

PROJETO DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES

DESIGN OF A SYSTEM FOR REHABILITATION OF LOWER MEMBERS

Maurício Oberdörfer¹; Márcio Walber²; Antônio Carlos Valdiero³

¹Mestrando Profissional em Projeto e Processos de Fabricação – UPF,
E-mail: mauriciooberdorfer@hotmail.com

²Doutor em Engenharia Mecânica; FEAR – Coordenador Engenharia Mecânica Universidade de Passo Fundo – UPF, E-mail mwalber@upf.br

³Doutor em Engenharia Mecânica – Universidade Federal de Santa Catarina, UFSC,
E-mail antonio.valdiero@ufsc.br

RESUMO

Através deste trabalho busca-se, baseado na metodologia de desenvolvimento de produtos desenvolvida por Pahl et al. (2005), apresentar o projeto e desenvolvimento de um protótipo do tipo CPM (Movimentação Passiva Contínua ou Continuous Passive Motion) indicado à reabilitação de membros inferiores. Neste projeto foi empregada a metodologia de desenvolvimento de produto até ser obtida a variante final do sistema de reabilitação de membros inferiores. Foram desenvolvidos o anteprojeto e o detalhamento de fabricação, para que fosse validado o conceito, o protótipo foi fabricado para testar o seu funcionamento. Para garantir que o sistema de acionamento fosse projetado e fabricado da forma mais correta possível, a posição de instalação do acionador foi definida por meio de simulação em software 3D, esta simulação, utilizando como referência o eixo imaginário que atravessa o joelho do paciente. Foram simulados os pontos de articulação e o curso do acionador, garantindo que o movimento da perna do paciente fosse realizado corretamente. O objetivo do estudo cinemático em software foi garantir que o comportamento do protótipo estivesse correto antes da fabricação, o que pode ser comprovado com os testes com o protótipo.

Palavras-chave: Problemas motores; CPM; Fisioterapia; Reabilitação, Membros Inferiores.

ABSTRACT

This work seeks to, based on the product development methodology developed by Pahl et al. (2005), present the design and development of a CPM (Continuous Passive Motion) prototype indicated for the rehabilitation of lower limbs. In this project, the product development methodology was employed until the final variant of the lower limb rehabilitation system was obtained. The preliminary design and manufacturing details were developed, so that the concept could be validated, the prototype was manufactured to test its functioning. To ensure that the drive system is designed and manufactured in the most correct way possible, the installation position of the actuator was defined by means of 3D software simulation, this simulation, using the imaginary axis that crosses the patient's knee as a reference. The articulation points and the stroke of the actuator were simulated, ensuring that the patient's leg movement was performed correctly. The objective of the kinematic study in software was to ensure that the behavior of the prototype was correct before manufacturing, what can be proven with the tests with the prototype.

Keywords: Motor problems; CPM; Physiotherapy; Rehabilitation; Lower Limbs.

1. INTRODUÇÃO

Recentemente, a necessidade de terapias de reabilitação de membros objetiva pesquisas em área da robótica para propor estratégias auxiliadas por robôs com o objetivo de compensar os efeitos das incapacidades permanentes ou temporárias causadas principalmente por AVC (Acidente Vascular Cerebral), acidentes de trânsito ou envelhecimento, entre outros. Esse assunto tem atraído interesse de pesquisa devido a sua utilidade prática para o treinamento esportivo, para aumentar a mobilidade do membro e com a finalidade de auto reabilitação (FREEMANN et al., 2017).

A ciência de reabilitação mostra que movimentos repetitivos de membros humanos podem ajudar o paciente a recuperar a função do 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. Este 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 representaram 11,5% da população mundial em 2012, e esse percentual será quase o dobro em 2050 (CHEN et al., 2016).

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).

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Será projetado um protótipo de sistema para reabilitação de membros inferiores seguindo a metodologia proposta por Pahl et al. (2005). Ao tomar como base este método, buscou-se seguir um padrão já consolidado como ferramenta/método de fácil compreensão e aplicação prática. Assim, busca-se desenvolver um projeto que possa ser uma opção mais acessível a pacientes com dificuldades de locomoção e profissionais da área de fisioterapia, de fabricação simples de baixo custo e de fácil operação. O método de desenvolvimento do produto, seguirá a metodologia das quatro fases descritas no livro de Pahl et al. (2005), e o resultado deste trabalho será a concepção de um protótipo de um produto capaz de auxiliar na recuperação de pacientes com dificuldade de locomoção.

2.1 Planejamento

Para a realização do projeto será satisfeita a condição de dois pontos, as exigências que o produto deve ter, e os possíveis desejos do mesmo. Com isso, será elaborada uma lista que demonstra os requisitos que o protótipo deve apresentar. É importante ressaltar que nesta lista não são apresentadas soluções e sim aspectos quantitativos e qualitativos. A lista de requisitos pode ser elaborada a partir de dois métodos, o método da linha mestra e a técnica do cenário. A linha mestra possui uma lista com características principais que devem ser relacionadas com o produto a ser criado, levando em conta vários aspectos que são relevantes para o projeto. Neste projeto foi utilizada a linha mestra que os autores Pahl et al. (2005) disponibilizaram em sua biografia na qual o produto será avaliado levando em consideração as seguintes características; geometria, cinemática, matéria, sinal, segurança, ergonomia, produção, qualidade, operação, manutenção, prazo, transporte e reciclagem.

2.1.1 Elaboração da lista de requisitos

O Quadro 1 apresenta a lista de requisitos elaborada para o projeto. A lista de requisitos tem como base a função principal do equipamento sistema para reabilitação de membros inferiores, que é auxiliar na reabilitação de pacientes com dificuldade de locomoção. Na lista de requisitos, há classificação de

exigência, requisito representado pela letra “E”, que deve obrigatoriamente ser cumprido; e desejo, representado pela letra “D”, que são requisitos desejados no projeto, mas que não são obrigatórios. A lista de requisitos busca identificar as especificações do produto determinantes para a solução do problema. O resultado deste processo é a lista de requisitos. Ela constitui o documento de especificações do produto.

Quadro 1 – 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 m	
04/10/2019	E	Peso aproximado de 70 kg	
		2 - Cinemática	
04/10/2019	E	Ciclos médios de 6 segundos	
04/10/2019	E	Velocidade máxima de deslocamento de 0,3 m/s	
		3 - Matéria	
04/10/2019	E	Entrada: Pessoa com comprometimento dos movimentos Saída: Pessoa com melhora da função motora	Equipe de Engenharia
		4 - Sinal	
04/10/2019	E	Contar com um sensor de posição capaz de determinar a posição do suporte	
04/10/2019	E	Sinal de comando de baixa tensão (110 ou 127 Volts)	
		5 - Segurança	
04/10/2019	E	Atender a normas 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 - Operação	
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	
		Manutenção simples	
		11 - Prazo	
04/10/2019	D	Prazo de entrega 60 dias	
		12 - Transporte	
04/10/2019	E	Transportar o equipamento montado integralmente, para que sua instalação seja mais simples e rápida	
		13 - Reciclagem	
04/10/2019	D	Todos os componentes do equipamento são recicláveis	

A lista de requisitos apresenta as características que são importantes para que o projeto atinja o objetivo proposto. As principais características, ou seja, aquelas que são classificadas como exigências, serão justificadas mais detalhadamente a seguir:

Geometria: existem exigências que devem ser atendidas quanto a geometria do produto, pois o produto deve atender a diferentes alturas de pacientes, além disso, dimensões como a largura por exemplo, não pode exceder 0,8 metros, sob pena de inviabilizar o seu uso, e finalmente, o peso do equipamento deve ser adequado para que duas pessoas possam transportá-lo sem dificuldade.

Cinemática: é necessário que o equipamento seja capaz de realizar ciclos de exercícios de em média 6 segundos, pois esta é a frequência média de realização do exercício a que o equipamento deverá ser realizado. Além disso, para atender à exigência anterior, o atuador deve ser capaz de realizar o movimento a uma velocidade média de 0,3 metros/segundo.

Matéria: o equipamento deve ser capaz de realizar exercícios, de forma a contribuir com a melhora da função motora de pacientes com comprometimento motor nos membros inferiores.

Sinal: o equipamento deve contar com sensores capazes de identificarem a posição do suporte móvel da perna em qualquer posição durante o ciclo de exercícios.

Segurança: o equipamento deve ser seguro para o paciente e para o operador, para tanto, deve contar com equipamentos elétricos com alimentação de baixa tensão, não superior a 127 Volts.

Ergonomia: com a finalidade de evitar esforços do operador (que na maioria dos casos deverá ser um profissional da área de fisioterapia), o equipamento deve ser capaz de realizar o programa de exercícios sem a intervenção humana. Desta forma o profissional da saúde que estiver acompanhando a realização dos exercícios poderá focar a sua atenção na qualidade do exercício e compilação de informações a respeito do exercício.

Produção: o equipamento deverá ser projetado de forma que todas as peças fabricadas sejam de fácil produção, sem a necessidade de máquinas ou processos complexos.

Controle de qualidade: o controle de qualidade do equipamento prevê que o equipamento seja inspecionado quanto a existência de vazamentos em todas as conexões bem como verificar a não existência de trincas em todas as soldas, o que poderia comprometer o seu funcionamento.

Operação: o equipamento deverá ser testado antes de cada sessão de exercícios, realizando uma simulação da execução do programa de exercícios, e verificação da leitura dos sensores.

Manutenção: a manutenção do equipamento deverá ser simples, e os intervalos de manutenção não deverão ser inferiores a 6 meses.

Transporte: para facilitar a colocação em operação do equipamento, este deverá ser entregue ao usuário final, montado integralmente, sem necessidade de transportar o equipamento com peças desmontadas.

2.2 Concepção do produto

Na concepção define-se a solução preliminar, o princípio de solução. Estando esclarecido o problema, com base na lista de requisitos, e com o auxílio da análise de funções, identifica-se a função global, montada a estrutura de funções, parte-se para a análise de solução para as funções, onde soluções para cada função serão selecionadas. O Quadro 2 mostra a análise das funções do produto, determinando entradas e saídas.

Quadro 2 – Relação de entradas e saídas

Análise funcional	Entrada	Saída
Matéria	Pessoa com comprometimento dos movimentos	Pessoa com melhora da função motora
Energia	Energia cinética	Movimento do suporte
Sinal	Sensor de posição	Informação de posição e de fim de curso

A função global, que é auxiliar na reabilitação de pacientes com problemas de locomoção, pode ser desdobrada em subfunções, que são estruturas de menor complexidade, às quais corresponderão subtarefas dentro da tarefa global. A interligação compatível e lógica de subfunções na função global, conduz à estrutura de funções que deve atender a função global. As subfunções foram planejadas com a finalidade de buscar princípios de solução para partes do equipamento, ou seja, solucionar as subfunções, para que seja possível atingir o objetivo principal do projeto, e desta forma atender a função global. Pode-se ver a relação das funções na Figura 1.



Figura 1 – Estrutura de funções

2.2.2 Princípio de solução

A próxima etapa é fazer o esboço das soluções para cada função. Como auxiliar na escolha dos princípios de solução será utilizado o quadro de análise de solução para as funções, onde estão apresentadas as possíveis soluções para cada função. No Quadro 3 são apresentadas sete variantes de solução resultantes da combinação das soluções.

Quadro 3 – Quadro de análise de solução para as funções

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 		

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

- 1. Iniciar com o suporte na posição zero:** utilizar sensor indutivo.
- 2. Medir o ângulo inicial do suporte:** utilizar encoder.
- 3. Suporte na posição final:** utilizar encoder.
- 4. Determinar o ângulo final do suporte:** utilizar encoder.
- 5. Acessar o programa de exercícios:** via *smartphone*.
- 6. Acionar:** acionamento pneumático.
- 7. Executar:** através de software livre via *smartphone*.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados obtidos a partir dos estudos realizados serão apresentados neste capítulo, a variante de solução selecionada e a construção do protótipo. Na sequência serão apresentados como foi o desenvolvimento de cada um dos principais componentes.

O objetivo deste estudo é determinar a melhor combinação de soluções pontuando cada função individualmente, sempre procurando satisfazer a lista de requisitos. A Figura 2 apresenta um desenho

simplificado do sistema para reabilitação de membros inferiores, com todos as peças e as soluções selecionadas para cada uma das funções.

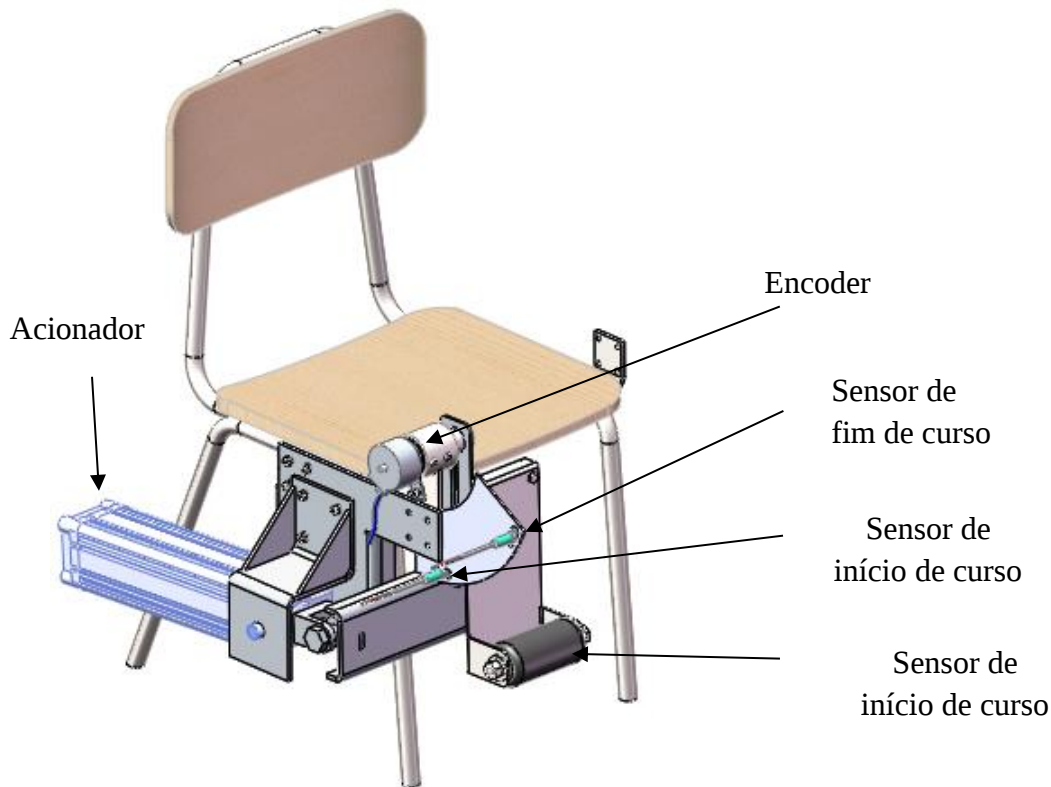


Figura 2 – Desenho simplificado do sistema para reabilitação de membros inferiores

Para a realização dos testes de funcionamento do protótipo, foi usada uma bancada com módulos pneumáticos e de controle instalados.

A base para o projeto foi uma cadeira escolar, a partir da cadeira, todas as peças foram modeladas em *software* 3D, e após serem fabricadas foram montadas e testados todos os mecanismos, para na sequência seguir para os testes em laboratório.

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. A Figura 3 mostra o design do projeto, acionado pneumáticamente, mostrando a simulação executada durante os testes que antecederam os testes em laboratório.

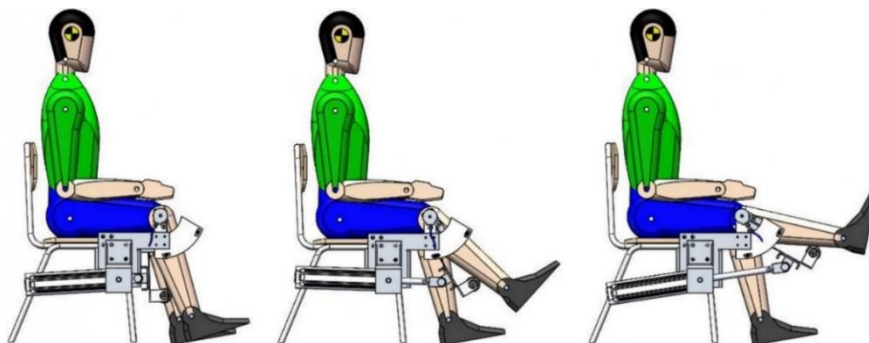


Figura 3 – Simulação do movimento

Na sequência, o protótipo foi montado em uma bancada e testados o acionador pneumático e os controles, a bancada é composta pelos módulos pneumático e de controle. A Figura 4 apresenta uma imagem da bancada durante os testes do protótipo, com os módulos pneumáticos e de controle instalados.

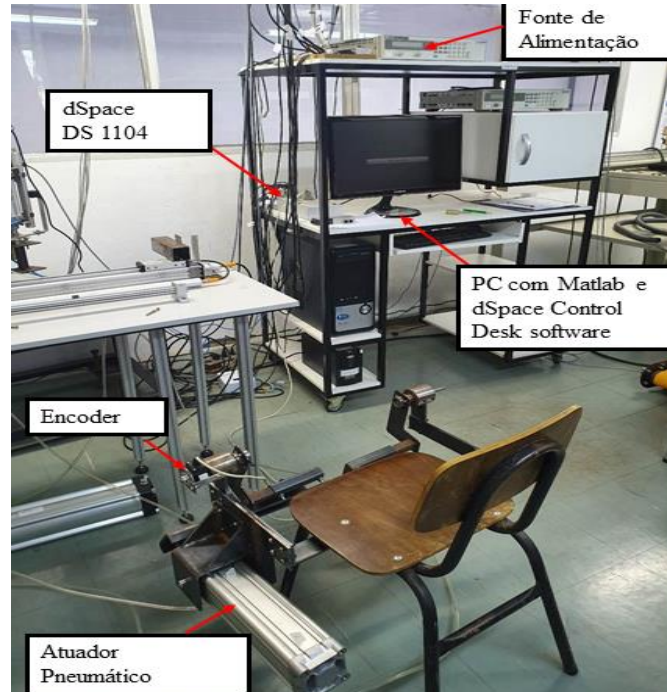


Figura 4 – Bancada experimental

Módulo pneumático

O módulo pneumático montado para a realização dos testes com o protótipo, é composto por uma servoválvula proporcional, que controla o escoamento do ar comprimido fornecido ao cilindro, e ela é responsável por regular a vazão e pressão de ar fornecida ao cilindro pneumático. Uma unidade de conservação, que faz a filtragem do ar, eliminando impurezas oriundas da tubulação, antes que possam chegar a servoválvula evitando danos. Sensores de pressão que controlam a pressão do suprimento de ar. O Quadro 4 apresenta os principais componentes do circuito pneumático.

Quadro 4 – 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
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-010-B	0 - 10 V 5 vias 3 posições vazão = 700 l/min
Sensor de pressão	Festo	SDE1-D10-G2-R18-C-PU-M8	Faixa de medição 0-10 bar

A Figura 5 mostra o desenho do circuito pneumático da bancada de acordo com a norma ISO 1219.

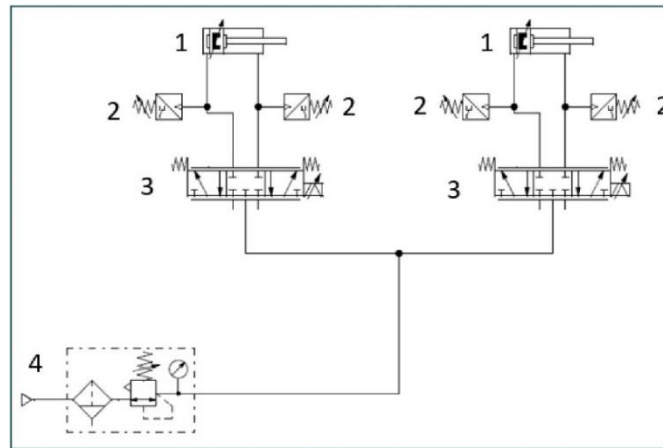


Figura 5 – Circuito pneumático da bancada

Indicadores 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

Módulo de controle

A bancada conta com controle de aquisição de dados, utilizando um microcomputador tipo *Desktop*, e uma placa dSPACE DS 1104, que permite fazer a prototipagem de controle, este circuito identifica e controla os sinais de saída. Na placa é gravado o controle do sistema que desenvolvido em *software*.

A placa recebe os sinais provenientes dos sensores, a placa é projetada para facilitar o desenvolvimento e a implantação de controles, e possui oito conversores analógico-digital (saídas DAC). Nas conversões ADC e DCA, a placa apresenta um *software* para gerenciamento e aquisição de dados e módulos de acoplamento para MatLab/Simulink.

A fonte de alimentação de corrente contínua é utilizada para acionar a servo válvula. Esse tipo de corrente é indicada pois apresenta menor variação a fim de evitar danos. A fonte de alimentação HP 6543^a utilizada, conta com 24 VDC. Os principais componentes de controle estão listados no Quadro 5.

Quadro 5 – 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	Dsapce	DS1104	Micro processador MP8240 32bytes SDRAM 8 Mbytes flach

3.1 Projeto detalhado

O projeto detalhado do sistema para reabilitação de membros inferiores desenvolvido, está ilustrado na Figura 6, onde o conjunto foi explodido para melhor compreensão das peças e forma de montagem. Na sequência apresenta-se uma tabela na qual estão as descrições de todos os componentes assinalados na Figura 6.

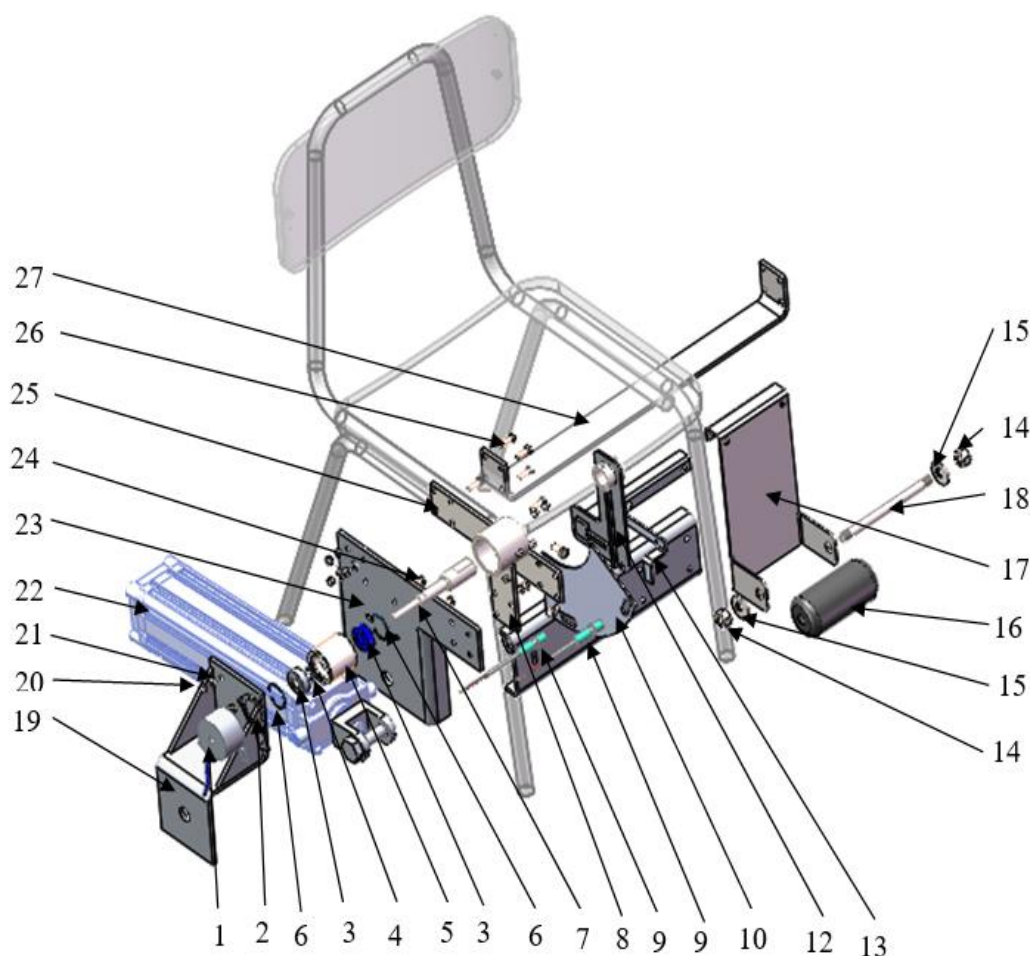


Figura 6 – Desenho explodido do projeto

O Quadro 6 a seguir, apresenta a relação de componentes do protótipo apresentado na Figura 6.

Quadro 6 – 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 ARTICULADOR DO JOELHO
8	CONJUNTO SUPORTE JOELHO
9	SENSOR INDUTIVO M12X50 EMBUTIDO
10	SUPORTE SENSOR INDUTIVO
11	SUPORTE 3 DO CILINDRO
12	CONJUNTO SUPORTE MANCAL DIREITO
13	LIMITADOR SENSOR INDUTIVO
14	PORCA SEXTAVADA M12
15	ARRUELA LISA M12
16	SUPORTE ACOLCHOADO PERNA
17	CHAPA PANTURILHA
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

3.1.1 Montagem do protótipo

Na sequência serão apresentados desenhos das variantes de solução selecionadas, e como foi o desenvolvimento de cada uma das soluções separadamente.

3.1.1.1 Suporte na posição zero

Todas as peças de chapa foram encaminhadas para serem cortadas em máquina de corte a laser, após as peças serem cortadas, as peças que previam dobras, foram dobradas em máquina de dobra com comando de controle numérico, e após, os conjuntos de solda foram soldados no laboratório de soldagem da universidade. No laboratório de soldagem, o suporte onde é posicionada a perna do paciente foi posicionado na posição inicial, que corresponde ao ângulo zero, para que o sistema possa executar o movimento a partir da origem correta, para determinar a posição zero, foi utilizado um sensor indutivo, a opção pelo uso do sensor indutivo, foi devido a facilidade de instalação e fácil controle. O sensor que será utilizado é o sensor indutivo Weg SL5 10 à 30VCC 1NA + 1NF 4 Fios.

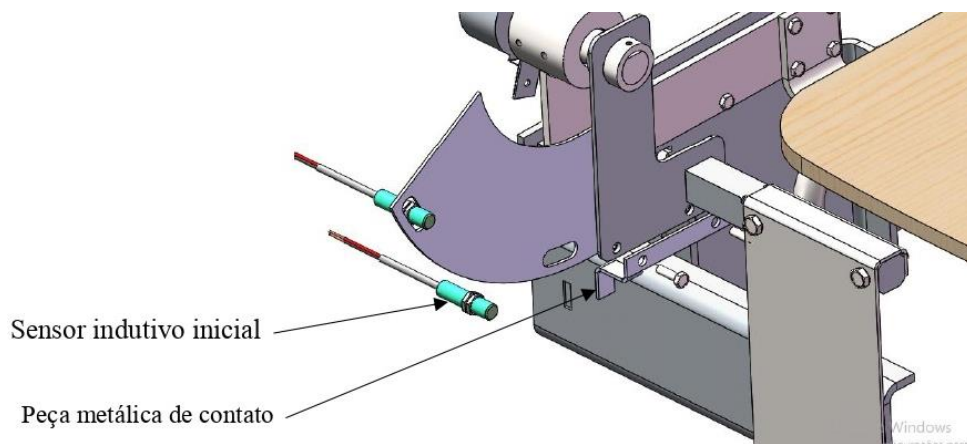


Figura 7 – Sensor indutivo da posição inicial

3.1.1.2 Suporte na posição final

A posição final do suporte será a máxima amplitude que o movimento da perna do paciente, da mesma forma que a posição inicial, a posição final será determinada pelo sensor indutivo Weg SL5 10 à 30VCC 1NA + 1NF 4 Fios, que será uma segurança a mais de que o suporte não irá passar da posição máxima durante o movimento, já que um encoder irá determinar o ângulo do movimento. O sensor será montado na mesma peça onde está montado o sensor inicial, e será detectado pela mesma peça metálica, e sua montagem será atravessando a peça de suporte, a regulagem da distância que ficará entre o sensor e a peça metálica de detecção.

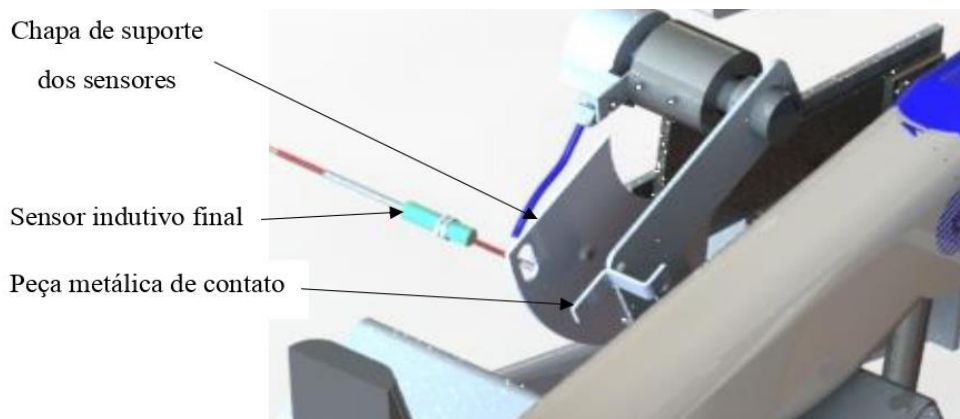


Figura 8 – Sensor indutivo da posição final

3.1.1.3 Medir o ângulo final do suporte

Os eixo e mancais foram usinados em centro de usinagem CNC (comando numérico computadorizado) em aço 1020, com tolerâncias de +0,05 e -0,05 mm. Na sequência, os conjuntos de solda foram montados no laboratório de soldagem da universidade, e montados na dadeira. Com o suporte da perna na posição final, e com o sensor indutivo final coincidindo com a chapa metálica de contato, o encoder irá indicar o ângulo do suporte, e no programa, será programado para que o suporte nunca passe desta posição, que será o limite de articulação da perna, e será uma recomendação do fisioterapeuta. 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.

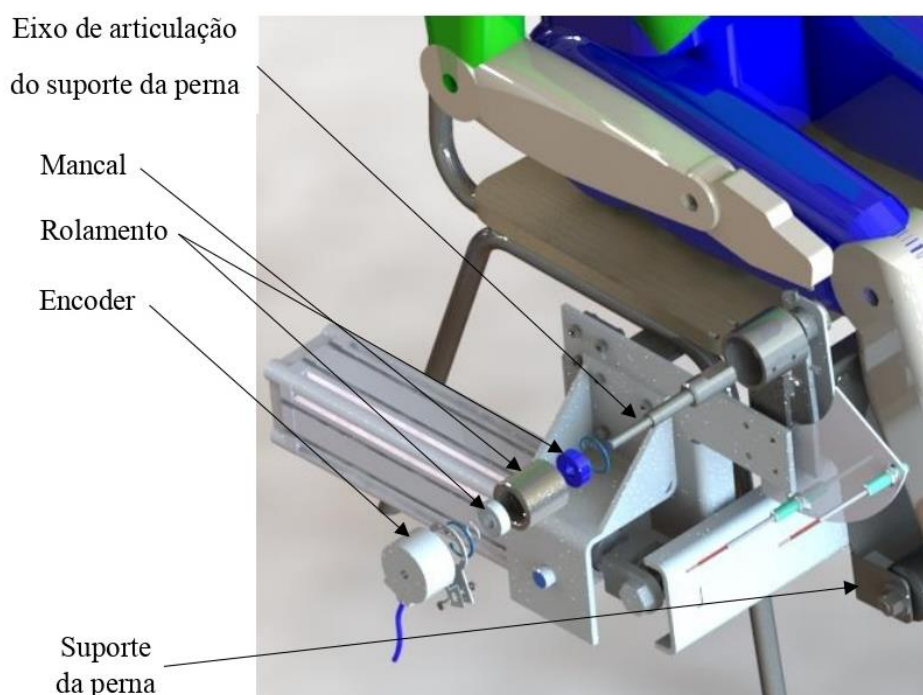


Figura 9 – Montagem do encoder no eixo

3.1.1.4 Acionar o suporte da perna

O acionador selecionado foi um acionador pneumático tipo cilindro 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 interferem na velocidade e estabilidade do movimento, e por este motivo, o cilindro foi substituído.

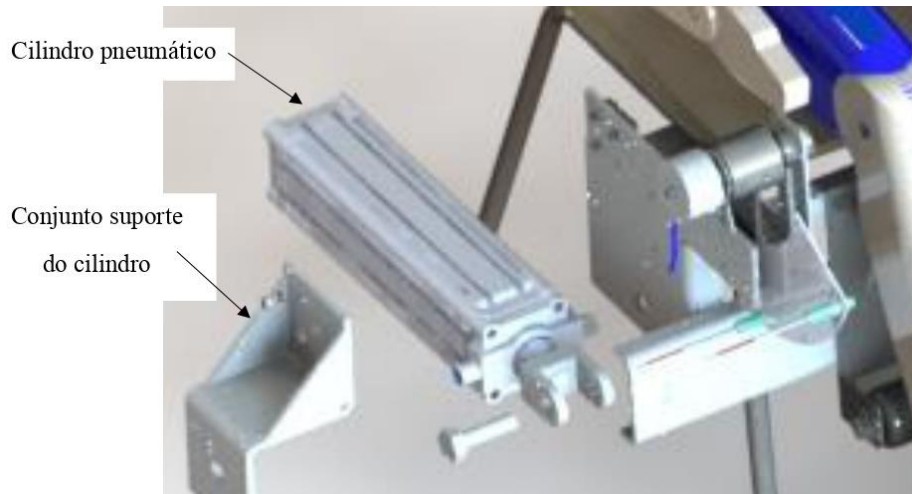


Figura 10 – Cilindro pneumático montado

Após todas as soluções para as funções serem projetadas e montadas sobre a cadeira, foi testado o protótipo no software 3D utilizando um modelo humano em 3D para simular o movimento da perna do paciente durante a execução do exercício. Uma imagem do protótipo montado está apresentada na Figura 11.

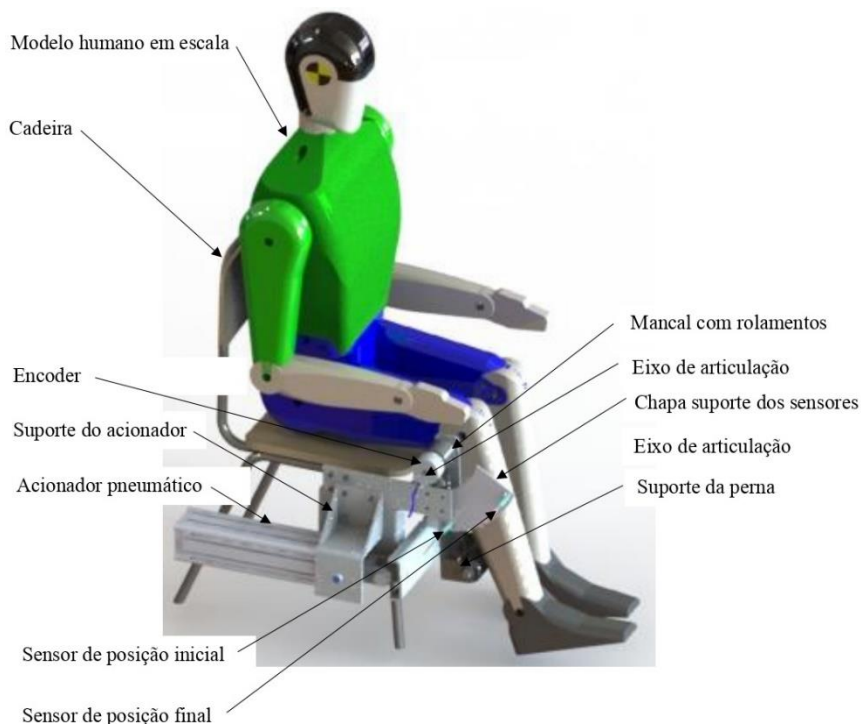


Figura 11 – Vista isométrica do projeto

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 pelo atuador

pneumático. O mecanismo é composto pelo elo 0, que é o eixo imaginário que atravessa perpendicularmente a articulação do joelho do paciente, e o elo 1, que é o eixo imaginário que atravessa perpendicularmente a articulação do tornozelo do paciente, ligados por juntas rotativas e acionados por atuadores lineares.

A posição do atuador linear é determinada através da posição dos eixos 0 e 1, e são descritos pelas coordenadas X_0 e Y_0 , no sistema de referência do elo móvel.

O primeiro passo para a simulação da posição de instalação do acionamento foi determinar os sistemas de referência.

No segundo passo, os pontos A e B são localizados, conforme mostra a Figura 13, para dedução das relações geométricas.

O próximo passo foi desenhar as peças em software 3D obedecendo as coordenadas X (0,180 m) e Y (0,113 m).

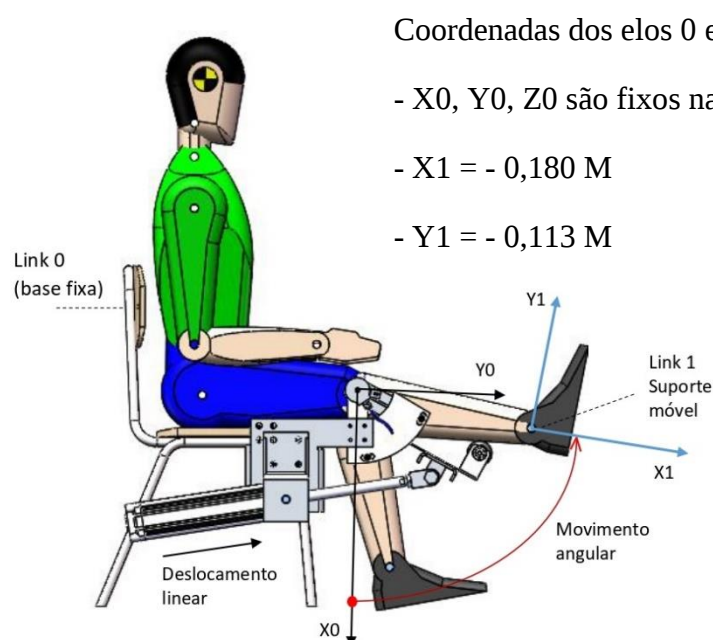


Figura 12 – Simulação das coordenadas dos elos 0 e 1

4. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um protótipo de um sistema para reabilitação de membros inferiores, que tem como objetivo, auxiliar pessoas com algum nível de comprometimento nos membros inferiores a melhorar a sua função motora. O trabalho foi executado procurando seguir a orientação da literatura, elaborando um projeto conceitual, simples de ser executado, com o mínimo de peças visando sempre atender a função global, sem esquecer a operação e manutenção do equipamento. Para tanto, foram desenvolvidas soluções para as funções que foram identificadas com o auxílio da literatura desenvolvida por Pahl et al. (2005), após a solução para cada uma das funções ser identificada, foi realizado um estudo, através da simulação para identificar a posição de instalação do acionador, onde foi determinada a relação de transmissão de movimento das juntas rotativas acionadas pelo acionador, desta forma foi possível prever a posição de instalação e a trajetória de todos os componentes móveis do protótipo, evitando erros e retrabalho.

O passo seguinte foi projetar e detalhar todas as peças para a fabricação do protótipo. Estando todas as peças projetadas e detalhadas, partiu-se para a fabricação, onde os desenhos elaborados em *software* 3D foram enviados para fabricação, em seguida, com todas as peças em mãos, foram montados os subconjuntos, e na sequência foi executada montagem final do protótipo.

O próximo passo foi o teste em bancada, onde o protótipo teve um comportamento dentro do esperado, realizando o movimento na amplitude e com o controle de velocidade desejados. Quando foram medidos o tempo de duração do ciclo, este ficou em média em 6 segundos, atendendo a proposta do projeto. A velocidade de deslocamento do cilindro ficou um pouco abaixo dos 0,3 m/s, que era o objetivo, porém com a possibilidade de correção via programação. 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 desconforto ao paciente. E, ainda, durante os testes, os parâmetros experimentais de atrito do atuador foram identificados, sendo esta uma importante informação para a melhora do desempenho do equipamento.

Conclui-se que os objetivos foram alcançados, sendo que o resultado final foi o protótipo do equipamento montado e testado. O estudo aqui realizado terá uma importância significativa para o desenvolvimento de equipamentos para reabilitação de membros, já que devido a escassez de equipamentos similares de fabricação nacional, os profissionais da fisioterapia são obrigados a gerenciar os altos custos dos equipamentos importados, acarretando falta de equipamentos adequados à reabilitação de pacientes, podendo comprometer a sua recuperação.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARAUJO, C. et al. **Dispositivo para treinamento e reabilitação dos flexores do cotovelo com sistema modulador de torque**. BR 202015020471-5 U2. 2018.

CHEN, B. et al. (2016). **Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons**. Journal of Orthopedic Translation, 5, 26-37. doi: 10.1016/j.jot.2015.09.007.

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

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**. 2018.

ISO 1219-1, **Fluid power system and components – Graphic symbol and circuit diagrams**.

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

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.