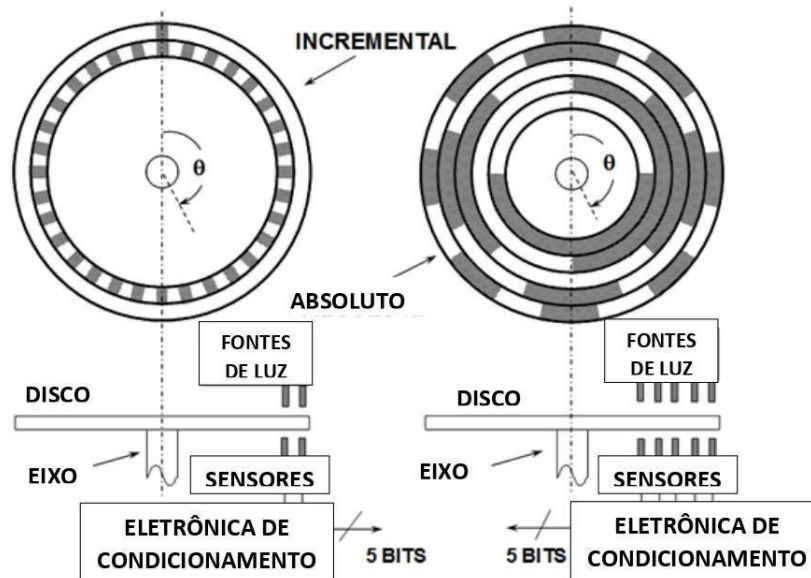
Figura 7 - Disco do encoder absoluto



Fonte: Braga (2019).

Para um encoder incremental linear, as regiões claras e escuras são gravadas em linha, e o número de faixas determina a resolução do encoder e, portanto, a precisão da posição do objeto que está sendo sensoriado, como pode ser observado na Figura 8.

Figura 8 - Disco de encoder incremental



Fonte: Braga (2019).

2.6 Hardwares e softwares

O ambiente dSPACE é uma interface inteiramente integrada ao Matlab Simulink que reúne ferramentas para projeto e análise de sistemas com software de implementação em tempo real. É um software de código-fonte aberto muito difundido mundialmente, o que o torna uma opção viável como solução para a interface de controle do equipamento.

A placa controladora dSPACE suporta gráficos, ferramentas de simulação como MATLAB/Simulink/PLECS. O ambiente de design baseado em modelo permite que o pesquisador construa diferentes métodos de controle já incorporados blocos de funções. PLECS é uma caixa de ferramentas sob o ambiente MATLAB / Simulink que é especialmente projetado

para circuitos elétricos e eletrônicos. O bloco de circuitos pode interagir diretamente com blocos de funções de outras caixas de ferramenta de ambiente Simulink. O algoritmo geral é então simulado para que verifique o desempenho. O algoritmo de controle pode então ser traduzido para código do hardware através do código gerado e baixado no microcontrolador para experimentação prática (TUNG, 2006).

2.7 Estado da arte

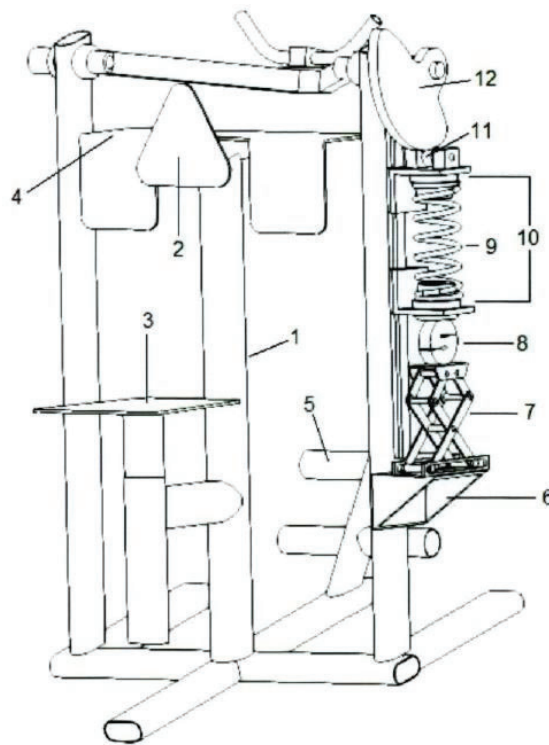
Utilizando principalmente a base de dados do Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI), e do Escritório Americano de Marcas e patentes (USPO – sigla em inglês), foi realizada uma busca das patentes registradas no Brasil e no exterior que tratam do assunto da pesquisa.

Conforme registra o Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI),

Patente é um título de propriedade temporária sobre uma invenção ou modelo de utilidade, outorgados pelo Estado aos inventores ou autores ou outras pessoas físicas ou jurídicas detentoras de direitos sobre a criação. Em contrapartida, o inventor se obriga a revelar detalhadamente todo o conteúdo técnico da matéria protegida pela patente.

Araujo (2018) apresenta um dispositivo para ser utilizado em treinamento de reabilitação muscular dos flexores do cotovelo. É um dispositivo que utiliza um sistema para geração de torque resistente no lugar dos pesos convencionais. O dispositivo fornece um perfil de resistência sempre próximo da máxima capacidade de produção de força dos flexores do cotovelo em qualquer velocidade de execução. O dispositivo proposto, como mostrado na Figura 9, é composto por uma estrutura principal (1) que sustenta os elementos principais da parte estrutural do dispositivo, que compreende o assento (3) e o sistema de apoio para o peito (2), que são reguláveis para melhor acomodar usuários de diferentes estaturas. O apoio dos braços (4) e o apoio dos pés (5) são fixos; porém, este último possui duas opções de apoio. A figura mostra ainda o sistema de aplicação de carga, que é composto por um macaco mecânico (7) apoiado sobre uma base fixa (6), responsável por aumentar ou diminuir a pré-carga, pressionando a célula de carga (8) contra a mola de apoio (10) de modo a pressionar o seguidor (11) contra o came (12). Esse sistema é responsável pelo formato da curva de torque gerada pelo dispositivo.

Figura 9 - Vista em perspectiva da parte frontal do dispositivo para treinamento e reabilitação dos flexores do cotovelo com sistema modular de torque



Fonte: Araujo (2018).

Gonçalves (2016) apresenta um exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos ou pessoas com deficiência motora nos membros inferiores, permitindo ao usuário locomover-se de maneira autônoma e sem utilização de motores e fontes de energia elétrica.

O exoesqueleto possui um suporte para o tronco que fixa o usuário a uma base que contém quatro pernas, cada uma composta por um mecanismo paralelo que combina os movimentos de um sistema balancim/manivela com o movimento de um sistema came/seguidor para produzir o movimento da marcha humana. Possui apenas um grau de liberdade, atuado pelo próprio usuário através de alavancas, e o movimento é transmitido através de polias aos sistemas balancim/manivela e aos sistemas came/seguidor.

A patente descreve um dispositivo que pode ser usado como órtese passiva ou prótese uni ou bilateral para auxiliar pacientes a levantar e perambular sem o auxílio de muletas.

A Figura 10 apresenta o exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos proposto por Gonçalves.

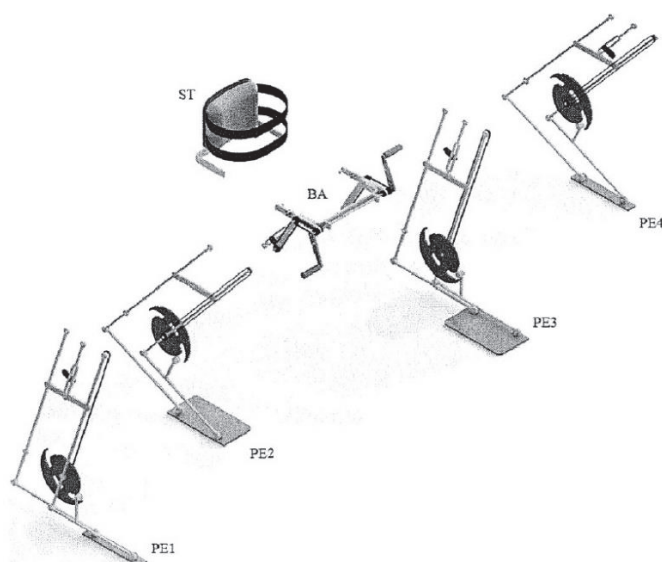
Figura 10 - Exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos



Fonte: Gonçalves (2016).

Na Figura 11, a estrutura é composta por um suporte para o torso (ST) interligado por uma base (BA) em que há quatro pernas (PE1, PE2, PE3 e PE4).

Figura 11 - Estrutura do exoesqueleto

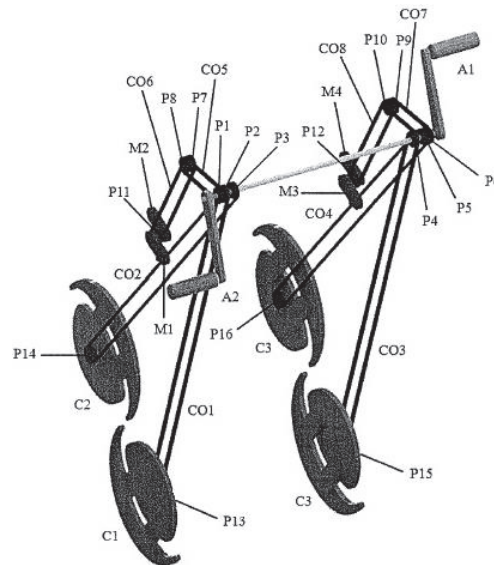


Fonte: Gonçalves (2016).

A Figura 12 mostra que, ao acionar as alavancas (A1 e A2), as polias (P1 à P16), através das correias (C01 a C08), transmitem o movimento de rotação aos cames (C1, C2 e C3) e às manivelas (M1, M2, M3 e M4).

O acionamento das manivelas é realizado pela força do próprio usuário, podendo ser adaptado para utilização de motores de acionamento com fonte de energia sendo transportada junto a estrutura.

Figura 12 - Alavancas e polias de acionamento

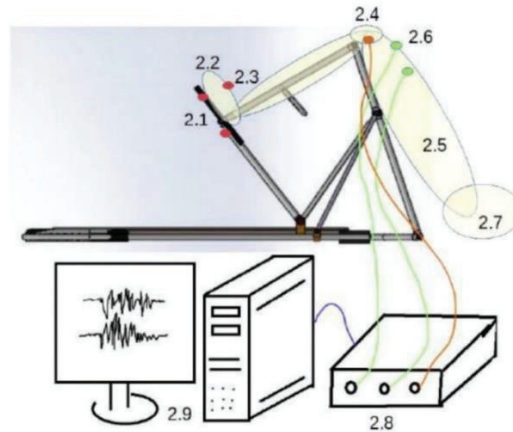


Fonte: Gonçalves (2016).

Junior *et al.* (2018) projetaram um sistema para reabilitação de paciente com lesão no joelho, mais especificamente para pacientes submetidos a cirurgia no joelho. O aparelho apresenta-se como um híbrido entre um aparelho de Movimento Passivo Contínuo e Movimento Ativo Controlado, a fim de trabalhar com o paciente dos primeiros momentos após uma cirurgia até o final do tratamento, com o trabalho de fortalecimento dos músculos que estabilizam a articulação ao redor do joelho, processando e fornecendo dados eletromiográficos ao usuário. Através de movimentos de contração e extensão da perna, efetua análise eletromiográfica das respostas musculares durante a reabilitação e o treinamento/fortalecimento dos músculos.

A Figura 13 mostra a localização dos sensores de força e eletrodos posicionados abaixo da sola do pé e do calcanhar: 2.2 mostra o pé do paciente; 2.3 mostra o posicionamento do sensor acima do pé do paciente; 2.4 mostra o joelho; 2.5 mostra a coxa; 2.6 mostra as ligações do eletromiógrafo à coxa do paciente; 2.7 mostra os glúteos; 2.8 mostra o eletromiógrafo; 2.9 mostra o computador que processa as informações através do software específico do sistema.

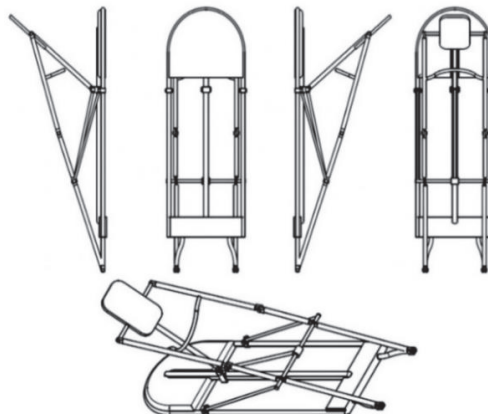
Figura 13 - Localização dos sensores de força e eletrodos



Fonte: Junior (2018).

A Figura 14 mostra o aparelho em várias perspectivas.

Figura 14 - Desenhos em perspectiva do aparelho



Fonte: Junior (2018).

A Figura 15 mostra detalhes do fuso da rosca, que, ao rotacionar, realiza a movimentação do aparelho para estender e contrair a perna.

Figura 15 - Detalhes do fuso da rosca

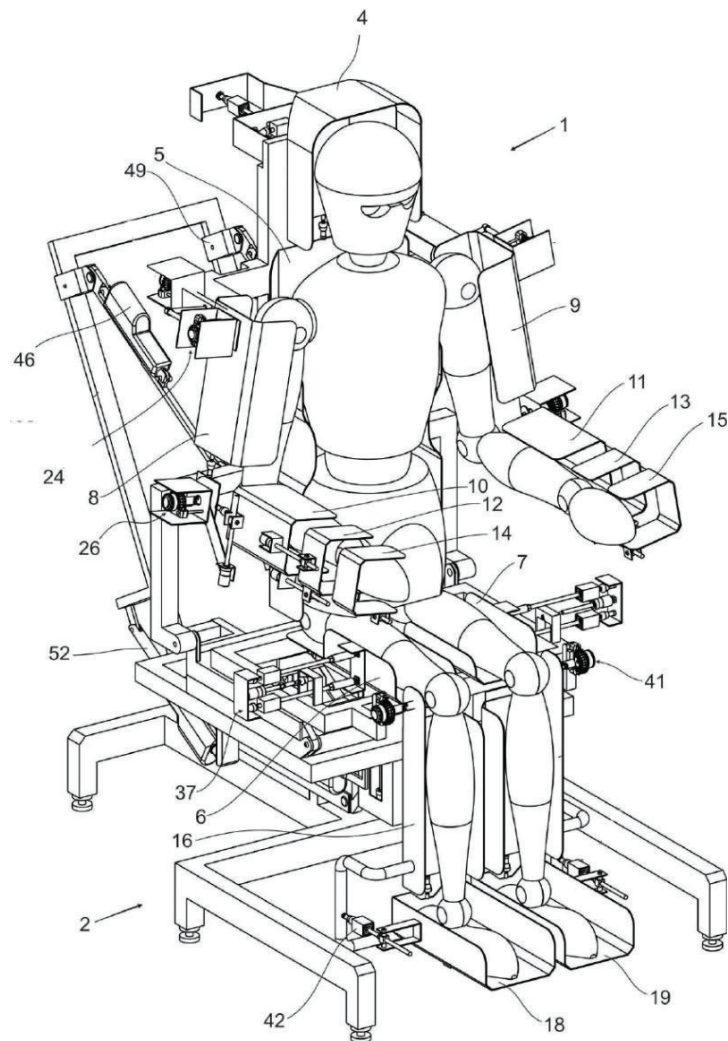


Fonte: Junior (2018).

Purquerio (2019) desenvolveu um sistema exoesquelético multieixos de reabilitação funcional e postural assistido por servomotores e transdutores lineares. Esse sistema compreende: uma cadeira articulada motorizada extensível (1), uma mesa-divã elevadora elétrica (2) motorizada que opera em condição elevada ou em repouso, cooperante com a cadeira articulada (1), um conjunto de subsistemas cooperantes entre si. Cada subsistema compreende pelo menos um módulo funcional servomotorizado (20 a 45), cooperante com ao menos uma concha (4 a 19), e um conjunto de transdutores lineares (46, 47, 50, 51, 52, 53), encoders, sensores de registro, sinalização e avaliação de movimento, sensores de posicionamento e células de carga cooperantes com a cadeira.

A Figura 16 mostra uma vista em perspectiva anterior do sistema exoesquelético multieixos de reabilitação funcional e postural.

Figura 16 - Vista em perspectiva anterior do sistema

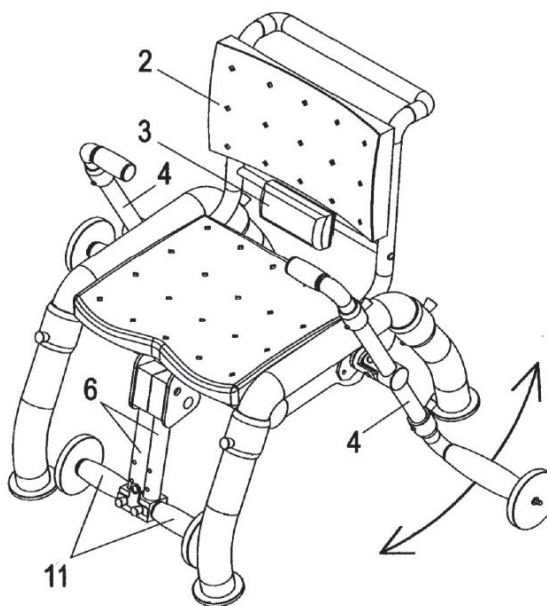


Fonte: Purquerio (2019).

Prado Filho (2013) desenvolveu o projeto de uma estação de treinamento funcional e muscular para reabilitação motora de idosos. O dispositivo tem a finalidade de tornar os exercícios físicos desenvolvidos por pessoas em tratamento pós-cirúrgico, reabilitação fisioterápico ou pessoas idosas, mais prático e seguro, através da estação de treinamento.

O equipamento possui um assento composto por apoio lombar, alavancas laterais e alavancas frontais independentes. Tem a finalidade de desenvolver e manter as capacidades do usuário através dos princípios de fisioterapia e educação física. As principais funções da estação de treinamento são o fortalecimento muscular do usuário, melhora da condição da funcionalidade cotidiana, aumento nas condições independentes da vida diária, manutenção e elevação da amplitude de movimentos, resultando em aspectos positivos de desenvolvimento da saúde, melhor qualidade de vida e aumento da autoestima do usuário. A Figura 17 mostra a vista isométrica da estação, destacando seus componentes básicos e o movimento pendular das alavancas laterais.

Figura 17 - Estação de treinamento funcional e muscular para reabilitação motora de idosos



Fonte: Filho (2013).

2.8 Metodologia de desenvolvimento de produto

A complexidade do processo de desenvolvimento de um produto requer que seja adotada uma metodologia adequada, para que se diminuam as incertezas, selecionando a maior quantidade de soluções construtivas possíveis. Pahl *et al.* (2005) chamam a atenção para a importância de se desenvolver um produto no momento certo, despertando o interesse do

mercado, o que só é possível com procedimentos para o desenvolvimento de soluções que sejam planejavéis, otimizáveis e verificáveis.

Pahl *et al.* (2005) estabeleceram o processo de projeto em quatro fases principais. A primeira é a definição da tarefa, na qual se estuda o problema e se elabora uma lista de requisitos. Em seguida, vem o projeto conceitual, que consiste em abstração para identificar os problemas essenciais, o estabelecimento da estrutura de funções, a busca da combinação de princípios de solução, a obtenção de variantes de concepção, sua concretização e, finalmente, a avaliação das soluções segundo critérios técnicos e econômicos. A terceira etapa refere-se ao projeto preliminar, no qual se busca satisfazer as funções do produto, sendo configurados forma dos componentes, *layout*, processos de fabricação e materiais apropriados para a concepção selecionada. E, por último, o projeto detalhado, no qual se estabelecem as descrições definitivas para as soluções dos elementos construtivos, formas, dimensões, acabamentos superficiais, materiais e processos de fabricação.

A Figura 18 apresenta uma representação das quatro fases principais do projeto.

Figura 18 - Quatro fases principais do projeto

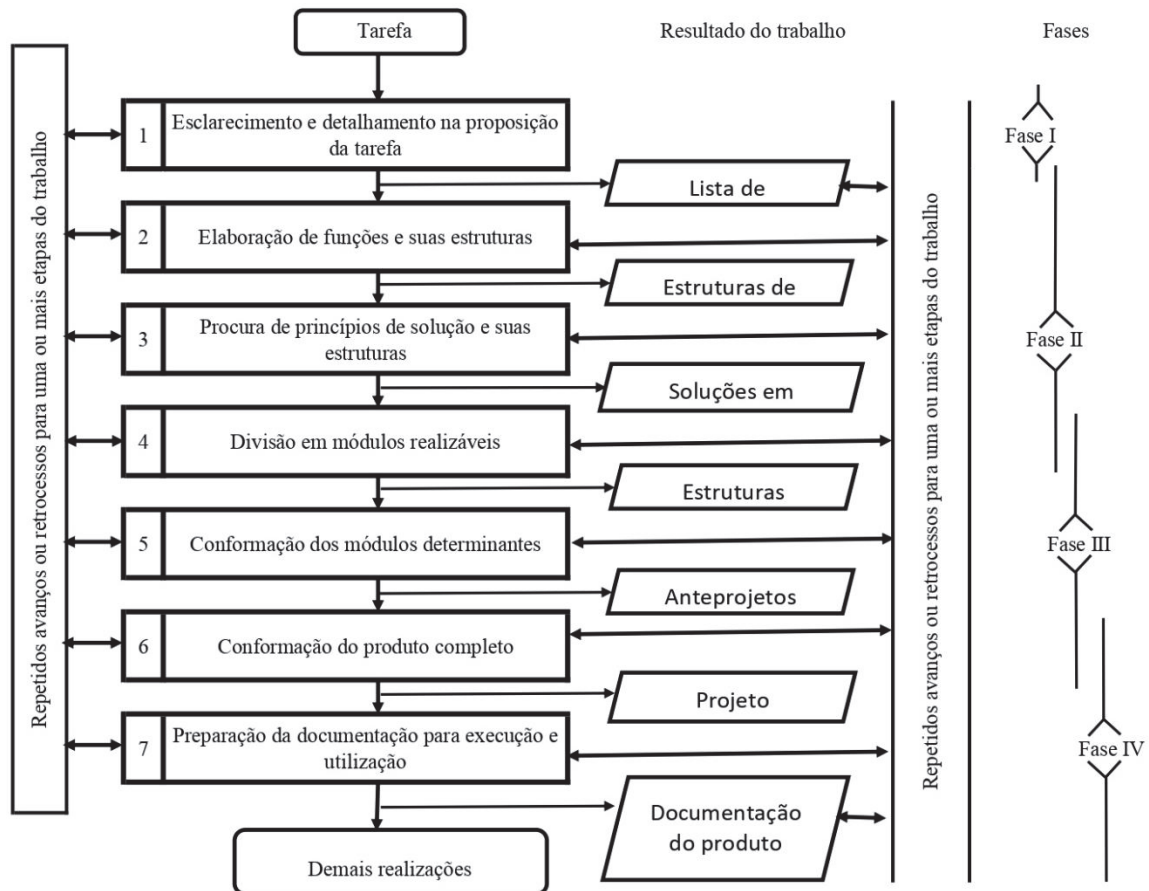


Fonte: Pahl *et al.* (2005, adaptado).

O procedimento elaborado por Pahl *et al.* (2005) segue as diretrizes da *Verein Deutscher Ingenieure VDI*, publicado por Kesselring, em “O projeto robusto” e, posteriormente, condensado na diretriz VDI. O plano de procedimentos independe da especialidade e prevê sete etapas de trabalho básicas, cujas diretrizes foram elaboradas por um grupo de trabalho VDI, no qual estava representada a maioria dos cientistas de projeto da antiga República Federal da Alemanha. O procedimento tem um caráter iterativo, isto é, a execução das etapas não deve ser vista de forma rígida, mas ocorre normalmente pulando etapas de trabalho, retornando a etapa anterior quando necessário.

A metodologia proposta por Pahl *et al.* (2005) pode ser aplicada a qualquer projeto. Segundo os autores, projetar requer uma base segura de conhecimentos. Os requisitos variam em função do tempo, de modo que uma solução de projeto só pode ser objetivada ou almejada de maneira otimizada, sob as condicionantes existentes. A Figura 19 representa a linha mestra, à qual podem ser correlacionadas etapas de trabalho específicas.

Figura 19 - Procedimento geral para o desenvolvimento do projeto



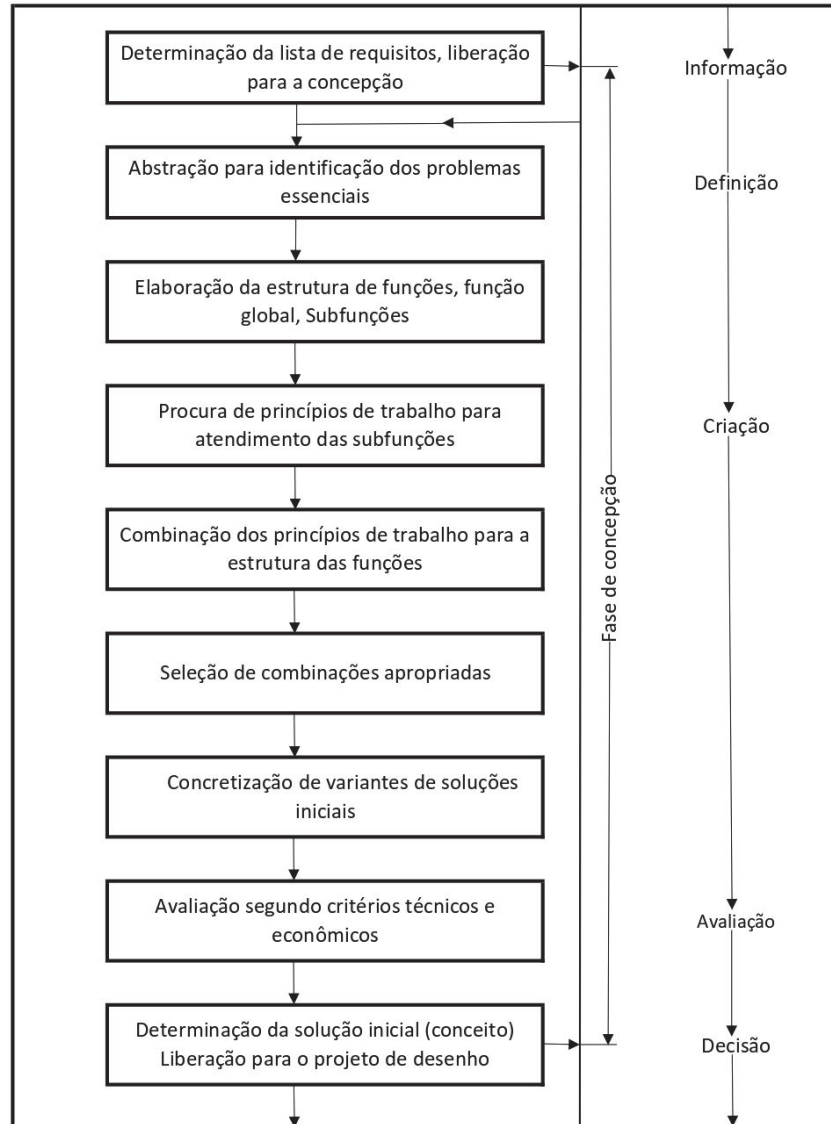
Fonte: Pahl *et al.* (2005).

A etapa de concepção ou definição da tarefa está prevista para vir logo após a etapa de esclarecimento do problema, levando em conta os critérios adotados no processo geral de solução.

O projeto conceitual visa conceber uma definição geral de solução. Já o projeto preliminar tem a finalidade de modelar o projeto e finalizar os desenhos, conforme foi definido na segunda fase. Na fase de detalhamento, todas as informações necessárias para a correta construção do protótipo devem estar disponíveis para a elaboração da documentação necessária à produção.

Os conteúdos lançados em cada etapa não necessitam de muitos esclarecimentos, porém devem ressaltar os aperfeiçoamentos de qualquer uma das etapas, caso seja necessário. Quando esta tarefa estiver esclarecida, atendendo às exigências técnicas e econômicas, o projeto estará liberado para a concepção. A Figura 20 esclarece em detalhes as principais etapas do trabalho da fase de concepção.

Figura 20 - Etapas de trabalho da fase de concepção



Fonte: Pahl *et al.* (2005).

O objetivo principal da segunda fase é buscar solução para os problemas de projeto, uma vez que estando o problema bem formulado, a função global e as condicionantes principais são identificáveis, sendo possível conceber a definição preliminar de uma solução.

Para Pahl *et al.* (2005), a metodologia para anteprojeto é a parte do projeto de um produto técnico que, partindo da estrutura de funcionamento ou da solução básica, constrói de maneira clara e completa a estrutura do produto, segundo critérios técnicos e econômicos. A consequência do anteprojeto é a definição da configuração da solução. A última edição da “VDI 2223 (anteprojeto): Metodologias para o projeto básico de produtos técnicos” apresenta uma instrução metodológica geral.

Uma vez que na etapa de concepção a solução básica foi elaborada a partir de informações sobre a estrutura de funcionamento, tem-se agora uma configuração concreta da ideia básica do projeto. Assim, o projeto básico completo deverá estar definido.

O anteprojeto é a parte do projeto de um produto que, partindo da estrutura de funcionamento, constrói o produto, seguindo critérios técnicos, tendo-se então a configuração da solução. Os desenhos serão finalizados conforme estabelecido na fase do projeto conceitual.

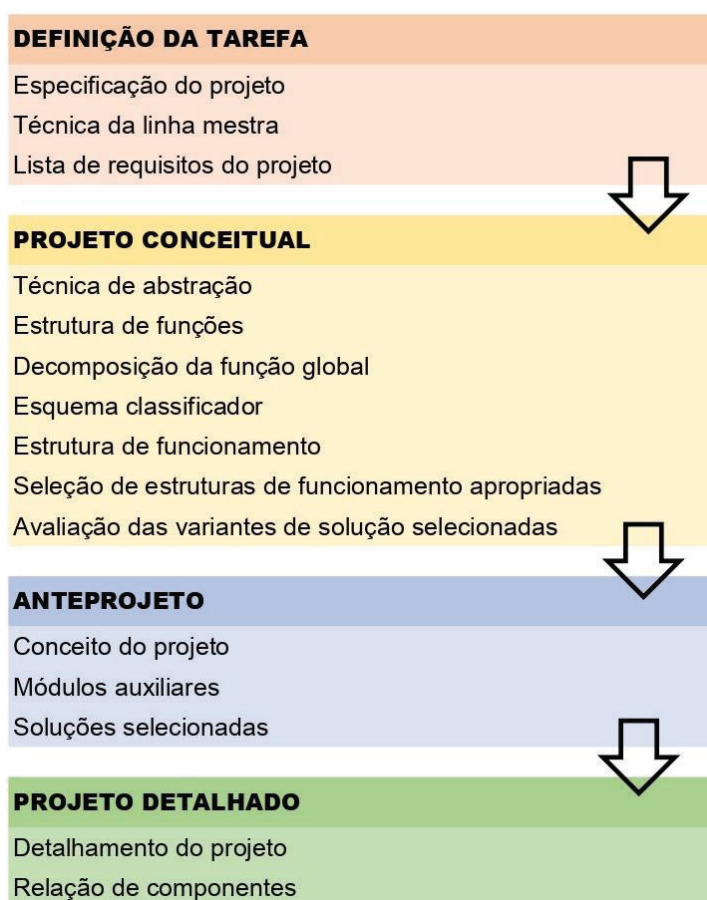
Para Pahl *et al.*, o detalhamento é a parte do projeto que complementa a estrutura de construção para um objeto técnico, por meio de prescrições definitivas para a forma, o dimensionamento e o acabamento superficial de todos os componentes. O ponto central da fase de detalhamento é a elaboração da documentação para a produção dos desenhos de componentes individuais, especialmente, ou para a fabricação dos desenhos de conjuntos até as listas de peças.

Neste capítulo apresentou-se o referencial teórico abordando o histórico da terapia de reabilitação, com o objetivo de compreender historicamente o problema, a biomecânica, para possibilitar o entendimento da dinâmica do equipamento e do corpo do paciente, e as causas das limitações físicas de movimento, para entender a aplicação do produto. E, na sequência, os acionadores e sensores, com o objetivo de selecionar a melhor opção de solução. Ainda foi abordado o estado da arte de equipamentos similares, procurando similaridades que possam auxiliar no desenvolvimento do projeto, e por último, a metodologia para desenvolvimento do produto, para elaborar o melhor projeto possível.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os materiais e métodos para o desenvolvimento conceitual de um sistema para reabilitação de membros inferiores. O estudo está dividido em quatro etapas. A primeira é a definição da tarefa, na qual se estuda o problema e se elabora uma lista de requisitos; a segunda é o projeto conceitual, que consiste na abstração para identificar os problemas essenciais, o estabelecimento da estrutura de funções, a busca e combinação de princípios de solução, a obtenção de variantes de concepção, sua concretização e, finalmente, a avaliação das soluções segundo critérios técnicos; a terceira se refere ao projeto preliminar, ou anteprojeto, no qual se busca satisfazer as funções do produto, estabelecendo o conceito do projeto, através da aplicação das soluções selecionadas; por último, a quarta etapa, que é o projeto detalhado, no qual se estabelecem as descrições definitivas para as soluções dos elementos construtivos, forma, dimensões e todas as informações necessárias para a produção. A Figura 21 apresenta o fluxograma que sintetiza os processos principais de cada uma das quatro etapas do projeto.

Figura 21 - Fluxograma das 4 etapas do projeto



Fonte: Autor (2020).

3.1 Definição da tarefa

A primeira fase é caracterizada pelas especificações do projeto, na qual serão coletadas informações para esclarecer a tarefa e identificadas as especificações do projeto determinantes para solução e configuração. Nesta fase, informações importantes a respeito do projeto serão reunidas na linha mestra e serão utilizadas na elaboração da lista de requisitos.

O equipamento projetado poderá ser usado tanto em clínicas de fisioterapia, hospitais ou em residências. Por isso, sua massa e suas dimensões deverão ser adequadas às portas-padrão, para que possa ser transportado inteiro, sem a necessidade de desmontar peças para passar pelas portas. Além disso, sua massa deve ser adequada para que duas pessoas possam transportá-lo sem grande esforço.

A Consolidação das Leis de Trabalho (CLT), art. 198/199, e Convenção OIT n. 127 determinam um limite de 60 kg para homens e 25 kg para mulheres.

3.1.1 Linha mestra

O primeiro passo para o desenvolvimento desta fase do projeto é a elaboração da linha mestra, que será fundamental para o bom andamento do projeto. A linha mestra deve conter grandezas e condições que influenciarão no desenvolvimento do produto e estão relacionadas e organizadas através de condicionantes.

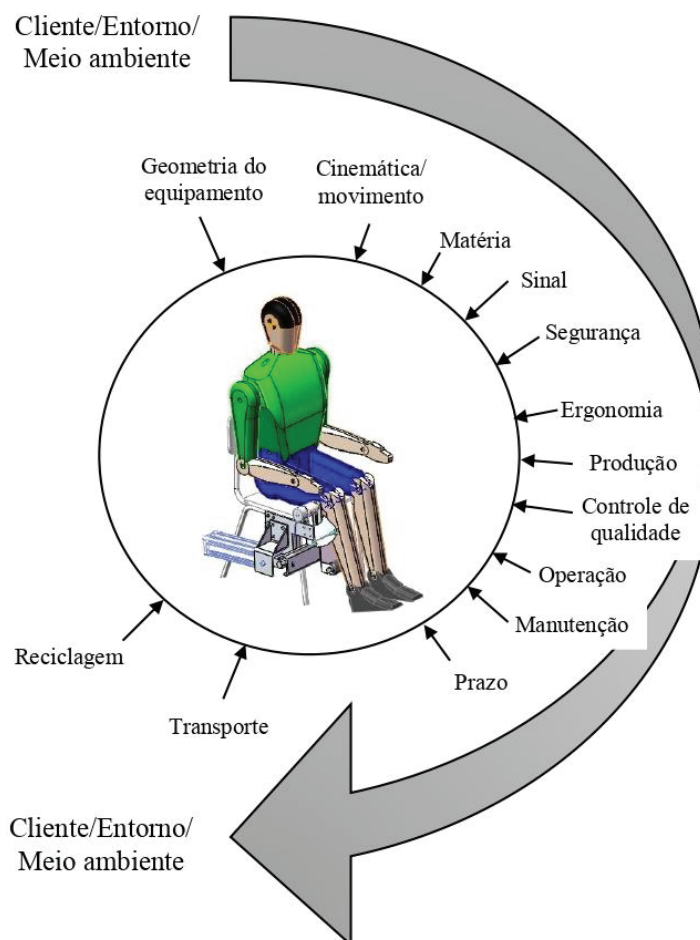
Na linha mestra estarão as características principais, que definirão ou complementarão requisitos com indicações quantitativas e qualitativas, os quais vão influenciar na concepção do projeto.

Segundo Pahl *et al.* (2005), os objetivos e as condicionantes sob os quais os requisitos devem ser atendidos precisam ser destacados claramente, e a solução de problemas técnicos será determinada pelos objetivos a serem atingidos e pelas condicionantes restritivas que derivam das características que atuam sobre a estrutura de função, o funcionamento e a construção, assim como também se influenciam mutuamente.

Esta pesquisa está considerando características propostas por Pahl e Beitz, com o acréscimo de outras que atendem as especificações do produto.

Com base nas características que o produto deverá apresentar, foi criada a Figura 22, que é a linha mestra a ser considerada ao longo do processo de realização do projeto, com as principais características que o produto deverá apresentar. Suas condicionantes resultam nos requisitos do projeto, ou seja, o documento que conterà as especificações do produto.

Figura 22 - Linha mestra para o desenvolvimento do projeto do sistema para reabilitação de membros inferiores



Fonte: Autor (2020).

A linha mestra lista as características principais do produto e foi criada considerando as principais funções atribuídas ao produto. Trata de várias características importantes do projeto, como a geometria, pois o projeto necessariamente precisa obedecer às características geométricas que vão impactar diretamente na sua utilização. O acionamento é outra função importante, pois deve executar o movimento de forma controlada sob pena de danos ao paciente. Outros itens de fundamental importância para o projeto são relativos à segurança e ergonomia, pois deles depende uma boa aceitação do produto. Outras características que serão importantes para o sucesso do projeto são relativas à produção e manutenção, que devem ser simples, e o ruído emitido pelo equipamento em uso deve ser baixo.

As características principais desejadas apresentadas na linha mestra serão a base para a elaboração dos requisitos para o projeto e influenciarão no desenvolvimento e na construção do produto. O Quadro 3 apresenta a lista de características principais para cada atributo do projeto.

Quadro 3 - Linha mestra

Características principais	
Geometria	Tamanho, altura, largura, comprimento, demanda espaço, disposição, conexão
Cinemática	Tipo de movimento, direção do movimento, velocidade, frequência
Matéria	Propriedades físicas do produto e entrada e saída
Sinal	Sinais de entrada e saída, tipo de leitor, monitoramento, forma do sinal
Segurança	Princípios de segurança diretos, sistemas protetores
Ergonomia	Relação homem-máquina: operação, desenho
Produção	Limitações do local da produção, meios de produção, qualidade, tolerância
Controle de qualidade	Possibilidade de teste e medição, atendimento a normas quanto a tolerâncias
Operação	Baixo ruído, taxa de desgaste, aplicação e domínio de utilização
Manutenção	Revisões em intervalos programados
Prazo	Fim do desenvolvimento, prazo de entrega
Transporte	Limitações através de guinchos, por tamanho
Reciclagem	Reaproveitamento, reprocessamento, disposição final, armazenamento

Fonte: Autor (2020).

3.1.2 Elaboração da lista de requisitos

Com as informações da linha mestra e as informações da revisão bibliográfica, foi elaborada a lista de requisitos, a qual contém condicionantes derivados das características principais que atuarão sobre as estruturas de função, funcionamento e construção do produto. A discussão acerca dos requisitos do projeto teve a contribuição do orientador, coorientador, além da equipe de discussão formada por mestrandos e doutorandos da Unijuí, que participaram ativamente do projeto.

No quadro 4 apresentam-se todos os requisitos da lista com uma explicação de cada um.

Quadro 4 – Requisitos

Requisitos	
1 - Geometria	A geometria prevê que a largura não seja superior a 0,8 m, para evitar desmontagens quando houver a necessidade de passar por portas durante o transporte. Ainda dentro da geometria, o equipamento não deve ter massa superior a 70 kgf, para que duas pessoas possam movimentá-lo sem riscos de lesão.
2 - Cinemática	A cinemática considera ciclos médios de 6 segundos, pois este é o tempo médio de um ciclo completo de exercícios, e a velocidade de deslocamento de 0,3 m/s, pois esta é uma velocidade segura para o exercício.

Conclusão do Quadro 4

Requisitos	
3 - Matéria	A matéria diz respeito ao fluxo de energia, em que a entrada é o paciente com dificuldade de locomoção, e a saída é a melhora da função motora.
4 – Sinal	O requisito de sinal tem a finalidade de exercer controle sobre a execução dos ciclos de exercícios, em que os sensores indutivos determinarão o início e o fim do curso do suporte. As posições intermediárias do suporte serão monitoradas pelo encoder instalado no eixo de rotação do suporte.
5 - Segurança	A segurança é essencial em qualquer projeto; neste caso, o projeto atende a requisitos de segurança no tocante à baixa tensão, em que todos os dispositivos montados no equipamento são obrigatoriamente alimentados com baixa tensão. E como uma forma de garantir a segurança do paciente, se, por algum motivo, o ângulo máximo programado – e que é monitorado pelo encoder – falhar, e em caso de falha do encoder, o sensor indutivo de final de curso interromperá o movimento. E se os dois sensores falharem, ainda existe um terceiro dispositivo de segurança, um batente mecânico, que interromperá o movimento.
6 - Ergonomia	Em relação aos requisitos de ergonomia, o equipamento foi projetado para que o profissional de fisioterapia tenha o mínimo de esforço. Isso porque o equipamento prevê o movimento passivo, sem interferência do fisioterapeuta, e a posição do paciente, ergonômica o suficiente para que o movimento da perna não exerça esforço indesejado no paciente.
7 – Massa	Quanto à massa do equipamento, ela não deve exceder a capacidade de carga de duas pessoas.
8 - Produção	Todas as peças foram projetadas, de forma que possam ser produzidas com máquinas padrão da indústria, sem necessidade de máquinas complexas para produzir as peças, nem equipamentos de controle sofisticados.
9 – Controle de qualidade	O controle de qualidade do equipamento, prevê a verificação de todas as conexões, prevenindo vazamentos, por exemplo, assim como a verificação de todas as peças soldadas quanto ao aparecimento de trincas.
10 – Operação	Requisitos de operação também serão observados; para tanto, antes de iniciar a seção de exercícios, o equipamento deve ser acionado e observada a existência de anormalidades de funcionamento. Com relação aos requisitos da manutenção do equipamento, os intervalos de manutenção preventiva são relativamente curtos, sendo previstas, a cada 6 meses, manutenções preventivas, simples, não exigindo mão de obra muito especializada.
11 – Prazo de entrega	O prazo de entrega de 60 dias prevê a terceirização de alguns processos, como corte e usinagem, viabilizando, desse modo, que pequenas empresas, as quais contam com a colaboração de, pelo menos, um engenheiro, possam ser capazes de produzir o equipamento.
12 – Transporte	A previsão é de que o equipamento seja transportado montado integralmente, facilitando e agilizando sua instalação e entrada em operação.
13 - Descarte	Quanto ao descarte, o projeto prevê que a maioria dos componentes utilizados no projeto possa ser reciclada.

Fonte: Autor (2020).

Na lista de requisitos, apresentada no Quadro 5, há classificação em:

- a) Exigência – requisito representado pela letra “E”, que deve obrigatoriamente ser cumprido;
- b) Desejado – requisito representado pela letra “D”, que são requisitos desejados no projeto, mas não são obrigatórios.

Quadro 5 - Lista de requisitos

		Lista de Requisitos para o projeto de um sistema para reabilitação de membros inferiores	Folha 1 Pag 1
DATA	E/D	REQUISITO	RESPONSÁVEL
		1 - Geometria	Equipe de Engenharia
04/10/2019	E	Ter dimensões que atendam a maioria das diferentes alturas das pessoas e largura não superior a 0,8 metros	
04/10/2019	E	Peso aproximado de 70 kg	
		2 - Cinemática	
04/10/2019	E	Ciclos médios de 45 segundos	
04/10/2019	E	Velocidade média de deslocamento de 2 graus/segundo	
		3 - Matéria	
04/10/2019	E	Entrada: Pessoa com comprometimento dos movimentos Saída: Pessoa com melhora da função motora	
		4 - Sinal	
04/10/2019	E	Contar com um sensor de posição capaz de determinar a posição do suporte da perna	
04/10/2019	E	Sinal de comando de baixa tensão (110 ou 127 Volts)	
		5 - Segurança	
04/10/2019	E	Atender a norma de segurança (baixa tensão) limites de início e final de ciclo	
		6 - Ergonomia	
04/10/2019	E	Sistema projetado para não necessitar da intervenção humana	
04/10/2019	E	Baixa massa	
		7 - Produção	
04/10/2019	E	Fabricação simples	
		8 - Controle de qualidade	
04/10/2019	E	Verificar ocorrência de vazamentos em todas as conexões	
04/10/2019	E	Verificar se não há trincas em todos os componentes	
		9 - Controle de qualidade	
04/10/2019	E	Testar todo o sistema antes de cada operação	
		10 - Manutenção	
04/10/2019	E	Intervalos de manutenção preventiva de 6 meses	
04/10/2019	E	Manutenção simples	
		11 - Prazo	
04/10/2019	D	Prazo de entrega de 60 dias	
		12 - Transporte	
04/10/2019	E	Transportar o equipamento montado integralmente, para que sua instalação seja simples e rápida	
		13 - Reciclagem	
04/10/2019	D	Dar preferência a componentes com materiais recicláveis	

Fonte: Autor (2020).

A lista de requisitos foi elaborada atendendo às condições básicas para o desenvolvimento do produto, visando sua utilização, e exigências que serão importantes para a elaboração do projeto – geometria e segurança, por exemplo – que levam em consideração as condições de utilização, uma vez que sua não observância pode inviabilizar a utilização do produto. Além disso, considera a competitividade no mercado e a possibilidade de atualização, sempre que necessário.

Cada um dos requisitos foi discutido individualmente e auxiliará a entender a tarefa de desenvolver o conceito do projeto atendendo a critérios que afetarão sua qualidade, segurança e usabilidade. Na sequência do estudo, passa-se para a segunda fase da metodologia de Pahl *et al.* (2005), a elaboração do projeto conceitual.

Tomando como ponto de partida os requisitos apresentados, estas informações serão levadas em consideração na próxima tarefa, auxiliarão a definir as características do produto e, por consequência, auxiliar no desenvolvimento do projeto conceitual.

3.2 Projeto conceitual

Seguindo as definições da lista de requisitos, inicia-se a fase de desenvolvimento, quando se busca o esclarecimento do problema, a elaboração da estrutura de função e se busca por princípios de funcionamento apropriados e sua combinação na estrutura de funcionamento, assim como a definição preliminar de uma solução.

Para a dissolução das ideias fixas, inicia-se pela abstração, permitindo salientar o problema principal e estabelecer a função global, seguidos pela estrutura de funções e desdobramento em funções principais e secundárias. Na sequência, ocorre a busca pelos princípios de funcionamento, a concretização em variantes de concepção e, finaliza-se com a avaliação das principais variantes.

3.2.1 Abstração

O objetivo da abstração é evitar convenções que impediriam soluções não convencionais, que poderiam ser melhores e mais econômicas. A abstração será aplicada para esclarecer o ponto crucial da tarefa, podendo, dessa forma, formular mais apropriadamente a tarefa global no contexto das subtarefas, reduzindo a complexidade do problema de projeto conceitual do sistema para reabilitação de membros inferiores.

Para Pahl *et al.* (2005), o procedimento para se obter uma estrutura de pensamento, através da abstração, é realizado em cinco passos:

- 1º Suprimir vontades mentalmente.

- 2º Considerar somente requisitos que afetam diretamente as funções principais condicionantes.
- 3º Converter requisitos quantitativos em qualitativos.
- 4º Ampliar de forma adequada o que foi percebido.
- 5º Formular o problema de forma neutra quanto à solução.

O Quadro 6 mostra o processo de abstração com a aplicação das cinco etapas para a concepção do sistema para reabilitação de membros inferiores.

Quadro 6 - Procedimento de abstração

Resultado da 1ª e 2ª etapas <ul style="list-style-type: none"> • Dimensões padronizadas • Massa máxima de 70 kgf • Sensor de posição • Batente mecânico inferior e superior
Resultados da 3ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Leitor de posição • Baixo ruído
Resultado da 4ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Controle de execução de programação • Ergonomia • Controle de velocidade
Resultado da 5ª etapa <ul style="list-style-type: none"> • Auxiliar na reabilitação de pacientes com comprometimento dos movimentos

Fonte: Autor (2020).

A abstração auxiliará na definição do problema do projeto e, na sequência, será formulada a função global do problema, ou seja, reabilitar membros inferiores de pacientes, auxiliando na sua recuperação.

3.2.2 Estrutura de funções

Com auxílio da abstração, busca-se, nesta etapa, efetuar a formulação definitiva neutra com relação à solução simultaneamente com a função, focando na função principal do sistema, e estabelecer a função global, que representa a inter-relação geral e objetiva entre entrada e saída, referente à conversão de energia, material e sinal. Essa relação deve ser especificada tão concretamente quanto possível, tornando o sistema o mais simples e economicamente viável.

Segundo Phal *et al.* (2005), para um problema técnico envolvendo conversão de energia, material e sinal, é procurada uma solução. Para isso, precisa existir, num sistema, uma relação entre entrada e saída. Entende-se por função a relação geral entre entrada e saída de um sistema, com a finalidade de cumprir uma tarefa.

No projeto em questão, a variável de entrada é o sistema para reabilitação de membros inferiores; de energia, é a energia cinética; e de sinal, são os sinais produzidos pelos sensores de posição e de fim de curso. As variáveis de saída são sistemas mecânicos dotados de dispositivos que permitam o movimento relativo controlado entre duas partes, a transformação de energia cinética em movimento e os sinais que serão convertidos dados para a leitura e acionamento. A análise das funções do produto é apresentada no próximo quadro, determinando as entradas e saídas.

Quadro 7 - Relação de entradas e saídas

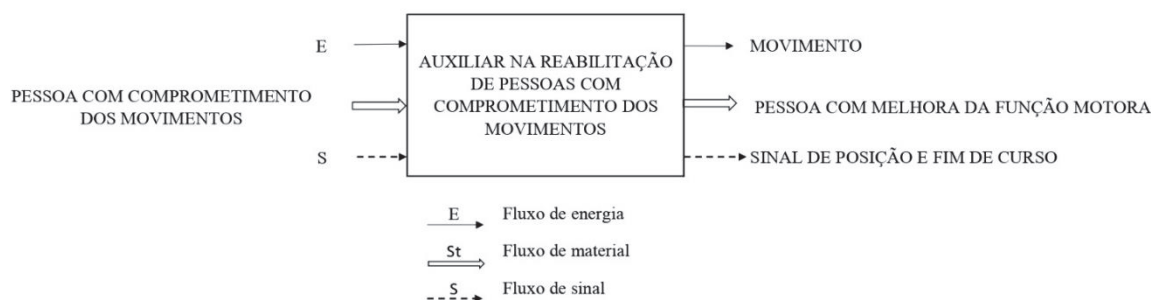
Análise funcional	Entrada	Saída
Matéria	Sistema de reabilitação	Sistema montado
Energia	Energia cinética	Movimento do suporte
Sinal	Sensor de posição	Informação de posição e de fim de curso

Fonte: Autor (2020).

Com o fluxo de entradas e saídas determinado, a função global é conhecida, caracterizada por auxiliar na reabilitação de pessoas com comprometimento dos membros inferiores.

O fluxograma da Figura 23 apresenta a configuração funcional referente à relação de entradas e saídas do processo.

Figura 23 - Função global



Fonte: Autor (2020).

A função global pode ser desdobrada em subfunções, às quais corresponderão subtarefas dentro da tarefa global. A interligação de subfunções na função global conduz à estrutura de funções. O objetivo agora é simplificar a função global e interligar as subfunções em uma estrutura simplificada, chegando-se ao fluxograma que relaciona as funções do equipamento à função principal. E, na sequência, cada uma das subfunções deve ser solucionada.

A primeira subfunção diz respeito à posição inicial do suporte, para a qual se deve apresentar uma solução. Essa posição será fixa, porém com possibilidade de ajuste, caso seja necessário. O ângulo inicial do suporte será coincidente com a posição inicial; a solução para que o ângulo inicial seja medido deverá ser desenvolvida.

A posição final do suporte também deve ser controlada e, para tal, deverá ser previsto um sistema de fim de curso, porém, da mesma forma como a posição inicial, seu ângulo deve ser medido.

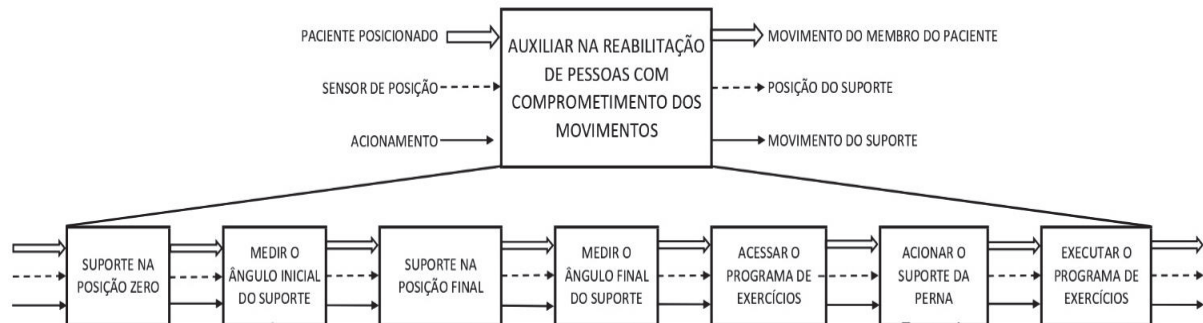
O acesso ao programa de exercícios é outro item que deve ser atendido, de forma que evite onerar o projeto. Para tanto, soluções alternativas devem ser consideradas.

O acionamento do suporte é um dos itens mais importantes do projeto e, portanto, deverá ser analisada criteriosamente a melhor solução para esta função.

A solução para a execução do programa de exercícios, da mesma forma que o item de acesso ao programa de exercícios, deve evitar o aumento de custo do projeto, considerando soluções alternativas, de baixo custo e fácil acesso.

O fluxograma da estrutura de funções está representado pela Figura 24.









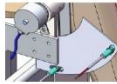
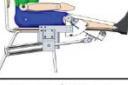



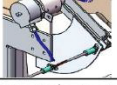




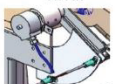







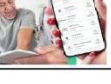

Figura 24 - Estrutura de funções, com subfunções principais e secundárias



Fonte: Autor (2020).

Estando definida a função global e as funções principais, em seguida, cada uma das funções será caracterizada. O Quadro 8 mostra o esquema de ordenamento construído a partir da estrutura de funções.

Quadro 8 - Esquema classificador

Função	Soluções				
1 Iniciar com o suporte na posição zero	Sensor indutivo 	Sensor magnético 	Sensor óptico 	Sensor mecânico 	
2 Medir o ângulo inicial do suporte	Visualmente 	Aparelho específico 	Paciente define 	Encoder 	Sensor de posição inicial 
3 Suporte na posição final	Visualmente 	Aparelho específico 	Paciente define 	Encoder 	Sensor de posição final 
4 Determinar o ângulo final do suporte	Visualmente 	Aparelho específico 	Paciente define 	Encoder 	Sensor de posição final 
5 Acessar o programa de exercícios	Dektop 	Smartphone 	IHM 		
6 Acionar	Elétrico 	Hidráulico 	Pneumático 		
7 Executar	Placa controladora Dspace 	Software livre 	Painel dedicad 		

Fonte: Autor (2020).

As funções foram adotadas seguindo necessidades do projeto e sua aplicação. Na sequência, serão apresentadas explicações referentes às funções principais.

1. Iniciar com o suporte na posição zero: o suporte onde é posicionada a perna do paciente deve iniciar na posição zero para que o sistema possa executar o movimento com a amplitude que o programa de exercícios prevê. Para esta função, foram elencadas quatro soluções, que preveem sensores para determinar a posição:

- **Sensor indutivo:** utilizar um sensor indutivo, o qual apresenta a capacidade de detectar objetos metálicos em pequenas distâncias, definido como um sensor de proximidade.

- **Sensor magnético:** utilizar um sensor magnético, que se aciona a partir de um campo magnético, geralmente proveniente de um ímã permanente ou de uma bobina. Esse tipo de sensor funciona basicamente como uma chave liga/desliga.

- **Sensor óptico:** utilizar um sensor óptico, pois sensores ópticos ou fotoelétricos têm como princípio de funcionamento o uso da propagação da luz. Esse tipo é comumente utilizado para medir a distância em que um objeto se encontra em relação ao sensor.

- **Sensor mecânico:** utilizar um sensor mecânico, que tem a capacidade de detectar posições, mediante a abertura ou fechamento de um contato mecânico. Esse tipo de sensor necessita de contato mecânico para atuar.

Obs.: Por motivos de segurança, além do sensor, deverá ser previsto um batente mecânico, para garantir a posição do suporte em caso de falha dos sensores.

2. Medir o ângulo inicial do suporte: o equipamento deve, além de identificar a posição inicial e final do suporte, determinar também o ângulo instantâneo do suporte, pois essa informação será imprescindível para realizar um programa de exercícios progressivo. Para esta função foram selecionadas cinco soluções:

- **Visualmente:** prevê que o ângulo inicial possa ser determinado visualmente.

- **Aparelho específico:** prevê o uso de aparelhos de medição existentes no mercado, capazes de medir o ângulo formado entre a coxa e a perna do paciente.

- **Encoder:** utilizar um sensor tipo encoder para medir o ângulo.

- **Sensor de posição:** utilizar um sensor de posição, previamente posicionado.

- **Paciente define:** o paciente, pela sua percepção, define o ângulo inicial da perna.

3. Suporte na posição final: deverá ser calibrada a posição final do suporte, acionando o suporte manualmente para garantir que não haja risco de lesão ao paciente, danos ao equipamento e garantia de que o sistema está operando corretamente. Deverá ser previsto um batente mecânico, de forma a garantir que o suporte não ultrapasse a posição final, evitando, dessa forma, o risco de lesão no paciente, em caso de falha dos sensores. Para essa função foram selecionadas cinco soluções:

- **Visualmente:** o operador do equipamento aciona o acionador até a posição que julgar adequada para o final do ciclo.

- **Aparelho específico:** prevê o uso de aparelhos de medição existentes no mercado, capazes de medir o ângulo formado entre a coxa e a perna do paciente.

- **Paciente define:** o paciente, a partir da sua percepção, define o ângulo final da perna.

- **Encoder:** utilizar um sensor tipo encoder para medir o ângulo.

- **Sensor de posição:** utilizar um sensor de posição, previamente posicionado para garantir o início do movimento na posição correta.

4. Medir o ângulo final do suporte: com o suporte na posição final, ou seja, quando o sensor de final de curso for detectado, certificar-se de que o sensor está na posição menor que 90° para evitar lesões ao paciente. Para essa função foram selecionadas cinco soluções:

- **Visualmente:** o operador do equipamento aciona o acionador até a posição que julgar adequada para o final do ciclo.

- **Aparelho específico:** prevê o uso de aparelhos de medição existentes no mercado, capazes de medir o ângulo formado entre a coxa e a perna do paciente.

- **Paciente define:** o paciente, a partir da sua percepção, define o ângulo final da perna.

- **Encoder:** utilizar um sensor tipo encoder para medir o ângulo.

- **Sensor de posição:** utilizar um sensor de posição, previamente posicionado.

5. Acessar o programa de exercícios: o programa de exercícios deve ser acessado, para isso, será usado um equipamento, que poderá ser um desktop, um smartphone ou uma IHM, que será responsável pelo processamento dos dados, e será a interface com o operador. A este equipamento estará interligado uma placa eletrônica que será responsável pela obtenção e armazenagem dos dados.

- **Desktop:** utilizar um computador (desktop) para acessar os programas de exercícios.

- **Smartphone:** utilizar smartphone para acessar o programa de exercícios.

- **IHM:** utilizar uma interface do tipo homem-máquina para acessar os programas de exercícios.

6. Acionar: para a função de realizar o acionamento do suporte da perna, foram elencadas três soluções:

- **Elétrico:** utilizar um acionador elétrico.

- **Hidráulico:** utilizar um acionador hidráulico.

- **Pneumático:** utilizar um acionador pneumático.

7. Executar: executar o programa de exercícios. A placa eletrônica que será interligada a interface com o operador (desktop, smartphone ou IHM), será responsável pela obtenção e armazenamento dos dados do equipamento, a qual utilizará a integração com um software, permitirá a captura e manipulação dos dados em tempo real. Foram selecionadas três soluções para a execução do programa:

- **Placa controladora Dspace:** utilizar uma placa controladora Dspace devido a sua flexibilidade e facilidade de programação.

- **Software livre:** utilizar um software de código aberto em razão da gratuidade, o que impacta no valor do projeto e dá liberdade para copiar a programação sem restrições legais.

- **Painel dedicado:** desenvolver um painel especificamente para essa função.

3.2.3 Estrutura de funcionamento

Para as subfunções, precisam ser encontrados princípios de funcionamento combinados na estrutura de funcionamento, o que tornará identificável o princípio de solução para atender a função. Essa etapa conduzirá a diversas variantes de solução; para tanto, será utilizada uma matriz morfológica, com possíveis formas de solução para cada função, conforme Quadro 9.

Quadro 9 - Quadro de análise de solução para as funções

Função	Soluções				
	Solução 1	Solução 2	Solução 3	Solução 4	Solução 5
Suporte na posição zero	Utilizar sensor indutivo	Utilizar sensor magnético	Utilizar sensor óptico	Utilizar sensor mecânico	
Medir o ângulo inicial do suporte	Observar visualmente se a posição da perna do paciente está correta para iniciar o exercício	Utilizar aparelho para medir o ângulo entre a coxa e a perna do paciente	Deixar o paciente relaxado para que ele próprio defina a posição inicial	Utilizar encoder	Com o suporte da perna encostado no sensor da posição inicial
Suporte na posição final	Observar visualmente se a posição da perna do paciente está correta para concluir o exercício	Utilizar aparelho para medir o ângulo formado entre a coxa e a perna do paciente	Deixar o paciente relaxado para que ele próprio defina a posição final	Utilizar encoder	Com o suporte da perna encostado no sensor da posição final
Medir o ângulo final do suporte	Observar visualmente se a posição da perna do paciente está correta para finalizar o exercício	Utilizar aparelho para medir o ângulo formado entre a coxa e a perna do paciente	Deixar o paciente definir a posição final	Utilizar encoder	Com o suporte da perna encostado no sensor de posição final
Acessar o programa de exercícios	Utilizar um computador tipo <i>desk top</i> dedicado para o equipamento	Acessar via <i>Smartphone</i>	Acessar via IHM (Interface Homem Máquina)		
Acionar o suporte da pena	Acionamento elétrico	Acionamento hidráulico	Acionamento pneumático		
Executar o programa de exercícios	Através de Placa Controladora <i>Dspace</i>	Através de <i>Software</i> livre via <i>Smartphone</i>	Através de painel dedicado		

Fonte: Autor (2020).

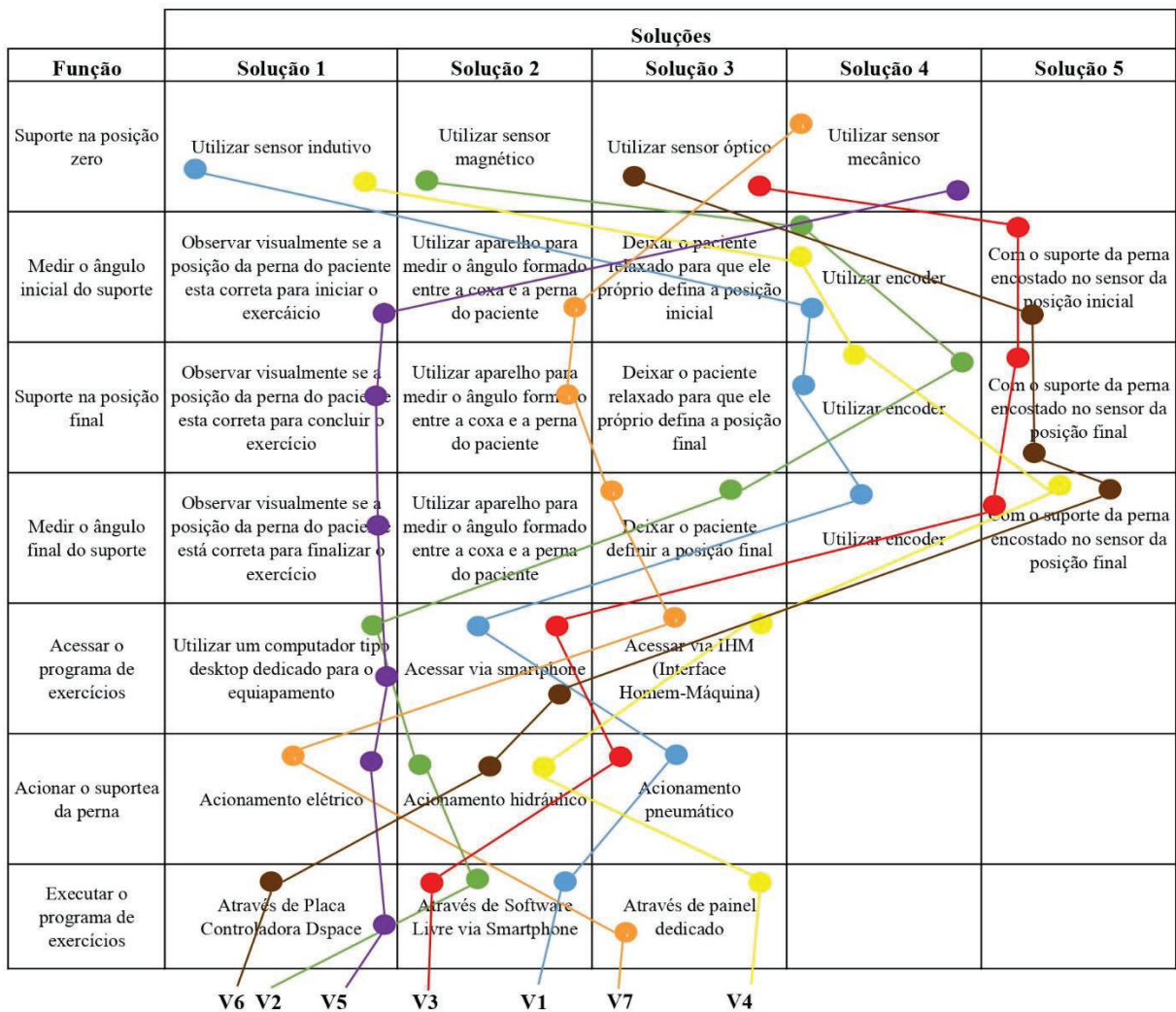
Com base nessas possibilidades apresentadas, busca-se definir o maior número de soluções possíveis para cada subfunção, para, em seguida, realizar uma combinação entre elas, na busca do melhor conceito para o produto. Um maior número de soluções para uma função pode melhorar o projeto do produto.

3.2.4 Seleção de estruturas de funcionamento apropriadas

Identificadas as soluções para as funções, é necessário utilizar-se da lista de seleção esquemática clara, eliminar e priorizar para que a escolha das estruturas de funcionamento seja a mais favorável, avaliando a capacidade de solução para cada princípio de solução.

Avaliando a lista de soluções apresentadas no Quadro 9, é possível realizar uma análise preliminar e selecionar as combinações de soluções. Foram obtidas sete variantes de solução possíveis. A Figura 25 apresenta a matriz morfológica com várias combinações de soluções.

Figura 25 - Combinações das soluções



Fonte: Autor (2020).

Através da combinação das soluções, foram obtidas sete variantes de solução. Na sequência, serão avaliadas as variantes de solução, aquelas que não atenderem aos critérios de avaliação serão descartadas.

A avaliação das soluções é feita da seguinte forma: cada uma das variantes de solução terá que responder a seis perguntas: se é compatível com a tarefa global; se as exigências da lista de requisitos foram satisfeitas; se é realizável; se o custo de produção é reduzido, se atende aos requisitos de segurança; se é de fácil implantação.

Para as variantes de solução que atenderam aos critérios com os quais foram avaliadas, utilizou-se a simbologia S (sim); para aquelas que não atenderam, foi usada a simbologia N (não). Em seguida, tomou-se a decisão de colocar “OK” na coluna “DECIDIR” para aquelas que atenderam aos critérios mencionados, e deixar o campo em branco para as que não atenderam, conforme apresentado no Quadro 10.

Quadro 10 - Lista de seleção

Avaliar alternativas de solução de acordo com os critérios de seleção (S) – Sim (N) – Não (?) – Escassez de informações							Decidir
							(+) Continuar o desenvolvimento (-) Eliminar a solução (?) Obter informações (!) Verificar lista de requisitos
					1	É compatível com a tarefa global?	
					2	As exigências da lista de requisitos foram satisfeitas?	
					3	É realizável?	
					4	O custo de produção é reduzido?	
					5	Atende requisitos de segurança?	
					6	É de fácil implantação?	
						6	Observações (sugestões, justificativas)
V1	S	S	S	S	S	S	OK
V2	S	S	S	N	N	N	A utilização de acionamentos hidráulicos não é desejável
V3	S	S	S	S	S	S	OK

Conclusão do Quadro 10

V4	S	N	S	N	S	S	A utilização de acionamentos hidráulicos em ambiente hospitalar não é desejável. O custo de aquisição da IHM é muito alto
V5	S	N	S	S	N	N	A utilização da posição da perna pode incorrer em erro
V6	S	N	S	N	N	S	A utilização de acionamentos hidráulicos em ambiente hospitalar não é recomendável
V7	S	N	S	S	N	S	A aquisição de aparelho para medir o ângulo da perna do paciente não está previsto no projeto

Fonte: Autor (2020).

Da combinação das variantes de solução, foram escolhidas aquelas que atendem aos critérios da lista de seleção, que são as seguintes: se a solução é compatível com a tarefa global; se as exigências da lista de requisitos foram satisfeitas; se é realizável; se o custo de produção é reduzido; se atende aos requisitos de segurança; se é de fácil implantação. Das sete combinações, somente duas satisfizeram todos os critérios apresentados no Quadro 10, verificou-se que as melhores variantes de solução são as variantes 1 e 3, portanto iremos detalhá-las a seguir.

As variantes de solução escolhidas apresentam as seguintes soluções para as funções:

Variante de solução 1:

- **Suporte na posição zero:** utilizar um sensor indutivo.
- **Medir o ângulo inicial do suporte:** utilizar encoder.
- **Suporte na posição final:** utilizar encoder.
- **Acessar o programa de exercícios:** acessar via *smartphone*.
- **Acionar o suporte da perna:** acionamento pneumático.
- **Executar o programa de exercícios:** através de software livre via *smartphone*.

Variante de solução 3:

- **Suporte na posição zero:** utilizar um sensor óptico.
- **Medir o ângulo inicial do suporte:** com o suporte da perna encostado no sensor da posição inicial.

- **Suporte na posição final:** com o suporte da perna encostado no sensor da posição final.
- **Acessar o programa de exercícios:** acessar via *smartphone*.
- **Acionar o suporte da perna:** acionamento pneumático.
- **Executar o programa de exercícios:** através de software livre via *smartphone*.

A seguir será descrita operacionalmente cada uma das variantes de solução selecionadas.

A variante 1 utilizará um sensor indutivo, que será fixado de maneira que determine a posição inicial do suporte da perna. O ângulo inicial será determinado por um sensor tipo encoder, para que o sistema tenha definido onde começa o movimento e, dessa forma, se saberá até onde o acionador deve avançar o suporte; a posição final do suporte se dará pelo ângulo máximo do programa de exercícios e será determinado pelo encoder. Para a movimentação do suporte da perna, será utilizado um acionador pneumático. Inicialmente o sinal de controle energiza a solenoide da válvula de modo que uma força magnética resultante é aplicada no carretel da válvula, produzindo o deslocamento do carretel. O deslocamento do mesmo abre o orifício de controle para que uma câmara do cilindro seja ligada a linha de pressão e a outra seja ligada à pressão atmosférica. Desta forma, produzindo uma diferença de pressão nas câmaras do cilindro, dando origem a uma força resultante movendo o suporte da perna. Em seguida, o programa de exercícios é acessado via *smartphone*. A execução do programa de exercícios será através de um software livre, em que, através do programa já selecionado, movimentará o suporte da perna na amplitude e frequência e velocidade programadas.

A variante 3 utilizará um sensor óptico para determinar a posição inicial; o ângulo inicial do suporte da perna será definido, encostando-se o suporte da perna no sensor da posição inicial; a posição final do suporte será definida deslocando-se manualmente o suporte no sensor de posição final. Para a movimentação do suporte da perna, será utilizado um acionador pneumático. Inicialmente o sinal de controle energiza a solenoide da válvula de modo que uma força magnética resultante é aplicada no carretel da válvula, produzindo o deslocamento do carretel. O deslocamento do mesmo abre o orifício de controle para que uma câmara do cilindro seja ligada a linha de pressão e a outra seja ligada à pressão atmosférica. Desta forma, produzindo uma diferença de pressão nas câmaras do cilindro, dando origem a uma força resultante movendo o suporte da perna. Em seguida o programa de exercícios será acessado via *smartphone*. O programa de exercícios será executado através de software livre, em que, através do programa já selecionado, movimentará o suporte da perna na amplitude e frequência e velocidade programadas.

As duas variantes de solução escolhidas serão agora avaliadas, para optar pela melhor solução, seguindo critérios listados a seguir, com valores atribuídos para cada característica, em que zero será o menor valor e cinco, o maior valor. A variante que obtiver o maior valor no final da avaliação será a escolhida.

- Baixo custo dos materiais
- Facilidade de montagem
- Facilidade de produção na indústria local
- Segurança
- Pouca manutenção
- Manutenção simples

A Tabela 1, a seguir, avalia de forma qualitativa as variantes pré-selecionadas, comparando-as. A variante mais alinhada aos objetivos do trabalho será selecionada.

Tabela 1 - Avaliação das variantes de solução selecionadas

LISTA DE AVALIAÇÃO DO PROJETO DE UM SISTEMA PNEUMÁTICO PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES			
N	CRITÉRIOS DE AVALIAÇÃO	VARIANTE 1	VARIANTE 2
1	Baixo custo de materiais	3	4
2	Facilidade de montagem	4	4
3	Facilidade de produção na indústria	5	5
4	Segurança	5	3
5	Pouca manutenção	4	4
6	Manutenção simples	5	4
Soma		26	24

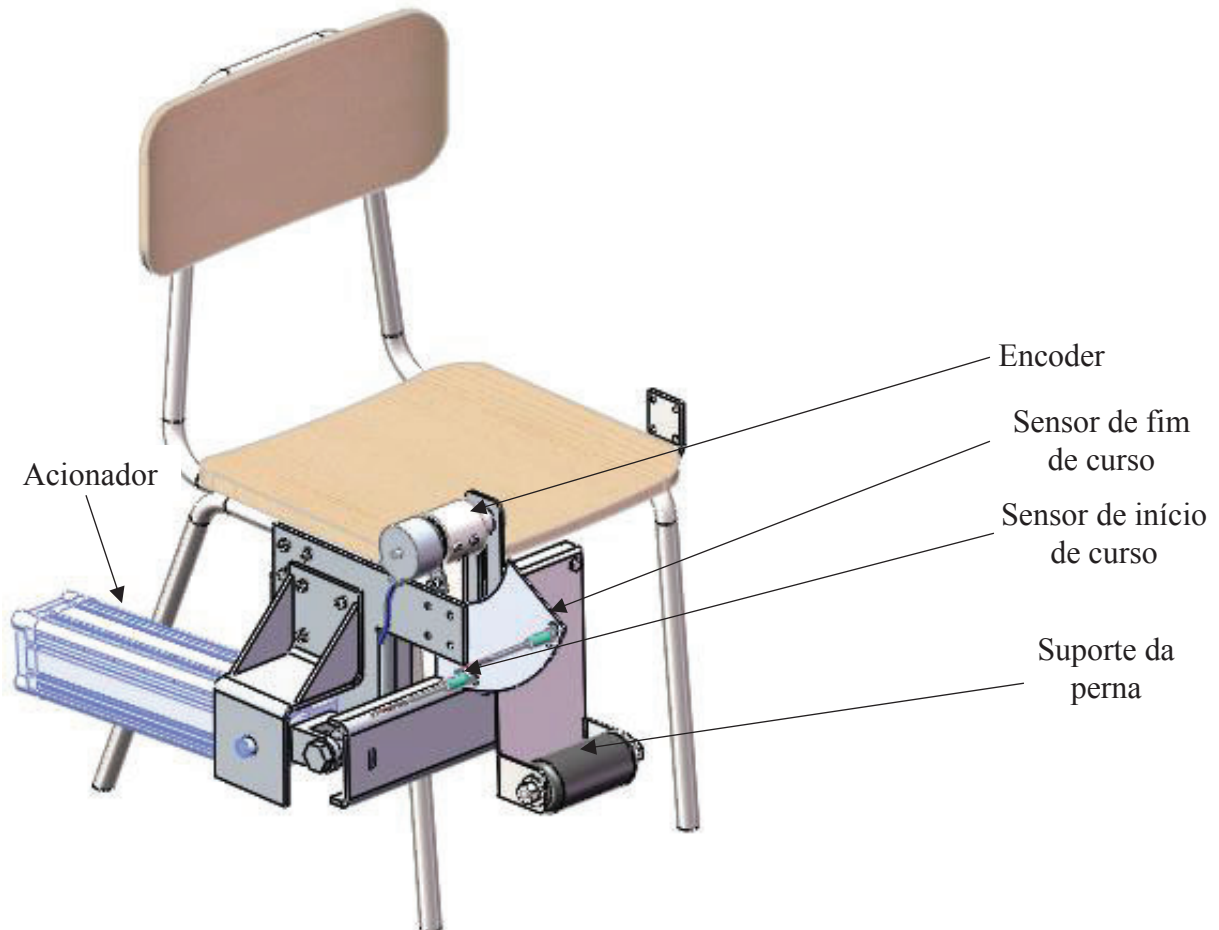
Fonte: Autor (2020).

Após análise dos resultados da tabela 3, a atribuição de pontos aos critérios de avaliação, a determinação do valor global é questão de simples adição. Embora a soma dos critérios das duas variantes tenha resultado em valores muito próximos, a Variante 1 apresentou o melhor

desempenho nos critérios avaliados. Como consequência, o projeto será desenvolvido segundo os critérios selecionados na Variante 1.

O objetivo deste estudo é determinar a melhor combinação de soluções, pontuando cada função individualmente, sempre procurando satisfazer a lista de requisitos. A Figura 26 apresenta um desenho simplificado das soluções para as funções obtidas com a Variante 1.

Figura 26 - Desenho simplificado do sistema para reabilitação de membros inferiores



Fonte: Autor (2020).

3.3 Anteprojeto

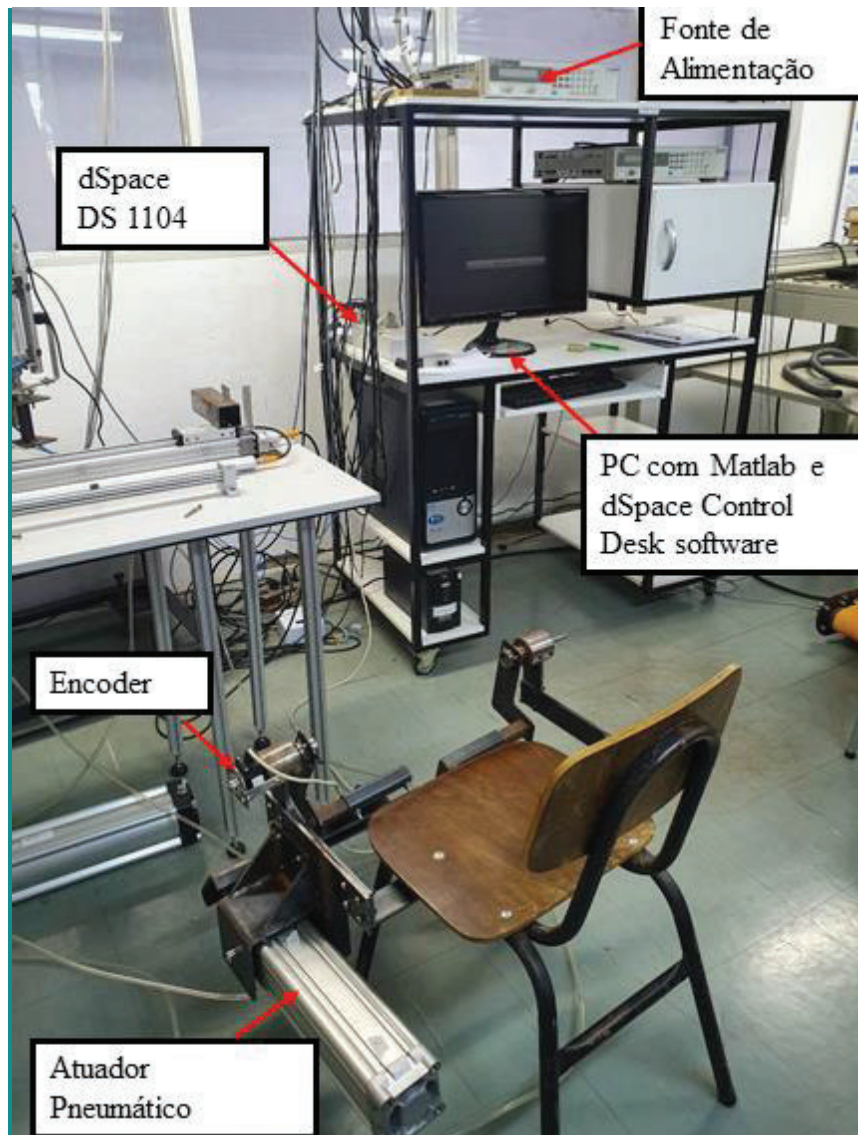
O projeto do sistema para reabilitação de membros inferiores foi dividido em 3 partes principais: o projeto mecânico, o módulo pneumático e o módulo de controle. A Figura 28 apresenta uma imagem do protótipo durante os testes, com os módulos pneumático e de controle instalados em bancada.

A bancada experimental é um sistema dinâmico composto por um servo posicionador pneumático, um cilindro pneumático diferencial de dupla ação e haste simples, com controle de aquisição de dados usando um microcomputador e uma placa dSPACE. A bancada é

acionada por cilindros pneumáticos, os quais geram os movimentos lineares a partir do ar comprimido.

A Figura 27 mostra as partes que compõem a bancada experimental bem como apresenta os componentes, na sequencia será apresentada de forma sucinta o seu funcionamento.

Figura 27 - Bancada experimental



Fonte: Autor (2020).

3.3.1 Projeto mecânico

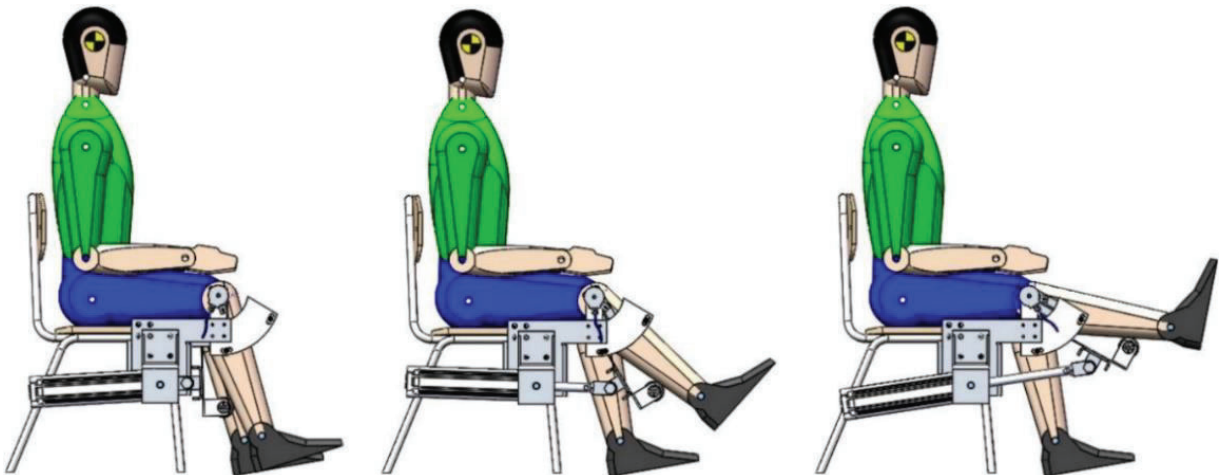
A base para o projeto mecânico foi uma cadeira escolar, a partir da qual todas as peças foram modeladas em *software* CAD 3D.

O mecanismo consiste em um conjunto de *links* rígidos unidos por juntas de revolução e montadas em uma base fixa na cadeira, cuja função é realizar os movimentos desejados em exercícios de reabilitação.

As peças usinadas foram produzidas nas oficinas da UPF, com fornecimento do material pelo autor; as peças planas em que houve a necessidade de cortes a laser foram encaminhadas a uma indústria de Ijuí, que forneceu o material e o corte a laser. As dobras foram executadas em uma indústria local, e as soldas e montagens foram executadas no laboratório de soldagem da Unijuí.

A Figura 28 mostra o design do projeto mecânico acionado pneumaticamente.

Figura 28 - Design do projeto mecânico



Fonte: Autor (2020).

Quanto ao mecanismo de acionamento, é composto pelo elo 0, que é o eixo imaginário que atravessa perpendicularmente a articulação do joelho do paciente, e o 1 que é o eixo imaginário que atravessa perpendicularmente a articulação do tornozelo do paciente, conectado por juntas rotativas e acionado por atuador linear.

A posição de instalação do acionamento foi definida por meio de simulação, para tanto, foi determinada a relação de transmissão de movimento das juntas rotativas acionadas por atuadores lineares.

O primeiro passo foi determinar os sistemas de referência.

No segundo passo, os pontos A e B são localizados, conforme mostra a Figura 29, para dedução das relações geométricas.

O próximo passo foi desenhar as peças em *software* 3D obedecendo as coordenadas.

A Figura 29 apresenta o protótipo do projeto com a representação do sistema de referência de coordenadas.

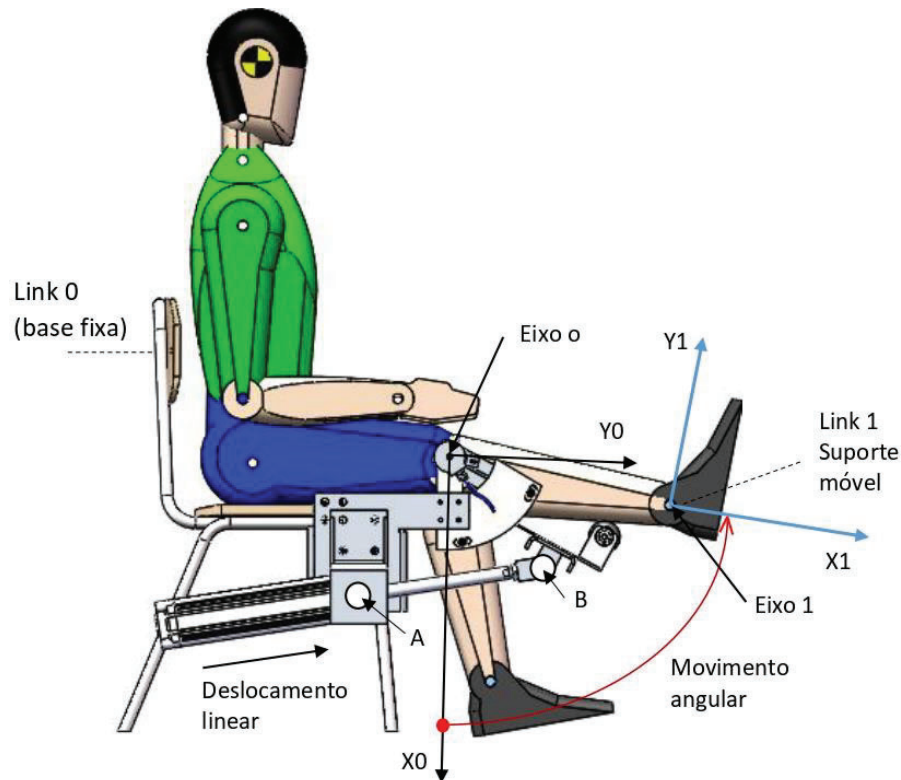
Figura 29 - Representação do sistema de coordenadas

Coordenadas dos elos 0 e 1 simulados:

- X0, Y0, Z0 são fixos na cadeira

- X1 = - 0,180 M

- Y1 = - 0,113 M



Fonte: Autor (2020).

3.3.2 Módulo pneumático

Inicialmente, foi projetada uma bancada pneumática, que aciona o cilindro pneumático. Um servoválvula controla o escoamento do ar comprimido fornecido ao cilindro e é responsável por regular a vazão e pressão de ar fornecida ao cilindro pneumático.

A unidade de conservação faz a filtragem do ar, eliminando impurezas oriundas da tubulação, antes que possam chegar à servoválvula proporcional, evitando danos. Os sensores de pressão controlam a pressão de suprimento de ar.

Os principais componentes do circuito pneumático estão descritos no Quadro 11.

Quadro 11 - Descrição dos principais componentes da bancada pneumática

Descrição do componente	Fabricante	Código	Especificações
Cilindro pneumático	Festo	DNC-80-250-PPV-A	Curso = 250 mm Diâmetro = 80 mm Diâmetro da haste = 25 mm

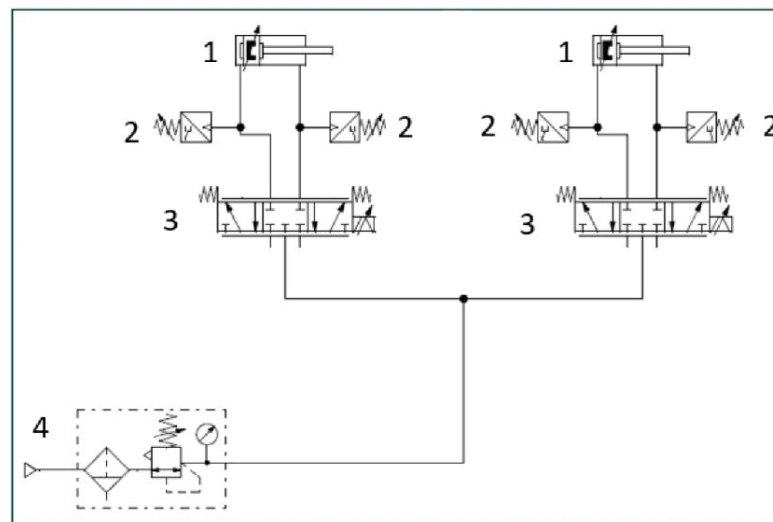
Conclusão do Quadro 11

Descrição do componente	Fabricante	Código	Especificações
Unidade de Conservação	Festo	FRC-1/8-D-7-5M-MICRO	0,5 – 7 bar Vazão máxima de 160 l/min
Servoválvula de controle direcional	Festo	MPYE-5-1/8-HF-10-B	0 – 10 V 5 vias 3 posições Vazão = 700 l/min
Sensor de pressão	Festo	SDEI-D10-G2-R18-C-PU-M8	Faixa de medição 0-10 bar

Fonte: Autor (2020).

A Figura 30 mostra o desenho do circuito pneumático da bancada, de acordo com a norma ISO 1219.

Figura 30 - Circuito pneumático da bancada



Fonte: Autor (2020).

Identificação dos principais componentes do circuito pneumático:

- 1 - Cilindro pneumático;
- 2 - Sensor de pressão;
- 3 - Servoválvula de 5 vias e 3 posições;
- 4 - Unidade de conservação.

3.3.3 Módulo de controle

A bancada conta com controle e aquisição de dados, utilizando um microcomputador tipo *Desktop* e uma placa dSPACE DS1104, que permite fazer a prototipagem de controle. Esse circuito identifica e controla os sinais de saída. Na placa, é gravado o controle do sistema que foi desenvolvido em software.

Essa placa recebe os sinais provenientes dos sensores. Ela é projetada para facilitar o desenvolvimento e a implementação de controladores e possui oito conversores analógico-digital (entradas ADC) e oito conversores digital-analógico (saídas DAC).

Nas conversões ADC e DCA, a placa apresenta um software para gerenciamento e aquisição de dados e módulos de acoplamento para o MatLab/Simulink.

A fonte de alimentação decorrente contínua é utilizada para acionar a cervoválvula. Esse tipo de corrente é indicado por apresentar menor variação a fim de evitar danos.

A fonte de alimentação HP 6543A utilizada conta com 24VDC.

Os principais componentes do sistema de controle estão listados no Quadro 12.

Quadro 12 - Descrição dos principais componentes de controle

Descrição do Componente	Fabricante	Código	Especificações
Sensor de pressão	Festo	SDEI-D10-G2-R18-C-PU-M8	Faixa de medição 0-10 bar
Encoder	Holmer	7510-0622-1000	1000 pulsos por rotação
Placa de controle	Dspace	DS1104	Micro processador MP8240

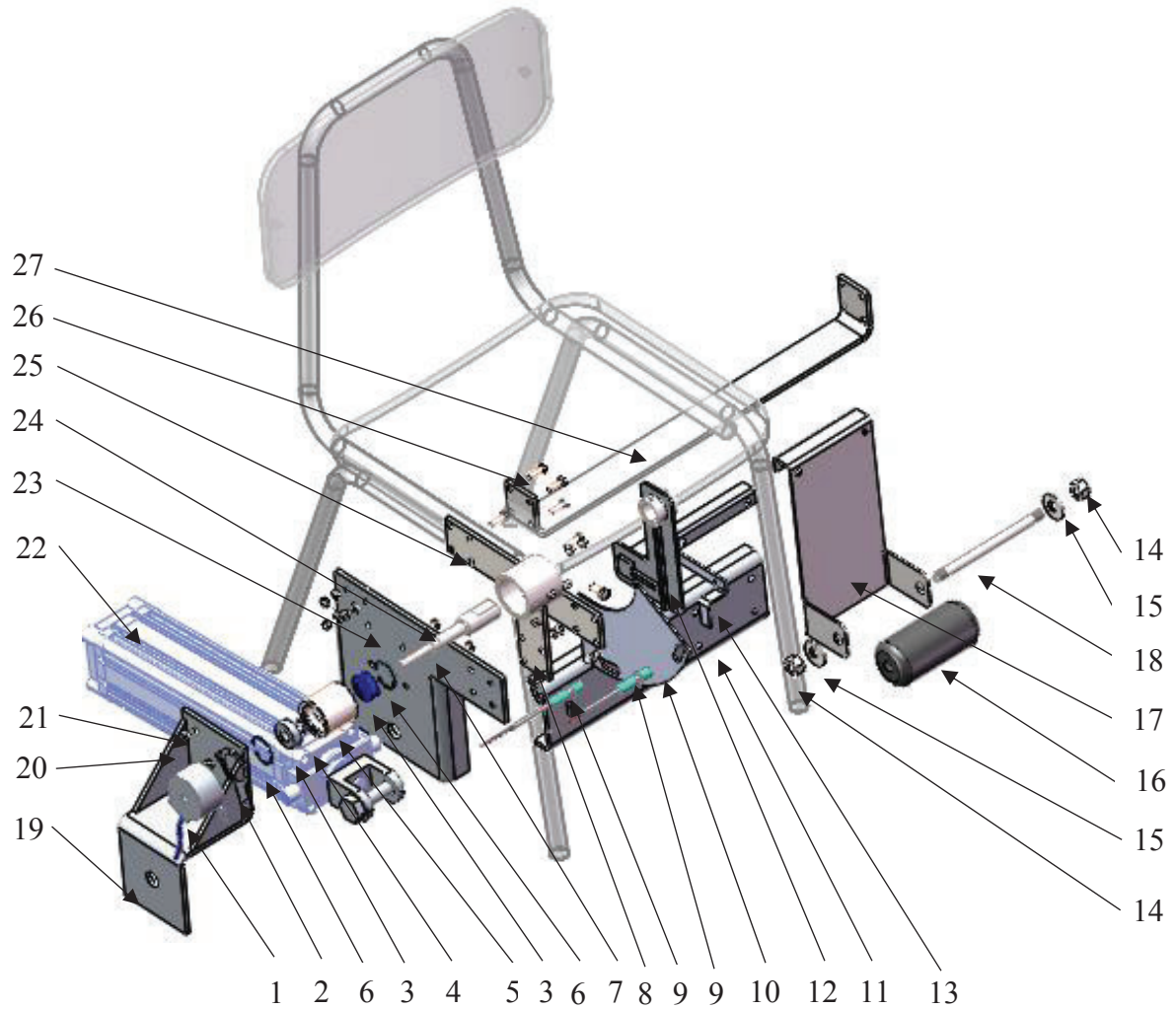
Fonte: Autor (2020).

3.4 Projeto detalhado

O projeto detalhado do sistema para reabilitação de membros inferiores, desenvolvido através de informações da variante V1, está ilustrado na Figura 31.

O desenho do conjunto foi explodido para melhor compreensão de todas as peças e da forma de montagem.

Figura 31 - Desenho explodido do projeto



Fonte: Autor (2020).

O Quadro 13 apresenta a relação de componentes de projeto.

Quadro 13 - Relação de componentes do projeto

NÚMERO	DESCRIÇÃO
1	ENCODER
2	TRAVA DO ENCODER
3	ROLAMENTO 6202 ZZ
4	ANEL DE RETENÇÃO PARA EIXO 501.015
5	MANCAL 1
6	ANEL DE RETENÇÃO EXTERNO
7	EIXO ARTICULADO DO JOELHO
8	CONJUNTO SUPORTE JOELHO

Conclusão do Quadro 13

NÚMERO	DESCRIÇÃO
9	SENSOR INDUTIVO M12X50 EMBUTIDO
10	SUPORTE SENSOR INDUTIVO
11	SUPORTE 3 DO CILINDRO
12	CONJUNTO SUPORTEE MANCAL DIREITO
13	LIMITADOR SENSOR INDUTIVO
14	PORCA SEXTAVADA M12
15	ARRUELA LISA M12
16	SUPORTE ACOLCHOADO DA PERNA
17	CHAPA PANTURRILHA
18	EIXO PERNA
19	CONJUNTO DO SUPORTE 2 DO CILINDRO
20	PORCA SEXTAVADA M6
21	ARRUELA LISA M6
22	CILINDRO PNEUMÁTICO 163441 DCN 80 250
23	SUPORTE 1 DO CILINDRO
24	PARAFUSO SEXTAVADO M6X20
25	SEGUNDA TRAVESSA
26	PARAFUSO SEXTAVADO M6X30
27	PRIMEIRA TRAVESSA

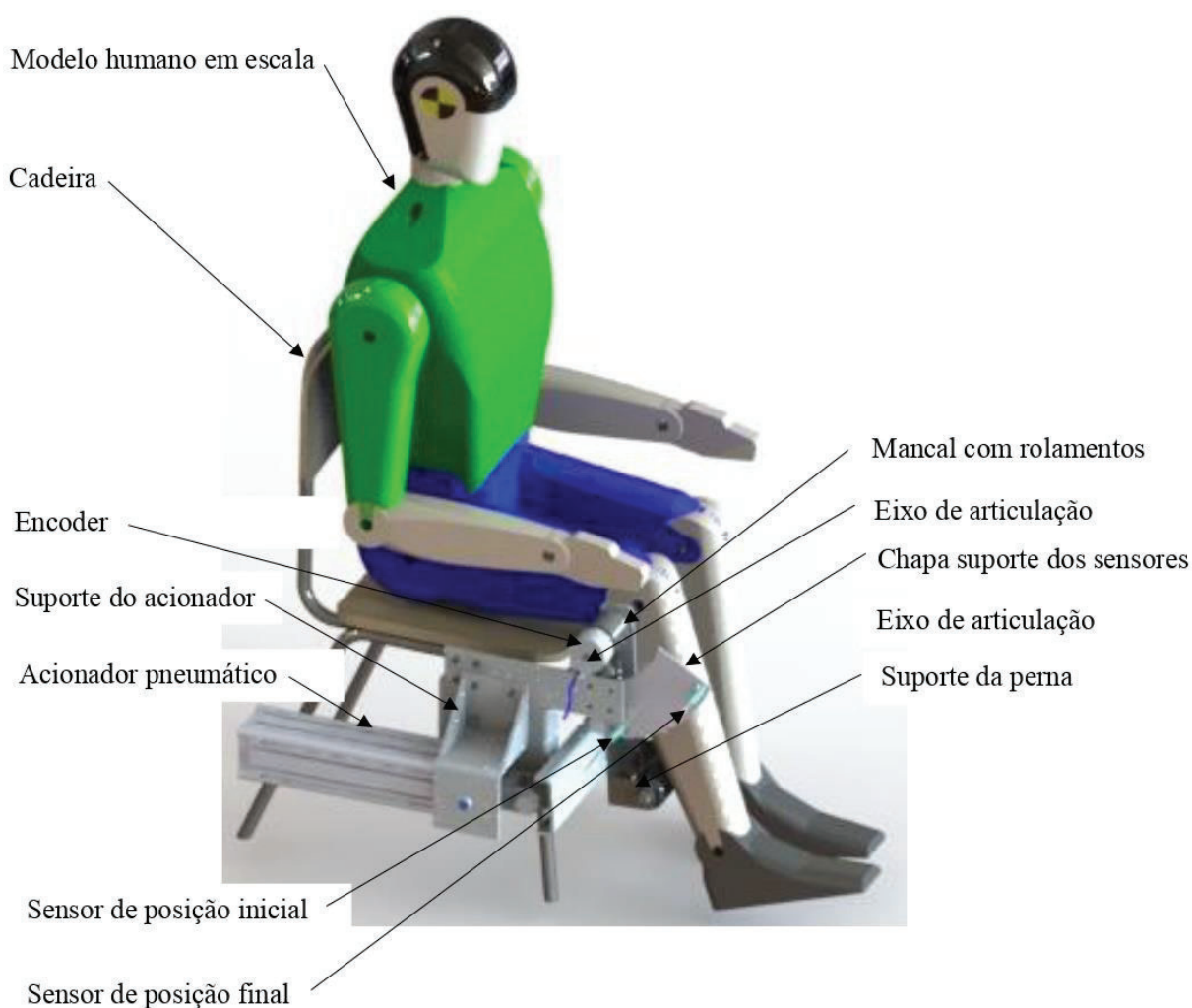
Fonte: Autor (2020).

O equipamento funciona da seguinte maneira: o paciente é acomodado na cadeira; uma das pernas é posicionada com a panturrilha apoiada sobre o suporte acolchoado da perna (16); o sensor indutivo (9) de início do curso, acionado pelo limitador sensor indutivo, garante a posição correta do suporte da perna; o cilindro pneumático (22) inicia o deslocamento, movimentando o suporte da perna e a perna do paciente, até que o sensor indutivo (9) de final de curso seja acionado, informando que o cilindro deve parar. O deslocamento intermediário, entre os sensores de início e final de curso, é monitorado pelo encoder, que informa a posição instantânea do suporte da perna. Os materiais utilizados foram aço de baixo carbono, pois não existem esforços capazes de danificar as peças, já que todo o sistema trabalha livre.

4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A partir dos estudos realizados no capítulo anterior, serão apresentados, neste capítulo, os resultados obtidos, a variante de solução selecionada e a construção do protótipo. Na sequência, será apresentado como foi o desenvolvimento de cada um dos principais componentes. Para um melhor entendimento, na Figura 32 estão representados os itens principais do projeto mecânico do equipamento.

Figura 32 - Protótipo do projeto



Fonte: Autor (2020).

4.1 Montagem do protótipo

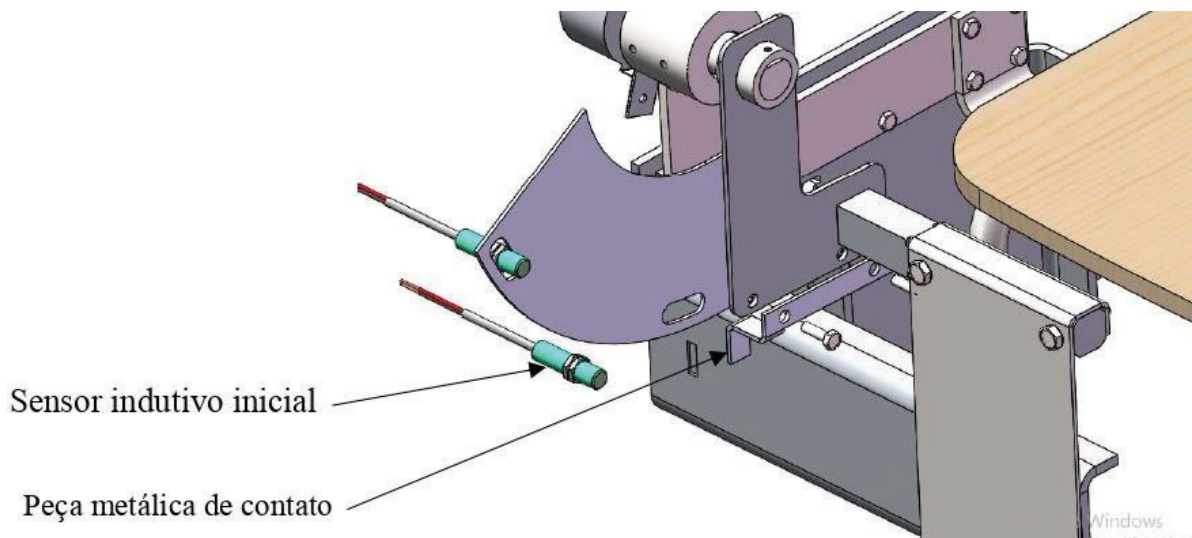
Todas as peças de chapa foram encaminhadas para serem cortadas em máquina de corte a laser, na cidade de Ijuí, cuja empresa forneceu a chapa e o serviço de corte a laser. Após as peças serem cortadas, as que previam dobras foram encaminhadas a uma empresa de Santa

Bárbara do Sul; depois, os conjuntos de solda foram soldados no laboratório de soldagem da Unijuí. Na sequência, apresenta-se um relato de como cada uma das soluções para as funções foi executada.

4.1.1 Suporte na posição inicial

No laboratório de soldagem da Unijuí, o suporte onde se posiciona a perna do paciente foi colocado na posição inicial, que corresponde ao ângulo zero, para que o sistema pudesse executar o movimento a partir da origem correta. Para determinar a posição zero, utilizou-se um sensor indutivo, cuja opção foi devido à facilidade de instalação e ao fácil controle. O sensor utilizado é o sensor indutivo Weg SL5 10 à 30VCC 1NA + 1NF 4 Fios. O sensor conta com rosca externa em toda a extensão do seu corpo e duas porcas que permitem ajustar a distância da peça metálica de contato, conforme a necessidade. Foi projetada uma peça que acompanha a curva executada pelo suporte da perna durante o movimento e, nesta peça, projetou-se um alongado que permite a correção da posição do sensor quando necessário. Para a detecção do sensor, foi montada uma peça metálica que coincide com a cabeça do sensor quando este estiver na posição inicial. A Figura 33 apresenta uma imagem explodida do sensor e a peça metálica para detecção.

Figura 33 - Sensor indutivo na posição inicial explodido

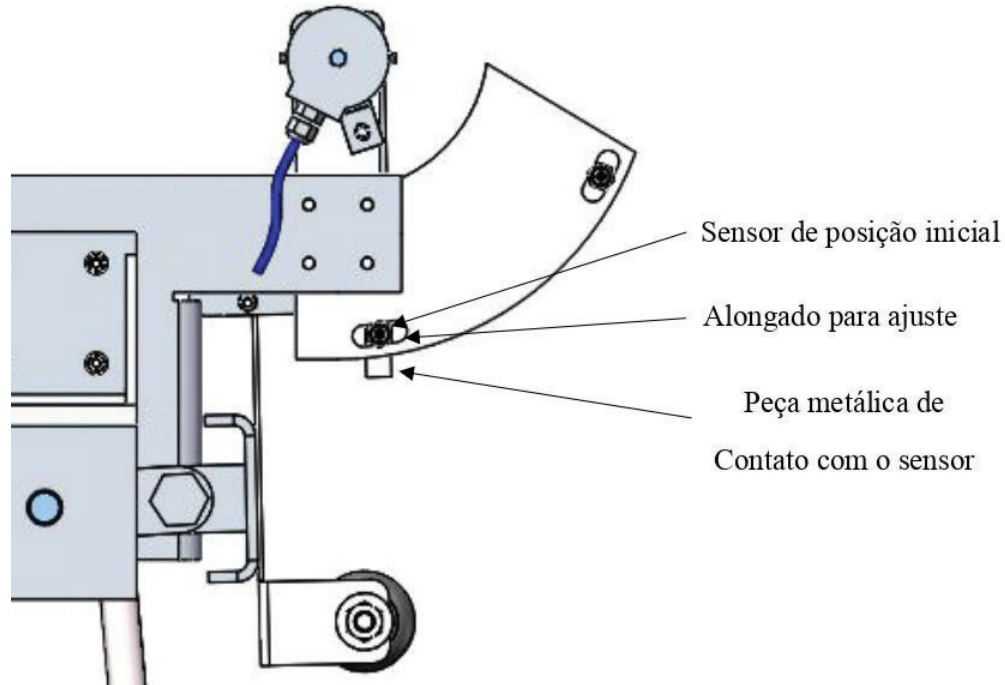


Fonte: Autor (2020).

No suporte que fixa os dois sensores, foi deixado um alongado que permite o ajuste mecânico da posição caso seja necessário. Preso juntamente com o eixo de revolução montou-se uma peça metálica, que, ao coincidir com os sensores, detecta a posição do suporte. Quando esta peça metálica estiver coincidente com o sensor indutivo de início de curso, o sistema estará

na posição para iniciar o ciclo de exercícios, e o encoder informará ao sistema que o ângulo do suporte da perna é zero.

Figura 34 - Suporte na posição inicial



Fonte: Autor (2020).

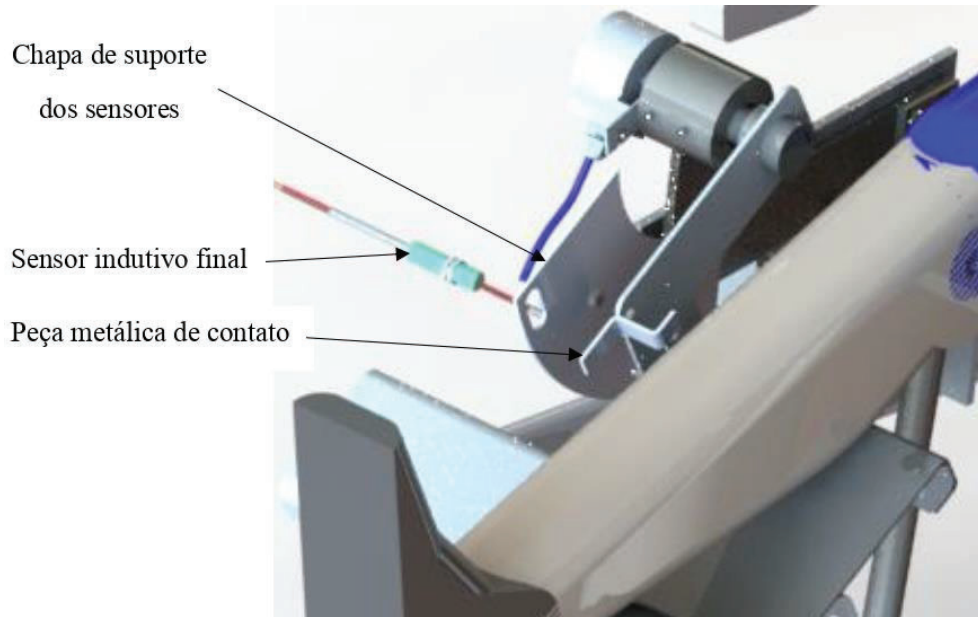
4.1.2 Suporte na posição final

A posição final do suporte é a máxima amplitude do movimento da perna do paciente. Da mesma forma que a posição inicial é a menor amplitude, a posição final é determinada pelo sensor indutivo Weg SL5 10 a 30VCC 1NA + 1NF 4 Fios, o qual é uma segurança a mais de que o suporte não passará da posição máxima durante o movimento, pois o encoder determinará o ângulo do movimento.

O sensor foi montado na mesma peça onde está o sensor inicial e é detectado pela mesma peça metálica; na sua montagem, atravessa a peça de suporte; a regulagem da distância entre o sensor e a peça metálica de detecção foi feita ajustando as porcas externas do sensor, e a posição de montagem também conta com um ajuste através de um alongado, permitindo a correção da posição final do suporte.

A Figura 35 apresenta uma imagem explodida do sensor final e a peça metálica para detecção.

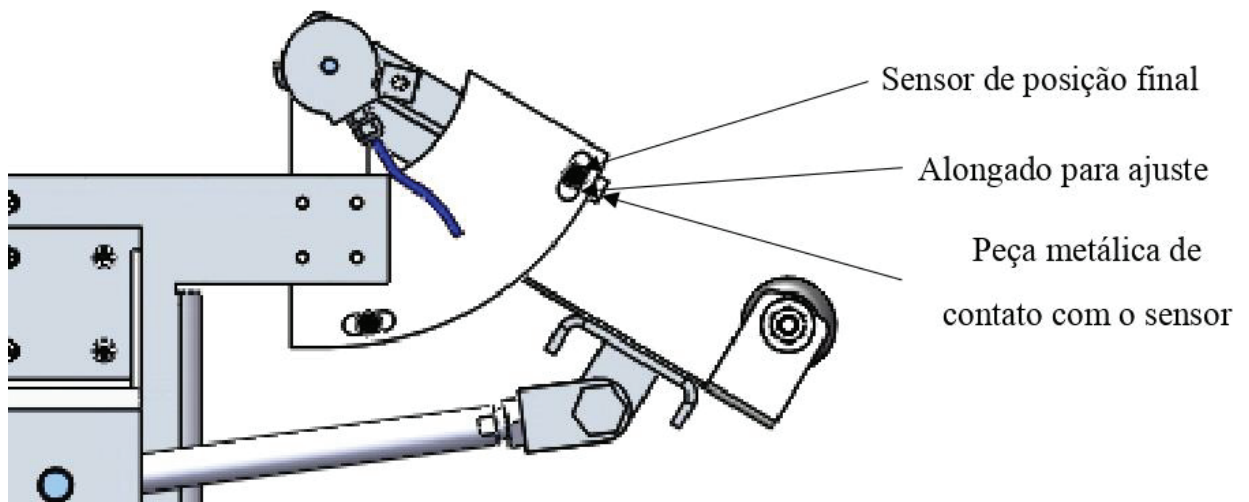
Figura 35 - Sensor indutivo na posição final



Fonte: Autor (2020).

Para determinar o fim do curso do movimento do suporte da perna foi escolhido um sensor indutivo; no suporte que fixa o sensor, foi deixado um alongado que permite o ajuste mecânico da posição caso seja necessário. Presa junto com o eixo de revolução, montou-se uma peça metálica, que, ao coincidir com os sensores, detecta a posição do suporte. Quando esta peça metálica estiver coincidente com o sensor indutivo de fim de curso, o sistema estará na posição final da amplitude do movimento da perna, e o encoder informará ao sistema que o ângulo do suporte da perna é máximo.

Figura 36 - Suporte na posição final



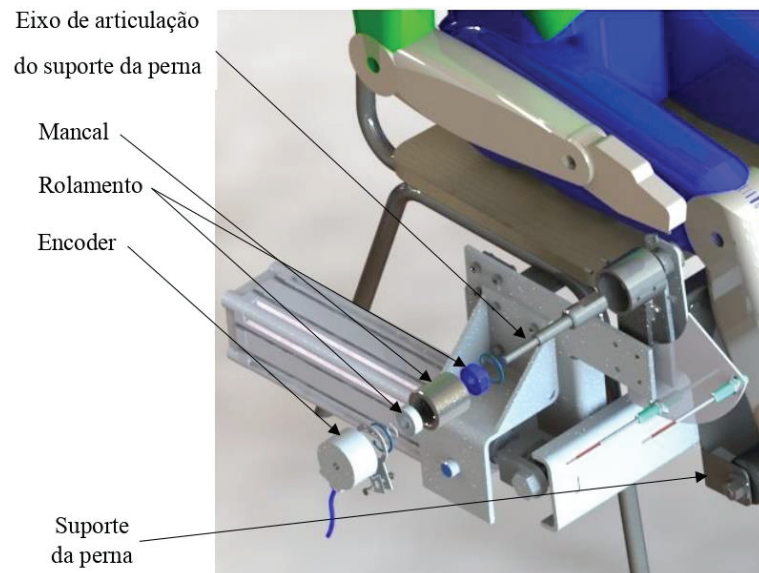
Fonte: Autor (2020).

4.1.3 Medição do ângulo final do suporte

Inicialmente os eixos e mancais foram usinados na Unijuí – Campus Panambi, com fornecimento do material pela Unijuí. Porém, o resultado final não foi satisfatório, em função de as peças terem sido usinadas em um torno convencional e algumas ferramentas utilizadas não serem as mais adequadas para a atividade. Com a concordância do coordenador do laboratório de robótica da Unijuí, a Instituição forneceu material para que as peças fossem usinadas novamente, desta vez na estrutura da UPF, por sugestão do professor orientador. O material foi entregue ao almoxarifado da UPF juntamente com os desenhos das peças, que foram usinadas e ficaram com qualidade muito boa, apropriadas para o projeto.

Na sequência, os conjuntos de solda foram montados no laboratório de soldagem da Unijuí e montados na cadeira. Com o suporte da perna na posição final e com o sensor indutivo final coincidindo com a chapa metálica de contato, o encoder indicará o ângulo do suporte. E, no programa, será planejado para que o suporte nunca passe desta posição recomendada pelo fisioterapeuta, que será o limite de articulação da perna. O encoder foi montado sobre o eixo de articulação do suporte da perna, e sua posição é coincidente com o eixo de articulação do joelho. O eixo de articulação será mancalizado por dois rolamentos para garantir que permaneça alinhado, evitando erro de leitura. A Figura 37 apresenta a montagem do encoder no eixo.

Figura 37 - Montagem do encoder no eixo

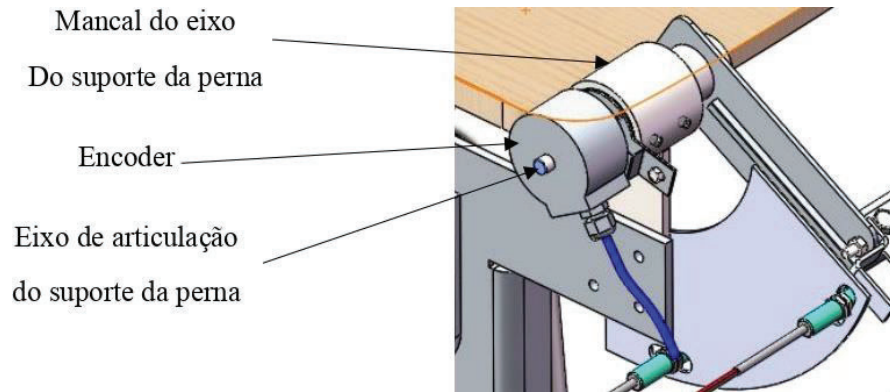


Fonte: Autor (2020).

Para medir o ângulo instantâneo do suporte da perna, escolheu-se um encoder absoluto, que fornece a informação do ângulo do suporte em toda a amplitude do movimento. Foi montado no eixo de revolução do suporte da perna, e o eixo está mancalizado por rolamentos

blindados, para evitar a necessidade de lubrificação, evitando contaminação do ambiente. A Figura 38 apresenta o desenho do encoder montado no eixo de revolução do suporte.

Figura 38 - Encoder

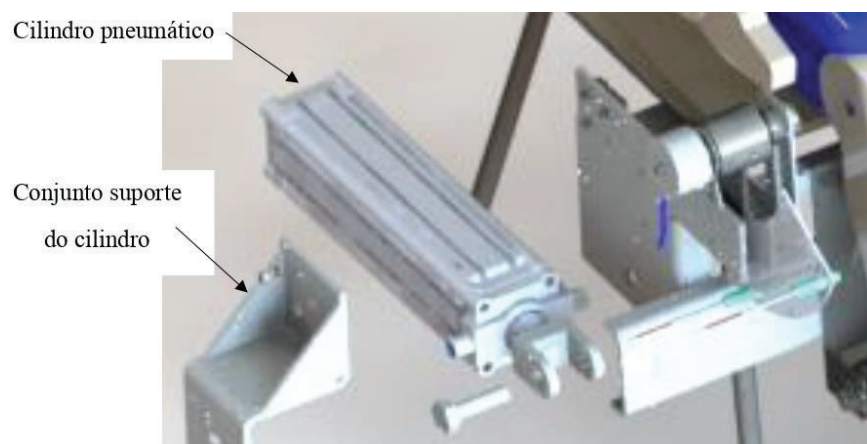


Fonte: Autor (2020).

4.1.4 Acionamento do suporte da perna

O acionador selecionado foi um acionador pneumático marca festo, DNC-80-250-PPV-A, com curso de 250 mm, diâmetro 80 mm, diâmetro da haste 25 mm. O primeiro cilindro a ser selecionado era um cilindro de menor diâmetro, porém, cilindros de diâmetro reduzido são de controle difícil, em função da pequena área, ficando mais complicado o controle de atrito que interfere na velocidade e estabilidade do movimento. A Figura 39 apresenta a montagem do cilindro na cadeira.

Figura 39 - Cilindro pneumático montado

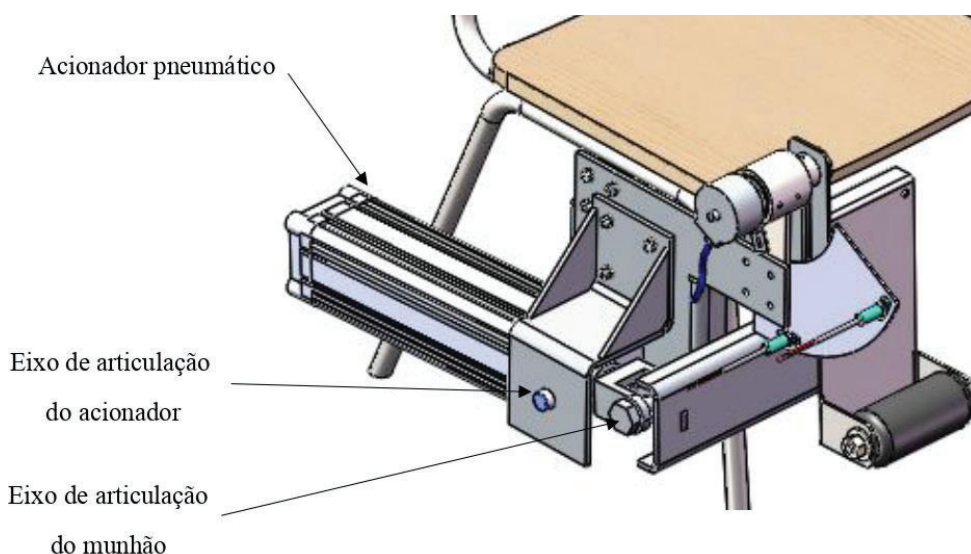


Fonte: Autor (2020).

Para o acionamento do suporte da perna foi escolhido um acionador pneumático, que tem um grande diâmetro, pois em diâmetros menores é mais difícil fazer as correções das perdas por atrito necessárias. O projeto inicial previa que os acionadores ficassem embaixo da cadeira,

deixando o protótipo mais compacto, porém, após realizar a simulação do movimento do acionador, percebeu-se que os acionadores não poderiam ser instalados embaixo da cadeira, pois colidiriam com o assento. A solução foi fixá-los nas laterais da cadeira, deixando o protótipo com maiores dimensões. Na Figura 40 pode-se visualizar o acionador da perna direita montado no protótipo e os pontos de articulação do acionador e do munhão, que é o ponto de contato com o suporte da perna.

Figura 40 - Acionador



Fonte: Autor (2020).

Os requisitos da versão 1 do projeto foram observados durante a criação do protótipo, garantindo que o equipamento tenha as dimensões máximas e o peso máximo observados, assim como os requisitos de segurança e ergonomia. Então, foi possível realizar os testes com uma pessoa de estatura mediana.

4.2 Discussão do atendimento da lista de requisitos

O principal objetivo deste trabalho foi auxiliar pessoas com limitação de movimento dos membros inferiores a melhorar sua função motora, através do desenvolvimento de um conceito de um equipamento para reabilitação de membros inferiores. Durante a pesquisa bibliográfica, percebeu-se que existe um grande esforço por parte da comunidade científica no sentido de criar equipamentos para este fim.

Com a premissa de que o dispositivo aqui apresentado dispõe de aspectos inovadores na busca por soluções para os vários aspectos do projeto, será agora discutido o atendimento dos requisitos que este estudo se propôs a satisfazer.

Geometria

A geometria do equipamento exige que o equipamento atenda a diferentes alturas das pessoas. Com esse objetivo em mente, utilizou-se uma cadeira-padrão, utilizada em sala de aula, e o suporte da perna não restringe a posição do pé do paciente, permitindo que tanto o menor quanto o maior paciente possam utilizar o equipamento sem problemas.

Cinemática

Com relação à cinemática, a lista de requisitos previa ciclos médios de 45 segundos, que é a duração de um ciclo durante o exercício, ou seja, iniciando quando o acionador inicia o movimento até seu retorno à posição original. Durante os testes, os ciclos ficaram em média de 45 segundos, podendo ser corrigidos via programa sempre que necessário. Ainda referente à cinemática, a velocidade máxima de deslocamento não deveria ser superior a 2 graus/segundo, o que foi atingido após correções na bancada.

Matéria

A matéria determina que a entrada seja a pessoa com comprometimento dos movimentos, e a saída, a melhora da função motora. Em princípio, o requisito foi parcialmente atendido, pois para mensurar esta melhora serão necessários acompanhamentos de pacientes em tratamento.

Sinal

O requisito foi atendido, pois o requisito prevê sensores capazes de determinar a posição do suporte. Para tanto, foram instalados dois sensores indutivos, um para determinar o início do curso do suporte e outro para determinar o final do curso do suporte. E um terceiro sensor – do tipo encoder – foi instalado para determinar a posição instantânea do suporte em qualquer posição.

Segurança

Quanto à segurança, a lista de requisitos exige que todos os componentes elétricos sejam alimentados com baixa tensão, o que foi atendido, pois todos os sinais de comando do equipamento são em baixa tensão.

Ergonomia

A lista de requisitos exige que o sistema seja projetado para não necessitar de intervenção humana, por este motivo, o equipamento foi idealizado para que o esforço exercício seja executado pelo equipamento, deixando o operador somente com a tarefa de acompanhar o exercício. Prevê, ainda, que o equipamento tenha baixa massa, então, todo o projeto foi executado para que o equipamento não ultrapassasse a massa de 70 kgf, facilitando o transporte.

Produção

Como a fabricação simplificada do equipamento é uma exigência da lista de requisitos, todas as peças foram projetadas da forma mais simples possível. De forma que, após o corte a laser, uma dobradeira de boa qualidade, um aparelho de solda Mag e um torno convencional de boa qualidade, com operadores capacitados, todas as peças podem ser facilmente produzidas, inclusive por pequenas indústrias.

Controle de qualidade

O controle de qualidade do equipamento previa a verificação de vazamentos nas conexões e de ocorrência de trincas nas soldas. Essas verificações foram realizadas e constatou-se a não ocorrência, seja de vazamentos, seja de trincas.

Operação

Para operar o sistema, a lista de requisitos prevê que todo o sistema seja testado antes de cada operação, o que pode ser executado quando o equipamento for colocado em operação.

Manutenção

A manutenção do equipamento deve ser simples, com intervalos de 6 meses. Esse requisito foi atendido, pois o projeto foi concebido para ser de fácil manutenção, e todos os componentes têm vida útil elevada, o que torna perfeitamente possível definir os intervalos de manutenção a cada 6 meses.

Prazo

O prazo de entrega é 60 dias. Apesar de, na lista de requisitos, esta condição ter sido classificada como desejo e não exigência, durante a fabricação do protótipo se mostrou perfeitamente possível cumpri-la.

Transporte

O protótipo foi concebido para ser transportado montado, facilitando a colocação em operação, com apenas algumas recomendações de embalagem, como fixação dos acionadores e suportes à estrutura da cadeira. Assim, o equipamento poderá ser transportado integralmente sem risco de danos.

Reciclagem

Devido à dificuldade de reciclagem de alguns componentes eletrônicos, este requisito foi classificado como desejo. Porém, para o restante do equipamento, todas as peças foram construídas com materiais recicláveis.

5 CONCLUSÕES

Avaliando os resultados obtidos até esta etapa do trabalho, conclui-se que a metodologia de desenvolvimento de produto auxiliou a prevenir situações em que potenciais problemas

poderiam ter prejudicado o desenvolvimento do produto. Provavelmente, se e quando fossem identificados, a solução desses problemas seria onerosa e poderia inviabilizar o protótipo. Portanto, a metodologia utilizada auxiliou não somente na redução de custos, mas, principalmente, a desenvolver o melhor projeto possível, com os recursos disponíveis.

Durante a fabricação do protótipo, foi necessário terceirizar a fabricação de algumas peças, enquanto outras foram fabricadas com o auxílio da estrutura da UPF. Esse processo mostrou quão importante é a padronização do projeto para que informações erradas ou incompletas não elevem custos e não provoquem atrasos nos prazos. Nesse sentido, a parceria entre UPF, Unijuí e setor privado mostrou-se totalmente viável, principalmente porque todos os profissionais envolvidos tiveram comprometimento e adequado nível técnico.

Nos testes no laboratório de robótica da Unijuí, o sistema teve um comportamento dentro do esperado, realizando o movimento na amplitude e no controle de velocidade desejados. Quando foram medidos o tempo de duração do ciclo, este ficou em média em 45 segundos, atendendo à proposta do projeto. A velocidade de deslocamento do cilindro ficou um pouco abaixo dos 2 graus/segundo que era o objetivo inicial do projeto. Quanto ao deslocamento do cilindro em todo o curso do exercício, o deslocamento foi suave, sem solavancos ou paradas, o que também atende aos objetivos do projeto, já que variações bruscas de velocidade poderiam causar danos ao paciente. E, ainda, durante os testes, os parâmetros experimentais de atrito do atuador pneumático foram identificados, sendo esta uma importante informação para melhora do desempenho do equipamento.

Esta pesquisa teve como objetivo principal o desenvolvimento de um sistema para auxiliar na reabilitação de pacientes com comprometimento motor nos membros inferiores, considerando-se alcançado este objetivo, pois o protótipo desenvolvido tem a capacidade de auxiliar pacientes com comprometimento motor nos membros inferiores.

Quanto ao atendimento dos objetivos específicos, serão analisados o seu atendimento um a um separadamente:

O objetivo específico 1 previa que, com o auxílio de um software 3D, fosse projetado e construído o protótipo de um equipamento capaz de auxiliar na recuperação de pessoas com algum tipo de comprometimento dos movimentos dos membros inferiores. Essa etapa do trabalho foi cumprida, utilizando-se um software 3D Solid Works, o que contribuiu para a determinação das trajetórias dos eixos de revolução.

O objetivo específico 2 era desenvolver o projeto utilizando o método proposto por Pahl *et al.* (2005). Comprovou-se a eficiência da metodologia aplicada ao projeto, tendo fundamental importância na organização do projeto, busca de soluções, e finalmente, nas etapas finais,

ajudando na elaboração do projeto, pois critérios foram previamente estabelecidos, auxiliando na avaliação e tomada de decisão.

O objetivo específico 3 previa a utilização de informações obtidas durante o levantamento bibliográfico, para auxiliar na avaliação das principais ações de reabilitação dos membros inferiores que poderiam ser alvo do protótipo. Estas informações foram importantes no desenvolvimento do protótipo, através da observação dos equipamentos existentes, foram tomadas decisões a respeito do design do protótipo, auxiliou também, na posição de montagem do suporte da perna, na escolha dos sensores, do hardware e do software utilizados no projeto.

Durante a fase de pesquisa, percebeu-se que a problemática envolvendo pacientes com comprometimento dos movimentos tinha como causador diferentes situações que envolviam praticamente toda a sociedade, dos mais pobres aos mais ricos, e de todas as faixas etárias. Entretanto, três causas se sobressaíram: o aumento dos casos de Acidente Vascular Encefálico (AVC), lesões durante práticas esportivas e envelhecimento da população. Essas três causas têm aumentado gradativamente a necessidade de investimento em equipamentos para reabilitação destes pacientes.

O quarto objetivo previa a montagem do protótipo e sua instalação em bancada para testes de funcionamento. A montagem foi realizada dentro dos laboratórios do curso de Engenharia Mecânica da Unijuí, em Panambi, e os testes em bancada foram realizados no laboratório de robótica, sendo atendido este objetivo também. Porém serão necessários mais testes com o protótipo, testar melhor a velocidade e controle do atuador, testar os sensores de início e fim de curso, aferir o ângulo do encoder, e testar mais programas de reabilitação. Estes testes serão executados per doutoranda da Unijui, durante o seu doutorado em modelagem matemática.

Conclui-se que os objetivos foram alcançados, sendo que o resultado final foi o protótipo do equipamento montado e testado. O estudo até aqui realizado terá uma importância significativa para o desenvolvimento de equipamentos para reabilitação de membros, principalmente devido à escassez de equipamentos de reabilitação por CPM no mercado nacional. De maneira geral, esta pesquisa contribuirá para o desenvolvimento de novos equipamentos, mas principalmente contribuirá para a melhoria da qualidade de vida de pacientes acometidos por problemas relacionados à dificuldade de locomoção.

5.1 Trabalhos futuros

Considerando as informações obtidas durante o desenvolvimento desta pesquisa, é possível sugerir estudos que possam ampliar o alcance da proposta:

- Desenvolver o projeto, sobre a mesma plataforma, para membros superiores.
- Realizar estudo para ampliar o projeto para mais de um grau de liberdade, possibilitando executar outros movimentos, principalmente para membros superiores.

REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, C. *et al.* **Dispositivo para treinamento e reabilitação dos flexores do cotovelo com sistema modulador de torque.** BR 202015020471-5 U2. 2018.
- BALDON, R. M.; LOBATO D. F.; CARVALHO, L. P.; WUN, Y. L. **Diferenças biomecânicas entre os gêneros e sua importância nas lesões do joelho,** 2011.
- BITAR, A. C.; D'ELIA, C. O.; DEMANGE, M. K.; VIEGAS A. C.; CAMANHO, G. L., **Estudo prospectivo randomizado sobre a luxação traumática de patela.** 2011.
- BONACORSO, N. G., Noll, V., **Automação eletropneumática.** 2006.
- BRAGA, N. C.. **Todos os tipos de sensores (ART1158).** Disponível em: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/electronica/52-artigos-diversos/9875-todos-os-tipos-de-sensores>. Acesso em: 30 set. 2019.
- BRINDLE, T., NYLAND. J., JOHNSON. D., **The meniscos: Review of the Basic Principles with Application to Surgery and Rehabilitation.** 2001.
- BRITO, J.; **Prevenção de lesões de ligamento cruzado anterior em futebolistas.** 2007.
- CAMPOS, M. A., **Biomecânica da musculação.** 2000.
- CANAVAN, Paul. **Reabilitação em medicina esportiva: um guia abrangente.** São Paulo: Manole; 2001.
- CARCI (Blog oficial). **Quais são as indicações do CPM na fisioterapia?** Disponível em: <https://blog.carcioficial.com.br/indicacoes-do-cpm-na-fisioterapia/>. Acesso em: 26 maio 2019.
- CHEN, B. *et al.* (2015). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopedic Translation**, 5, 26-37. doi: 10.1016 / j.jot.2015.09.007.
- COLVIN, A. C., M.D.; MEISLIN, R. J., M.D. **Posterior cruciate ligament injuries in athlete – Diagnosis and treatment.** 2009.
- DAVID, X. The History and Evolution of Traumatic Brain Injury Rehabilitation in Military Service Members and Veterans. 0894-9115/10/8908-0688/0 **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Copyright** © 2010 by Lippincott Williams & Wilkins. DOI: 10.1097/PHM.0b013e3181e722ad. 2010.
- FESTO. **Atuadores com haste.** Catálogo de produto. Disponível em: https://www.festo.com.br/cat/pt-_br/products. Acesso em: 19 out. 2019.
- FILHO, D. D. **Estação de treinamento funcional e muscular para reabilitação motora de idosos.** PI 1004142-7 A2. 2013.
- FILHO, H. R. P. **Medição de pressão em indústrias.** 2019.

FREEMANN, C. T. Robust ILC design with application to stroke rehabilitation. **Automática**, 81:270-278, 2017, DOI/10.1016/j.automatica.2017.04.016.

GELFMAN, R., MD; PETERS, J., MD, PhD; OPITZ, J., L., MD; FOLZ, T., J., MD. **The history of Physical Medicine and Rehabilitation as Recorded in the Diary of Dr. Frank Krusen: Part 3. Consolidating the Position (1948-1953)**, 1997.

GOERGEN, R.; PÖRSCH, M. R. H.; SOUZA, M.G.; RASIA, L. A.; VALDIERO, A.C. Design of an Experimental Workbench for Force Control Tests with Pneumatic Actuators. *In: Proceedings of the 4th Workshop on Innovative Engineering for Fluid Power (WIEFP 2018)*. Linköping: Linköping University Electronic Press, 2018, v. 156, p. 52-57.

GOERGEN, R.; PORSH, M. R. M. H.; RASIA, L. A.; VALDIERO, A. C.; OBERDÖRFER, M.; SOUZA, J. P. Design of a pneumatically driven robotic workbench for rehabilitation. *In: International Journal of Development Research*, v. 09, p. 2204-22413, 2018.

GOERGEN, R.; SOUZA, M. G.; OBERDÖRFER, M.; HUBERT, M. A.; SOUZA, J. P.; VALDIERO, A.C. Development of the innovative design of an automatic equipment to aid is physical rehabilitation. *In: Ideas Conference, 2019, Manaus. Ideas Conference Booklet*. Manaus: UFAM, Li.U, UFABC, 2019. v.1. p.1-7.

GOERGEN, R.; PÖRSCH, M. R. H., L. A.; VALDIERO, A.C.; OBERDÖRFER, M.; SOUZA, J. P. Modelagem Matemática de uma Bancada Robotizada com Acionamento Pneumático para Reabilitação Física. *In: I Encontro Regional de Matemática Aplicada e Computacional do Vale do Itajaí, 2019, Blumenau. Anais do I Encontro Regional de Matemática Aplicada e Computacional do Vale do Itajaí*. São Carlos: SBMAC, 2019. v.1. p.291-297.

GOERGEN, R.; PÖRSCH, M. R. M. H.; VALDIERO, A. C.; RASIA, L.A.; OBERDÖRFER, M.; SOUZA, J. P. Modelagem Matemática da Relação Cinemática do Acionamento Pneumático de uma Bancada Robotizada para Reabilitação Física. *In: XXXVIII Congresso Nacional de Matemática Aplicada e Computacional, 2018, Campinas. Anais do CNMAC 2018*. São Carlos: SBMAC, 2018. v1. P.1-7.

GONÇALVES, R. S. *et al.* **Exoesqueleto para reabilitação de paraplégicos**. BR 102014017342-0 A2. 2016.

GROOVER, M. P.; WEISS, M.; NAGEL, R. N.; Odrey, N. G. **Robótica. Tecnologia e Programação**. São Paulo: McGraw-Hill, 1989.

GUENTHER, Raul; PERONDI, Eduardo André. **O controle em cascata de sistemas pneumáticos de posicionamento**. Sba Controle & Automação [online]. 2004, vol.15, n.2 [cited 2018-11-15], p.149-161.

HALL, S. J., Ph.D. **Biomecânica Básica**. 7. ed. College of health sciences. University of Delaware. 2012.

HEIDENHAIN, J., **Encoders open the way for new applications**. 2010. Disponível em: <http://industrial.embedded-computing.com/article-id/?4408=>. Acesso em: 20 out. 2019.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 1219 Fluid power systems and components – Graphic symbols and circuit diagrams: Graphic symbols. 2011.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Standard Atmosphere, ISO 2533:1975, 1975.

JOACHIM, L. Opitz., MD; THOMAS J. Folz, MD; RUSSELL Gelfman, MD; D. JESSE Peters, MD, PhD. The History of Physical Medicine and Rehabilitation as Recorded. *In: The Diary of Dr. Frank Krusen: Part 1. Gathering Momentum* (the Years Before 1942). 1997.

JÚNIOR, M. A. *et al.* **Sistema para reabilitação de paciente com lesão no joelho**. BR 102017011634-4 A2. 2018.

LYNCH, D. *et al.* **Continuous passive motion improves shoulder joint integrity following stroke**. Article in clinical rehabilitation. October, 2005.

MEHMOOD, N.; IJAZ, F.; MURTAZA, Z.; ALI Shah, S.I. **Analysis of End-Effector position and orientation for 2P-3R Planer Pneumatic Robotic Arm**. Robotics and Emerging Allient Technologies in Engineering (Icreate), International Conference, 2014.

MATTEDE, H. **Sensor de temperatura NTC e PTC**. Disponível em: <https://www.mundodaeletrica.com.br/sensor-de-temperatura-ntc-ptc/>. Acesso em: 30 set. 2019.

MELLO, C. R., JUNIOR Yanagi, T. **Escolhas de bombas centrífugas**. 2019.

MENDOZA, Y. E. A. **Desenvolvimento de um sistema servopneumático para regulação de velocidade de turbinas em pequenas centrais hidroelétricas** [dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal de Santa Catarina, 2006.

PAHL, G. *et al.* **Projeto na Engenharia**. 6. ed. São Paulo: Blucher, 2005.

PAULA, F. O. de. **Desenvolvimento de ambiente de testes automotivo**. (2016).

PENA *et al.* **Para o elemento medidor de pressão do tipo tubo de Bourdon a lei de Hooke é válida?** DOI: <http://dx.doi.org/10.5007/2175-7941.2014v31n2p463> - IFBA Campus Simões Filho – BA, 2014.

PRUDÊNCIO, M. V. *et al.* Biomecânica do movimento humano – Brasília: Fundação Vale, UNESCO, 2013.36P. **Cadernos de referência de esporte**, 9. ISBN: 978-85-7652-163-11. Educação física 2. Biomecânica 3. Esporte 4. Fisiologia humana 5. Expressão corporal 6. Brasil 7. Material didático I. Fundação Vale II. UNESCO.

RAMOS, L. F. P. B. **Fundamentos de hardware**. 2018.

SANTOS, D. A. **Reabilitação fisioterapêutica pós reconstrução do ligamento cruzado posterior em jogadores de futebol**. 2015.

SCHNEIDER, P. **Medição de Pressão em Fluidos**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Engenharia. Engenharia Mecânica. Energia e Fenômeno de Transporte. 2000.

Sensor acústico de medição. Disponível em:
<https://www.directindustry.com/pt/prod/siemens-process-instrumentation/product-18343-934715.html>. Acesso em: 28 set. 2019.

SILVA, E. C. N. PMR2481 - Sistemas fluidodinâmicos. **Apostila de pneumática**. São Paulo, 2002.

SILVA, Roseane Roque. **Políticas públicas: A importância do comitê gestor estadual de políticas de inclusão das pessoas com deficiência (CGPcD) no estado da Paraíba**. 2016.

SILVEIRA, C. B. **Sensor indutivo: O que é e como funciona**. Disponível em:
<https://www.citisystems.com.br/sensor-indutivo/>. Acesso em: 30 set. 2019.

SILVEIRA, C. B. **Sensor magnético: Como funciona**. Disponível em:
<https://www.citisystems.com.br/sensor-magnetico/>. Acesso em: 30 set. 2019.

SILVEIRA, C. B. **Sensores ópticos: Como funcionam**. Disponível em:
<https://www.citisystems.com.br/sensores-opticos/>. Acesso em: 30 set. 2019.

TEIXEIRA, P. R. F.; STEBEL, S. L.; FARIA, R. A. Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, 2006.

TUNG, Y. M. *et al.* **Evaluation of Micro Controller Based Maximum Power Point Trackink Methods Using dSPACE Platform**. Australian University Power Engineering Conference. 2006.



UPF
UNIVERSIDADE
DE PASSO FUNDO

UPF Campus I - BR 285, São José
Passo Fundo - RS - CEP: 99052-900
(54) 3316 7000 - www.upf.br