

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Rafael Waskiewicz Guarnieri

Movimentador contínuo passivo para membros inferiores

Passo Fundo

2018

Rafael Waskiewicz Guarnieri

Movimentador contínuo passivo para membros inferiores

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Jocarly Patrocínio de Souza

Passo Fundo

2018

Rafael Waskiewicz Guarnieri

Movimentador contínuo passivo para membros inferiores

Trabalho apresentado ao curso de Engenharia Elétrica, da Faculdade de Engenharia e Arquitetura, da Universidade de Passo Fundo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista, sob orientação do professor Dr. Jocarly Patrocínio de Souza .

Aprovado em ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jocarly Patrocínio de Souza - UPF

Prof. Dr. Mikhail Polonskii - UPF

Prof. Me. Sergio Bordignon - UPF

Este trabalho é dedicado a todos que me apoiaram nesse percurso de graduação, assim como minha família, amigos e professores.

AGRADECIMENTOS

O trabalho apresentado nesse relatório é fruto de muito esforço meu e das pessoas que me apoiaram ao longo dessa caminhada.

Agradeço aos meus pais Nelvi e Gloria e as minhas irmãs Gabriela e Grasiela, que sempre me apoiaram e acreditaram em mim, ao Prof. Dr. Jocarly Patrocínio de Souza, pela sua orientação durante o desenvolvimento do trabalho, dando contribuições valiosas e mostrando o caminho a ser percorrido.

Aos colegas e amigos José, Jean, Eduardo e Guilherme companheiros de trabalho e irmãos na amizade, que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida. E a todos os professores do curso de Engenharia Elétrica –UPF, afinal sem vocês esse trabalho de conclusão de curso não seria possível.

“ É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota. ”

Theodore Roosevelt

RESUMO

Face ao crescente aumento de pessoas que necessitam de reabilitação física, assiste-se o aumento do desenvolvimento de recursos de apoio aos indivíduos que necessitem de uma terapia ou auxílio na recuperação, os quais visam uma melhoria da sua qualidade de vida. Deste modo traçam-se novas estratégias com o objetivo de proporcionar mais autonomia independente da extensão da lesão. Os equipamentos que ajudam na reabilitação são projetados visando proporcionar uma melhora mais rápida e eficaz desse processo reabilitativo, sempre a serviço da saúde do paciente. Esse trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um equipamento para o auxílio na recuperação de cirurgias relacionadas aos membros inferiores, esse aparelho é conhecido como CPM que é referente a sigla “Continuous passive motion”, traduzindo-se para o português “Movimento Passivo Contínuo”, ou no caso desse projeto um Movimentador Contínuo Passivo para Membros Inferiores esse dispositivo tem como finalidade reproduzir movimentos naturais da perna humana, nesse projeto foi utilizado uma estrutura mecânica para apoiar o membro em questão, e um sistema eletromecânico para fazer a movimentação, como necessita-se de um controle o protótipo apresenta um microcontrolador para efetuar o controle de posição e velocidade do equipamento. A movimentação após uma intervenção cirúrgica é importante, pois evita algumas complicações pós-operatórias como atrofiamento muscular e formação de coágulo, podendo evoluir para uma trombose. A motivação é contribuir para a reabilitação ideal de pacientes com patologias nos membros inferiores.

Palavras-chaves: CPM, Reabilitação, Joelho, Movimento Controlado.

ABSTRACT

In view of the increase in physical rehabilitation, there is an increase in the development of resources for people who need therapy or recovery aid, which is an improvement in their quality of life. This mode is mapped to new strings with the more than independent of the extent of the lesion. The equipment that helps to rehabilitate the auditory system, the patient care and the health team, are rehabilitating, permanent and of long duration. The objective of this work is to upgrade the aid in the update of the passive movement, translating into Portuguese "Continuous Passive Movement", or in the case of this project a passive continuous movement for the higher education group has as main objective the movement of the human inheritance, as it was a process of structural mechanics for the support of the member in question, and an electromechanical system to make a movement, as necessary - from a control the prototype presents a microcontroller to send the control of position and speed of the equipment. Attention after a surgical intervention is important, as there are some postoperative complications such as muscle atrophy and clot formation, which may lead to thrombosis. The motivation is contributory to an ideal rehabilitation of patients with pathology in the lower limbs.

Key words: CPM, Rehabilitation, Knee, Controlled Movement.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 – MODELO DE CPM DISPONÍVEL NO MERCADO	17
FIGURA 2 – ESBOÇO DA ESTRUTURA MECÂNICA DO CPM (VISTA LATERAL)	21
FIGURA 3 - ESTRUTURA MECÂNICA VISTA LATERAL DIREITA	22
FIGURA 4 - ESTRUTURA MECÂNICA VISTA SUPERIOR	22
FIGURA 5 - VARIAÇÃO DO ÂNGULO DO JOELHO QUE O PROTÓTIPO PROPORCIONA	23
FIGURA 6- ESTRUTURA MECÂNICA VISTA FRONTAL	23
FIGURA 7 – FUSO TRAPEZOIDAL COM MANCAIS	25
FIGURA 8 – REPRESENTAÇÃO DE FORÇA EXERCIDA PARA MOVIMENTAR O FUSO	25
FIGURA 9 - ÂNGULO DA ROSCA ACME	26
FIGURA 10 – FORÇA SOBRE O FUSO	27
FIGURA 11 - MOTOR DC	30
FIGURA 12 – ESQUEMA DE DIMENSÕES CORPORAIS RELATIVAS A ESTATURA.	32
FIGURA 13 – SENSOR INDUTIVO	33
FIGURA 14 – DIAGRAMA DE BLOCOS DO μ C.	34
FIGURA 15 – FLUXOGRAMA DE OPERAÇÃO DO PROTÓTIPO	34
FIGURA 16 – FLUXOGRAMA DA ROTINA DO μ C	35
FIGURA 17 - LAUNCHPAD (EK-TM4C123GXL)	36
FIGURA 18 - IDE ENERGIA	37
FIGURA 19 - DISPLAY 16x2	39
FIGURA 20 - TECLADO 4x4	39
FIGURA 21 - INTERFACE DO PROTÓTIPO	40
FIGURA 22 - TELA 2	41
FIGURA 23 - TELA 3	41
FIGURA 24 - TELA 4	42
FIGURA 25 - TELA 5	42
FIGURA 26 - TELA 6	42
FIGURA 27 - TELA 7	43
FIGURA 28 - TELA 8	43
FIGURA 29 - TELA 9	44
FIGURA 30 - TELA 10	44
FIGURA 31 - DRIVER PARA MOTOR DC	45
<i>FIGURA 32 - ONDA PWM GERADA PELO MICROCONTROLADOR</i>	46
FIGURA 33 - OSCILOSCÓPIO DE PC	46
FIGURA 34 - MICROCONTROLADOR E PONTE H BTN7960B	47
FIGURA 35 – ESBOÇO DO FUNCIONAMENTO DE HARDWARE E ESTRUTURA MECÂNICA DO CPM (VISTA LATERAL)	49
FIGURA 36 – VISTA FRONTAL DO JOELHO ERETO.	68
FIGURA 37 – VISTA FRONTAL DO JOELHO A 90°.	69
FIGURA 38 – JOELHO FLEXIONADO	70

FIGURA 39 – MENISCOS DO JOELHO.	72
FIGURA 40 – MÚSCULOS NA REGIÃO DO JOELHO.	73
FIGURA 41 – RECONSTRUÇÃO DE LCA	75
FIGURA 42 – PRÓTESE TOTAL DE JOELHO.	76
FIGURA 43 – PRÓTESE PARCIAL DE JOELHO.	76
FIGURA 44 – LESÃO NA PATELA	78

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - DIÂMETROS DE FUSOS COM ROSCA TRAPEZOIDAL	28
TABELA 2 - COMPARAÇÃO DE ÂNGULOS	50

LISTA DE ABREVIATURAS

CPM – Continuous Passive Motion
ADM – Amplitude de Movimento
COFFITO – Conselho de Fisioterapia Ocupacional
LPFM – Ligamento Patelo Femoral Medial
LCA – Ligamento Cruzado Anterior
LCP – Ligamento Cruzado Posterior
LCM – Ligamento Colateral Medial
LCL – Ligamento Colateral Lateral
 μ C – Microcontrolador
TAT – tuberosidade anterior da tibia

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 CONTEXTO.....	15
1.2 OBJETIVO GERAL.....	16
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
1.4 JUSTIFICATIVA	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 CONHECENDO O CPM	17
2.1.1 Movimento contínuo passivo	18
2.1.2 Benefícios na utilização do CPM.....	18
2.1.3 Indicações para o uso do CPM	19
3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO.....	21
3.1 ESTRUTURA MECÂNICA E HARDWARE.....	21
3.1.1 Fuso	24
3.1.2 Motor	30
3.1.3 Definindo o tamanho do protótipo.....	31
3.1.4 Sensor indutivo	32
3.1.5 Microcontrolador.....	33
3.1.6 Interface.....	38
3.1.7 Driver do motor DC	44
3.1.8 Controle da posição	47
3.2 DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA	48
3.2.1 Principais variáveis a serem controladas - Parâmetros Iniciais.....	49
4 Apresentação e discussão dos resultados.....	50
4.1 RESULTADOS OBTIDOS	50

4.1.1 Posição	50
4.1.2 Velocidade	50
5 Considerações finais e conclusão.....	51
6 Bibliografia.....	52

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTO

Na engenharia buscamos resolver problemas para facilitar o dia a dia. Como sabemos há problemas em todas as áreas que podemos imaginar, citando como exemplos as áreas da saúde e do transporte. As tecnologias da medicina avançaram de forma considerável nos últimos anos, usando a ciência e a engenharia para desenvolver tais feitos. Estas novidades tenderam no desenvolvimento de técnicas, metodologias e aparelhos para ajudar e melhorar a saúde humana. Desta forma as pesquisas futuras devem focar-se na integração de novos conhecimentos de forma sinérgica, utilizando os fundamentos que a ciência proporciona nesta área, visando a implementação de aparelhos que ajudam na reabilitação de pacientes.

Analisando o campo da medicina observou-se uma categoria ampla na parte pós-operatória de cirurgias relacionadas ao joelho, segundo Pinheiro (2018) isto se resume que após a cirurgia o paciente deve movimentar a articulação o mais breve possível, sendo que o mesmo não consegue executar qualquer movimento devido a dor e fragilidade, sobretudo o esforço requerido para a execução do movimento. Assim o processo de recuperação tende a ser longo, pois o paciente não movimenta a articulação. Sendo que para diminuir o tempo de cura, é sugerida a fisioterapia, em que um profissional inicia com um tratamento de movimentação da articulação sem que o paciente faça nenhum tipo de esforço, o movimento deve ser executado com um bom controle de velocidade e angulação da perna tendo em vista que esse movimento é repetido várias vezes tornando a terapia cansativa para o profissional.

Existem aparelhos no mercado que fazem este trabalho, porém de alto custo e muitas vezes de difícil acesso para quem necessita, segundo Morris (2007) os exercícios passivos dos membros inferiores são uma das possíveis opções que os fisioterapeutas recorrem, são definidos como movimentos repetitivos da articulação dentro dos seus limites de amplitude. Para estes exercícios, encontra-se, disponíveis no mercado, sistemas automáticos de movimentação que facilitam o processo reabilitativo, esses dispositivos trazem alguns benefícios como a melhoria da circulação, o fortalecimento dos músculos, a redução da atrofia muscular e a lubrificação da articulação, fazendo o movimento de extensão e flexão, no caso do joelho.

1.2 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um protótipo CPM (Movimento Contínuo Passivo) de baixo custo e de fácil operação para auxiliar no processo reabilitação de lesões no joelho.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Realizar uma revisão bibliográfica, que reúna informações relacionadas ao joelho humano, caracterizar as principais lesões sucedidas ao joelho que levam a intervenção cirúrgica e relacionar as principais formas de tratamento.
- b) O uso de um CPM.
- c) Apresentação de uma proposta de projeto de um CPM indicando seus principais elementos de operação e controle.
- d) Seleção de materiais que serão utilizados na confecção do protótipo.
- e) Estimar sistema de acionamento, baseado em dados de esforço necessário para o movimento, avaliando motores disponíveis no mercado.
- f) Desenvolver e implementar uma arquitetura de controle do sistema de acionamento.
- g) Estudar tipos de sensores que poderão ser utilizados no protótipo
- h) Realização de teste e validação do protótipo.

1.4 JUSTIFICATIVA

A demanda deste tipo de tratamento está reprimida, pois um aparelho que faz esse tratamento tem alto custo de aquisição, o que dificulta a compra do mesmo. Assim o tratamento mais convencional demanda de um profissional da fisioterapia, onde ele tem que executar a terapia que pode variar de minutos até horas. Como é um movimento simples, pode ser substituído por um equipamento, o CPM no caso, que efetuara essa terapia de forma efetiva e segura liberando o profissional para outra atividade, e dando mais autonomia e conforto ao paciente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo vamos tratar de assuntos referentes ao joelho, suas estruturas e particularidades, lesões acometidas ao mesmo, cirurgias, reabilitação e o CPM.

2.1 CONHECENDO O CPM

O CPM é a abreviação de Continuous Passive Motion (Movimento Passivo Contínuo, em tradução para o português). Trata-se de um aparelho que visa fazer com que a articulação recupere sua capacidade normal de movimento de maneira mais rápida, ele pode ser usado após uma cirurgia no joelho, por exemplo. Esse aparelho funciona de modo que movimenta a articulação do joelho sem que o paciente faça algum tipo de esforço, proporcionando um movimento de flexão e extensão da perna do paciente, que fica totalmente apoiada no aparelho. (CARCI, s.d.) Como demonstrado na figura 1.

Figura 1 – Modelo de CPM disponível no mercado



Fonte: Marca Médica, (s.d.)

2.1.1 Movimento contínuo passivo

No final dos anos 1970, Robert B. Salter originou o conceito revolucionário de movimento passivo contínuo (CPM) das articulações, para estimular a regeneração da mesma. O CPM além de um aparelho, tornou-se um conceito de tratamento. (KNELMAN, 2007)

2.1.2 Benefícios na utilização do CPM

O CPM é um aparelho motorizado que faz a movimentação, sem que o paciente exerça esforço físico, neste tópico citaremos alguns dos benefícios que este aparelho proporciona. (CARCI, 2017).

- **Age na nutrição e no metabolismo da articulação:**

Durante as atividades do dia a dia, uma pessoa movimenta 24 articulações, que são nutridas pelo líquido sinovial. Ficar sem mobilidade pode fazer com que essas estruturas sofram danos progressivos e irreversíveis. Daí a importância da fisioterapia baseada em movimento. (CARCI, 2017).

- **Agiliza a recuperação:**

A amplitude do movimento tende a evoluir a curto prazo, já que os parâmetros do equipamento são ajustáveis, dessa forma podem ser aumentados conforme o paciente vai se sentindo mais confortável. Essa progressão faz os estímulos aumentarem e não deixa as estruturas acomodadas, tendo uma boa lubrificação da articulação. Visto que o mesmo precisa se acostumar novamente com movimentos extensos e intensos, para retomar a total eficiência da articulação. (CARCI, 2017).

- **Ajuda a diminuir a medicação para dor:**

Um paciente que está em constante progresso no tratamento e que tem as articulações estimuladas a produzir sua própria lubrificação tende a sentir menos dor do que aqueles que não estão passando por esses estímulos. Assim a necessidade de medicamentos diminui e o paciente ganha mais saúde e qualidade de vida. (CARCI, 2017).

- **Diminui o risco de inchaço ou trombose:**

Lesões e cirurgias normalmente apresentam inchaço no local. Dessa forma o inchaço e a falta de movimentação favorecem o aparecimento de coágulos ou trombos nas veias, isso tem uma maior ocorrência nos membros inferiores. Quando a cirurgia ocorre nos quadris ou nos joelhos, os riscos podem se tornar maiores, outro fator de risco é desencadeado pela imobilização durante a cirurgia. Isso faz com que o sangue do paciente se torne mais grosso. Se ele continuar imóvel por muito tempo após a cirurgia, os riscos são ainda maiores. O CPM é uma forma eficaz de atenuá-los, pois promove a movimentação da articulação e assim a circulação sanguínea. (CARCI, 2017).

- **Alonga os músculos:**

Quando o paciente sofre uma cirurgia, os músculos tendem a ficar parados e a perder um pouco da sua força e elasticidade. É aí que entra o CPM. Por meio da repetição dos movimentos passivos, os músculos também são alongados e estimulados. É como se o paciente estivesse caminhando e fazendo suas atividades normalmente, a diferença está somente no esforço empregado para fazer essas ações. Trata-se de uma combinação perfeita para reabilitação total, sem prejuízos às cartilagens, músculos e tecidos. (CARCI, 2017)

2.1.3 Indicações para o uso do CPM

O CPM é utilizado na recuperação de diversos tipos de cirurgia, algumas delas citaremos abaixo, como dito por Ghiraldi (2012). A técnica de CPM tem indicação em pacientes com:

- Redução aberta e fixação rígida interna de fraturas diafisárias e metafisárias com deslocamento, artrotomia, capsulotomia, artrólise e desbridamento das artrites pós-traumáticas
- Limitação persistente do movimento articular
- Liberação cirúrgica das contraturas extra articulares das articulações (por exemplo na quadricepsplastia)
- Artrotomia e drenagem (associada a antibioticoterapia adequada) para artrite séptica aguda
- Sinovectomia para artrite reumatóide e artropatia hemofílica
- Reparo cirúrgico em uma laceração aguda de um ligamento

- Reconstrução de uma laceração crônica de ligamento usando um enxerto de tendão
- Substituição articular protética total.

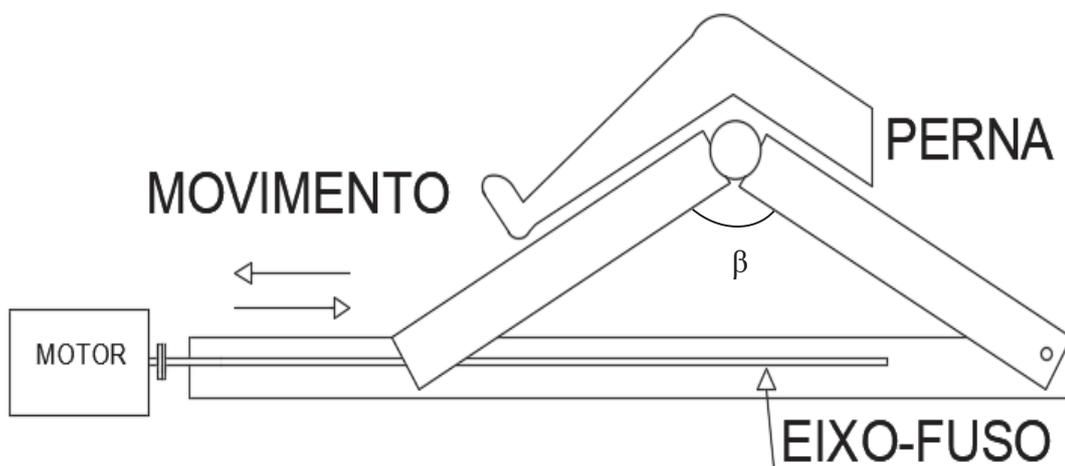
3 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO

Neste capítulo apresenta-se o desenvolvimento do CPM destacando-se as principais partes que o constituem, assim como o funcionamento geral do equipamento.

3.1 ESTRUTURA MECÂNICA E HARDWARE

A estrutura mecânica é constituída de várias partes, algumas fixas e outras moveis, formando um conjunto mecânico para movimentar a perna do paciente, assim deve ter uma boa estabilidade estrutural e precisão, pois terá de suportar o peso de uma perna humana. A perna de um ser humano pesa cerca de 15,5% do peso total corporal, segundo a Tomandl (2013), sendo assim uma pessoa que pesa 100 quilogramas (Kg), a perna desse indivíduo pesará cerca de 15.5 Kg, como demonstrado na figura 2.

Figura 2 – Esboço da estrutura mecânica do CPM (vista lateral)



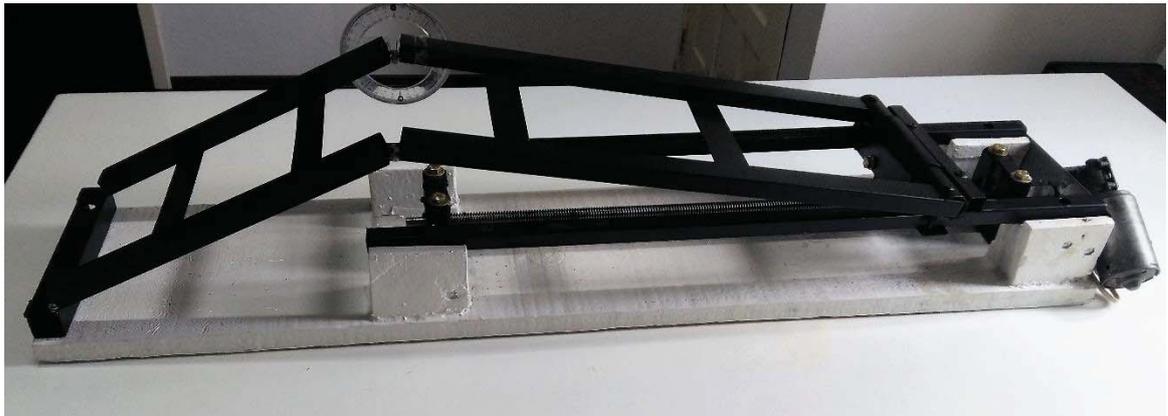
Fonte: Autor Próprio. (2018)

Basicamente o sistema contará com uma base fixa, um fuso para a variação do ângulo β , e algumas estruturas que farão o afixamento da perna do paciente.

Na figura 11 temos um esboço da estrutura mecânica que teve de ser desenvolvida para a realização do trabalho, e na próxima figura exibiremos imagens de como ficou a estrutura depois de construída nas figuras 12, 13 e 15.

Nas figuras 3 e 4 é apresentada a estrutura mecânica do protótipo, esse sistema é o responsável por fazer o afixamento da perna do paciente e movimenta-la. O protótipo mecânico é constituído por perfilados de aço, que caracterizam as partes rígidas do protótipo e os trilhos que fazem o apoio do peso da perna, junto a um conjunto de fuso e castanha que transmitem a rotação do motor para o aparelho, também transformando a rotação angular em deslocamento linear e por fim o motor que produz o movimento necessário para o funcionamento do protótipo.

Figura 3 - Estrutura mecânica vista lateral direita



Fonte: Autor Próprio. (2018)

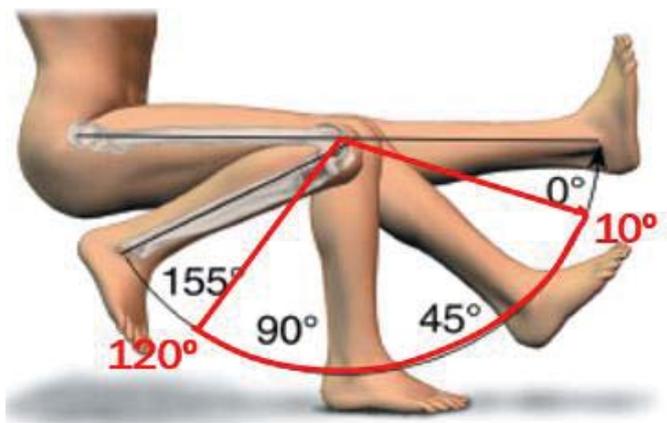
Figura 4 - Estrutura mecânica vista superior



Fonte: Autor Próprio. (2018)

O protótipo em questão proporciona ao paciente uma variação de ângulo de 10° até 120° de flexão ou extensão do joelho, essa variação será determinada pelo médico do paciente conforme o estado em que o paciente se encontra, abaixo na figura 5 temos a representação da variação do ângulo.

Figura 5 - Variação do ângulo do joelho que o protótipo proporciona



Fonte: Autor próprio. (2018)

Na figura 6 tem-se uma vista melhor do motor acoplado ao eixo fuso, o acoplamento desses elementos foi feito especificamente para o motor e eixo fuso em questão. Dessa forma transmitimos o movimento de um elemento para o outro.

Figura 6- Estrutura mecânica vista frontal

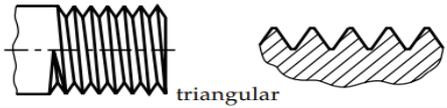
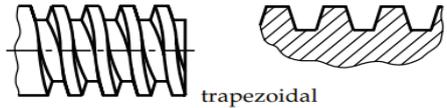
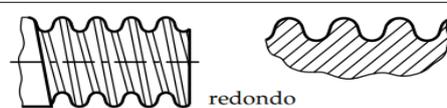


Fonte: Autor próprio. (2018)

3.1.1 Fuso

Os eixos fusos possuem uma infinidade de aplicações, sobretudo aquelas que necessitam de uma transformação de um movimento angular para um movimento linear com precisão de posição. Por esse motivo são muito utilizados para movimentação de eixos de diversas máquinas operatrizes. Os parafusos que possuem o objetivo de transmissão de movimento podem ser de dois tipos: parafusos de potência (também chamados de parafusos de avanço ou de fusos) e os parafusos de rosca sem fim (ou simplesmente parafusos sem fim). (GALDINO, s.d.). Os perfis das roscas são diversos, para os quais existem aplicações específicas, conforme o quadro 1 logo abaixo.

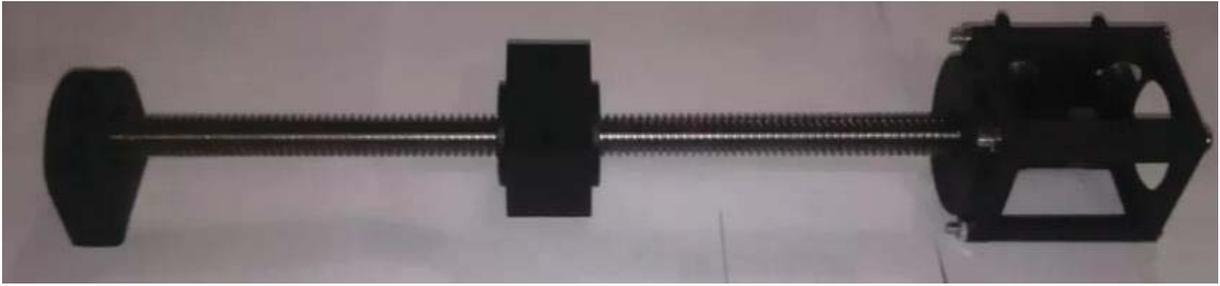
Quadro 1 - Tipos e aplicações de roscas

TIPOS DE ROSCAS (PERFIS) PERFIL DE FILETE	APLICAÇÃO
 <p>triangular</p>	Parafusos e porcas de fixação na união de peças. Ex.: Fixação da roda do carro.
 <p>trapezoidal</p>	Parafusos que transmitem movimento suave e uniforme. Ex.: Fusos de máquinas.
 <p>redondo</p>	Parafusos de grandes diâmetros sujeitos a grandes esforços. Ex.: Equipamentos ferroviários.
 <p>quadrado</p>	Parafusos que sofrem grandes esforços e choques. Ex.: Prensas e morsas.
 <p>rosca dente-de-serra</p>	Parafusos que exercem grande esforço num só sentido Ex.: Macacos de catraca

Fonte: GORDO, N. e Ferreira J. (2012).

Os fusos são aplicados juntamente com porcas especiais (buchas ou mancais roscados) para simplesmente transformar o movimento angular (rotação) em movimento linear (translação retilínea) de um determinado mecanismo. Para o protótipo o que mais se adaptou foi o fuso trapezoidal, A seguir temos a figura 7 que representa um fuso trapezoidal.

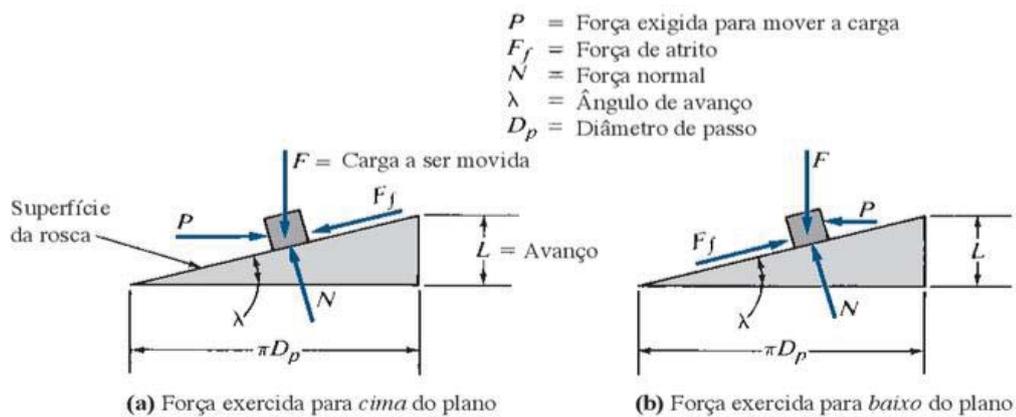
Figura 7 – Fuso trapezoidal com mancais



Fonte: JonnyCNC.com (s.d.)

A seguir exibe-se como é efetuado o cálculo do torque de acionamento para o eixo fuso, a figura 8 é uma demonstração das forças que atuam sobre o fuso.

Figura 8– Representação de força exercida para movimentar o fuso



Fonte: Melconian, S. (2015)

O torque exigido para mover a carga ao se utilizar um parafuso de potência ou fuso com rosca Acme ou trapezoidal, pode ser obtido pela seguinte equação. (MELCONIAN, 2015).

$$T = \frac{F \cdot D_p}{2} \cdot \left[\frac{(\cos \phi \cdot \tan \lambda + f)}{(\cos \phi - \tan \lambda \cdot f)} \right] \quad (1)$$

f : coeficiente de atrito

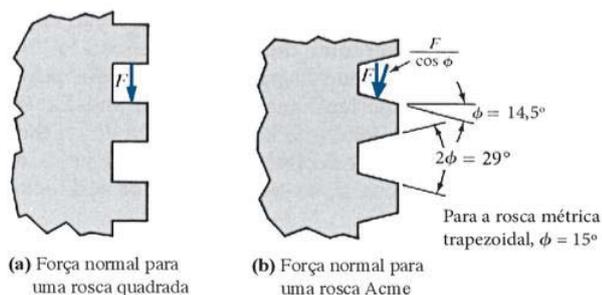
ϕ : ângulo da rosca (graus)

D_p : circunferência da linha primitiva do parafuso (mm)

λ : ângulo de avanço (graus)

Alguns desses valores são tabelados, como o ângulo da rosca Acme (ϕ) é de 14,5° e de 15° para a trapezoidal, como mostrado na figura 9.

Figura 9 - Ângulo da rosca acme



Fonte: Melconian, S. (2015)

Um fator importante na análise do torque é o ângulo de inclinação do plano. Em uma rosca ela é chamada de ângulo de avanço, λ . Trata-se do ângulo entre a tangente e a hélice da rosca pode ser definido com a seguinte fórmula.

$$\tan \lambda = \frac{L}{\pi \cdot D_p} \quad (2)$$

D_p : circunferência da linha primitiva do parafuso (mm)
 L : avanço (mm)

Na maioria dos casos de parafusos de potência com rosca única, o ângulo de avanço é bem pequeno, e a força de atrito é grande o suficiente para se opor à carga e impedir que ela deslize pelo plano. Tais parafusos são chamados de autotravantes, uma característica desejável para macacos e dispositivos semelhantes, para o CPM é um fato a ser considerado pois não seria adequado o fuso girar no momento em que o paciente posiciona a perna no equipamento. Quantitativamente, a condição para o auto travamento é: (MELCONIAN, 2015).

$$f > \tan \lambda \quad (3)$$

f : coeficiente de atrito
 λ : ângulo de avanço (graus)

Utilizando estas equações pode-se estimar um fuso para o protótipo, deve-se calcular o torque exercido pelo fuso levando em consideração a massa de $M=18,6\text{Kg}$, que segundo Tomandl (2013) é o peso de uma perna referente a uma pessoa de 120kg, já que esta será a

carga máxima suportada pelo protótipo, tem-se que encontrar força que ficará paralela ao fuso essa força é denominada F3, pode-se compreender melhor pela figura 10.

Primeiramente deve-se encontrar a força F em newtons, utilizando-se a segunda lei de newton que se resume na seguinte equação.

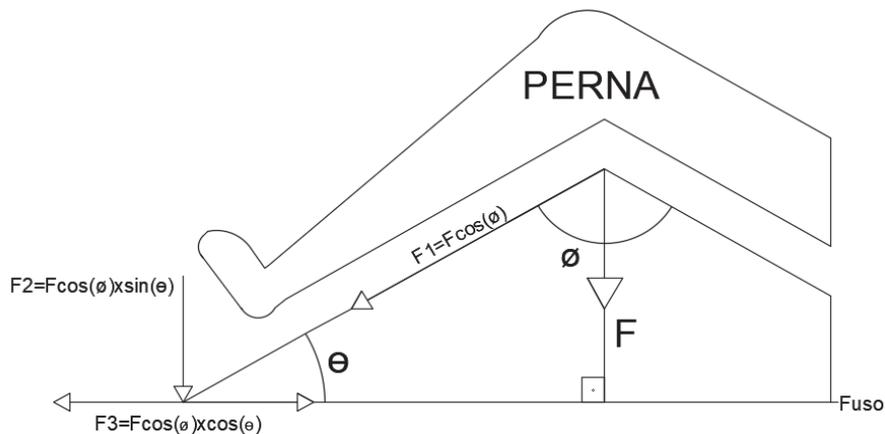
$$F = M \cdot g \quad (4)$$

F: Força peso (N)

g: aceleração gravitacional (m/s²)

M: massa (kg)

Figura 10 – Força sobre o Fuso



Fonte: Autor próprio (2018)

Como demonstrado na figura 10 para encontrar o torque de acionamento da carga deve-se achar a força F3 que é descrita pela equação.

$$F3 = F \cdot \cos \phi \cdot \cos \theta \quad (5)$$

F3: força paralela ao fuso (N)

F: força peso da perna (N)

ϕ : ângulo do joelho ($\beta/2$)

Primeiramente encontra-se força F em newtons que é obtida através da equação 4:

$$F = M \cdot g = 18,6(kg) \cdot 9,81 \left(\frac{m}{s^2}\right) = 182 N$$

Assim usando a equação 5, e considerando o momento de mais esforço que é na posição em que o ângulo da perna resulta no $\beta=60^\circ$, como o ângulo ϕ é a metade de β , tem-se que $\theta=30^\circ$, dessa forma obtém-se:

$$F_3 = F \cdot \cos \phi \cdot \cos \theta = 182 \cdot \cos(30) \cdot \cos(60) = 79 N$$

Agora para prosseguir tem-se que definir o diâmetro do fuso que se observa na tabela 1 logo abaixo. Como o protótipo não movimentará muita carga irá ser considerado inicialmente um diâmetro de 14mm para o fuso.

Tabela 1 - Diâmetros de fusos com rosca trapezoidal

Sistema de roscas ISO — roscas externas				
Diâmetro principal, D (mm)	Passo, p (mm)	Diâmetro de passo, D _p (mm)	Diâmetro menor, D _f (mm)	Área de tensão de tração (mm ²)
8	1,5	7,25	6,2	35,52
10	2	9,0	7,5	53,46
12	3	10,5	8,5	70,88
14	3	12,5	10,5	103,9
16	3	14,5	12,5	143,1
20	4	18,0	15,5	220,4
22	5	19,5	16,5	254,5
24	5	21,5	18,5	314,2
28	5	25,5	22,5	452,4
30	6	27,0	23,0	490,9

Fonte: Melconian, S. (2015)

Como determinado inicialmente o diâmetro do fuso de 14mm, conforme a tabela 1 acima fornecerá os dados necessário para os cálculos de torque.

$$D = 14mm$$

$$p = 3mm$$

$$Dp = 12,5mm$$

Pode-se primeiramente calcular a $\tan(\lambda)$ com a equação 2 abaixo.

$$\tan \lambda = \frac{L}{\pi \cdot Dp} = \frac{3}{\pi \cdot 12,5} = 0,0763$$

$$\lambda = \tan^{-1}(0,0763) = 4,36^\circ$$

Segundo Melconian (2015) para ter um fuso autotraçaste o coeficiente f tem de ser maior que a $\tan(\lambda)$, sendo assim um coeficiente de 0,15 é mais que suficiente para cumprir esse quesito, e como demonstrado na figura 14 o ângulo da rosca \emptyset é de 15° para fusos trapezoidais.

Dessa forma temos que:

$$f = 0,15$$

$$\emptyset = 15^\circ$$

Então com essas informações pode-se calcular o toque do fuso com a equação 1.

$$T = \frac{F \cdot Dp}{2} \cdot \left[\frac{(\cos \emptyset \cdot \tan \lambda + f)}{(\cos \emptyset - \tan \lambda \cdot f)} \right] = \frac{79 \cdot 12,5}{2} \cdot \left[\frac{(\cos(15) \cdot 0,0763 + 0,15)}{(\cos(15) - 0,0763 \cdot 0,15)} \right] = 129 Nmm$$

$$T = 129 Nmm$$

3.1.2 Motor

O motor utilizado no protótipo é um motor de limpador de para-brisa, esse motor nos proporciona um bom torque e uma rotação adequada para o projeto, esse motor tem uma potência de 27 W que é suficiente para executar o movimento da perna de um paciente, e o motor opera em uma tensão nominal de 12 volts. Na figura 11 temos esse elemento demonstrado.

Figura 11 - Motor DC



Fonte: Autor próprio (2018)

Como esse motor é um pouco antigo não consegui encontrar o datasheet do mesmo, só encontrei a potência nominal dele, mas através de uma equação podemos determinar o torque que ele nos proporciona.

$$P = T \times \frac{2\pi \times RPM}{60} \quad (6)$$

P: Potência (w)

T: Torque (N.m)

RPM: Rotações por minuto

A partir de testes realizados aferiu-se que a rotação do motor é de cerca de 100 RPM, então usando essas informações e alterando um pouco a equação 6, temos:

$$T = \frac{P \times 60}{2\pi \times RPM} = \frac{27 W \times 60}{2\pi \times 100} = 2.57 N.m$$

Dessa forma o motor usado pode suprir o sistema na questão do torque, proporcionando o movimento do sistema.

3.1.3 Definindo o tamanho do protótipo

Um fator que devemos analisar para o protótipo é o tamanho dos membros inferiores, na figura 12 tem-se coeficientes que relacionam o tamanho das partes do corpo em relação a estatura total do indivíduo. Assim podemos deduzir, que o comprimento total da perna segundo Rodacki (2010) é de:

$$Tp = 0,591 \times H \quad (7)$$

H – Estatura ou altura da pessoa (m)

Tp – Tamanho da perna

Considerando uma pessoa de 1,90 metros tem-se que o comprimento total da estrutura de apoio da perna do paciente é de:

$$Tp = 0,591 \times H = 0,591 \times 1,90 = 1.1229 \text{ metros}$$

Sendo que dividido em 2 partes, a que apoiara a coxa definida pela equação a seguir:

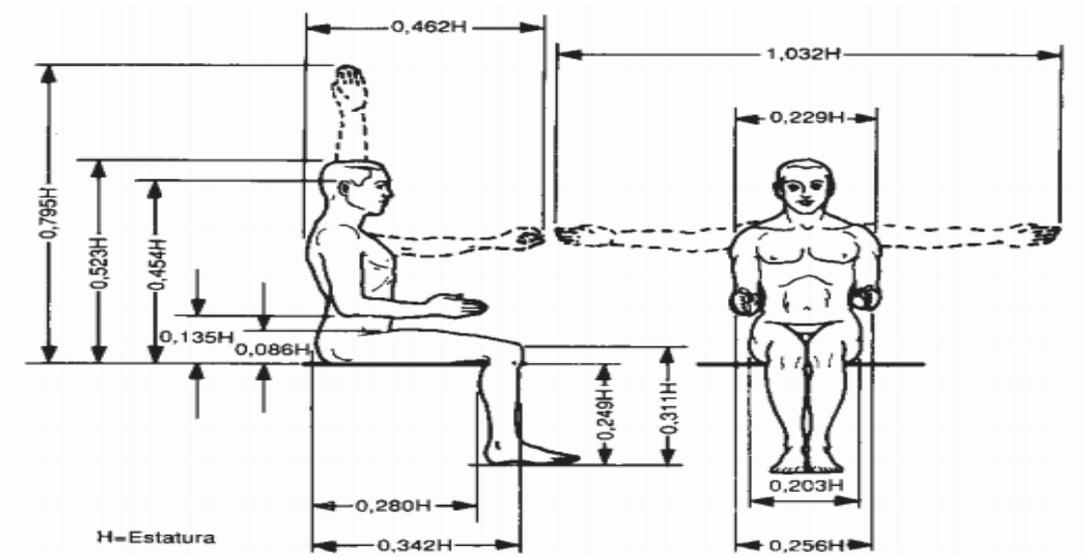
$$Tc = 0,280 \times H = 0,280 \times 1,90 = 0,532 \text{ metros} \quad (8)$$

E a estrutura que apoia a canela e o pé é definida por:

$$Tkp = 0,311 \times H = 0,311 \times 1,90 = 0,5909 \text{ metros} \quad (9)$$

Estas são os principais comprimentos a serem respeitados o resto do protótipo se formara ao redor dessas medidas, que são as mais importantes para o protótipo.

Figura 12 – Esquema de dimensões corporais relativas a estatura.



Fonte: Rodacki A. (2010).

3.1.4 Sensor indutivo

O sensor é utilizado para determinar a posição do aparelho foi um sensor indutivo, através de uma equação que foi levantada do protótipo, conseguimos a partir do número de voltas percorridas pelo fuso, determinar a posição angular da articulação. Então o sensor monitora o número de voltas percorridas e atualiza o microcontrolador, que por sua vez calcula a posição angular com a equação levantada. Essa equação será demonstrada nos próximos itens discutidos no relatório.

Sensores indutivos na versão padrão são ideais para a detecção de objetos na área de metais. Eles são à prova de curto-circuito e trabalham sem contato, isto é, são livres de desgaste e muito resistentes a sujeira. Sensor indutivo é dispositivo eletrônico que é capaz de reagir a proximidade de objetos metálicos, esses dispositivos exploram o princípio da impedância de uma bobina de indução, que ao conduzir uma corrente alternada tem esta alterada quando um objeto metálico ou corrente elétrica é posicionado dentro do fluxo do campo magnético radiante. Isso ocorre, pois, o objeto absorve parte do campo magnético essa variação é detectada pelo circuito do sensor que produz um sinal de saída, podendo ser a atuação de um contato NA ou NF para corrente alternada ou contínua, um transistor ou ainda um sinal variável de tensão ou de corrente (saída analógica). (ELCO, 2012).

Na figura 13 representamos esse sensor.

Figura 13 – Sensor indutivo



Fonte: Site Balluff (2018).

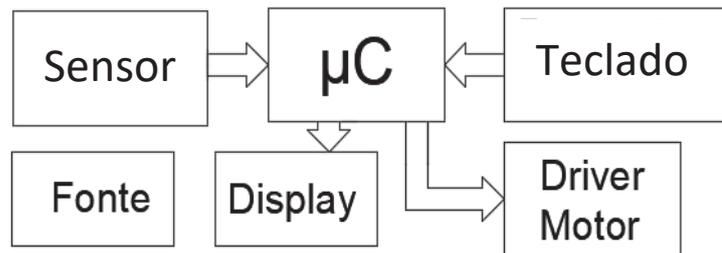
Abaixo descreve-se algumas características desse sensor:

- Dimensões: Ø 8 x 30 mm
- Formato construtivo: M8x1
- Instalação: faceado
- Alcance: 1.5 mm
- Saída de comutação: PNP Contato normalmente aberto (NA)
- Frequência de comutação: 1000 Hz
- Material do invólucro: Latão
- Proteção da superfície: niquelado
- Superfície ativa, material: PBT
- Conexão: Cabo, 2.00 m, PVC
- Tensão de serviço UB: 10...30 VDC
- Temperatura ambiente: -25...70 °C
- Classe de proteção: IP68
- Certificação/conformidade: CE, EAC

3.1.5 Microcontrolador

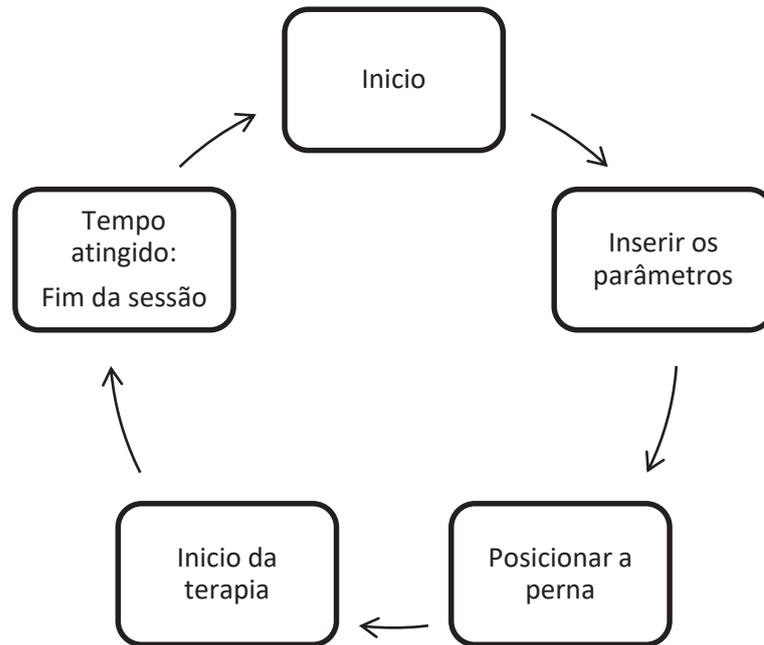
O μC é responsável pelo controle do sistema, onde por meio de uma interface, ele receberá os parâmetros iniciais como velocidade, variação do ângulo e tempo de terapia. Após confirmado esses parâmetros e posicionada a perna se dá início ao processo, o modo de operação para o paciente acontecerá como descrito pelo fluxograma da figura 15. Na figura 14 um diagrama de blocos apresenta a composição de componentes que atuarão em conjunto com o μC .

Figura 14 – Diagrama de blocos do μ C.



Fonte: Autor próprio. (2018)

Figura 15 – Fluxograma de operação do protótipo



Fonte: Própria (2018)

O *firmware* criado executa uma rotina a qual dará instruções ao μ C para efetuar os devidos comandos necessários para o funcionamento do sistema que receberá algumas informações provindas do sensor para as eventuais decisões que o μ C deverá exercer. O fluxograma da figura 16 abaixo descreve a rotina a ser realizada.

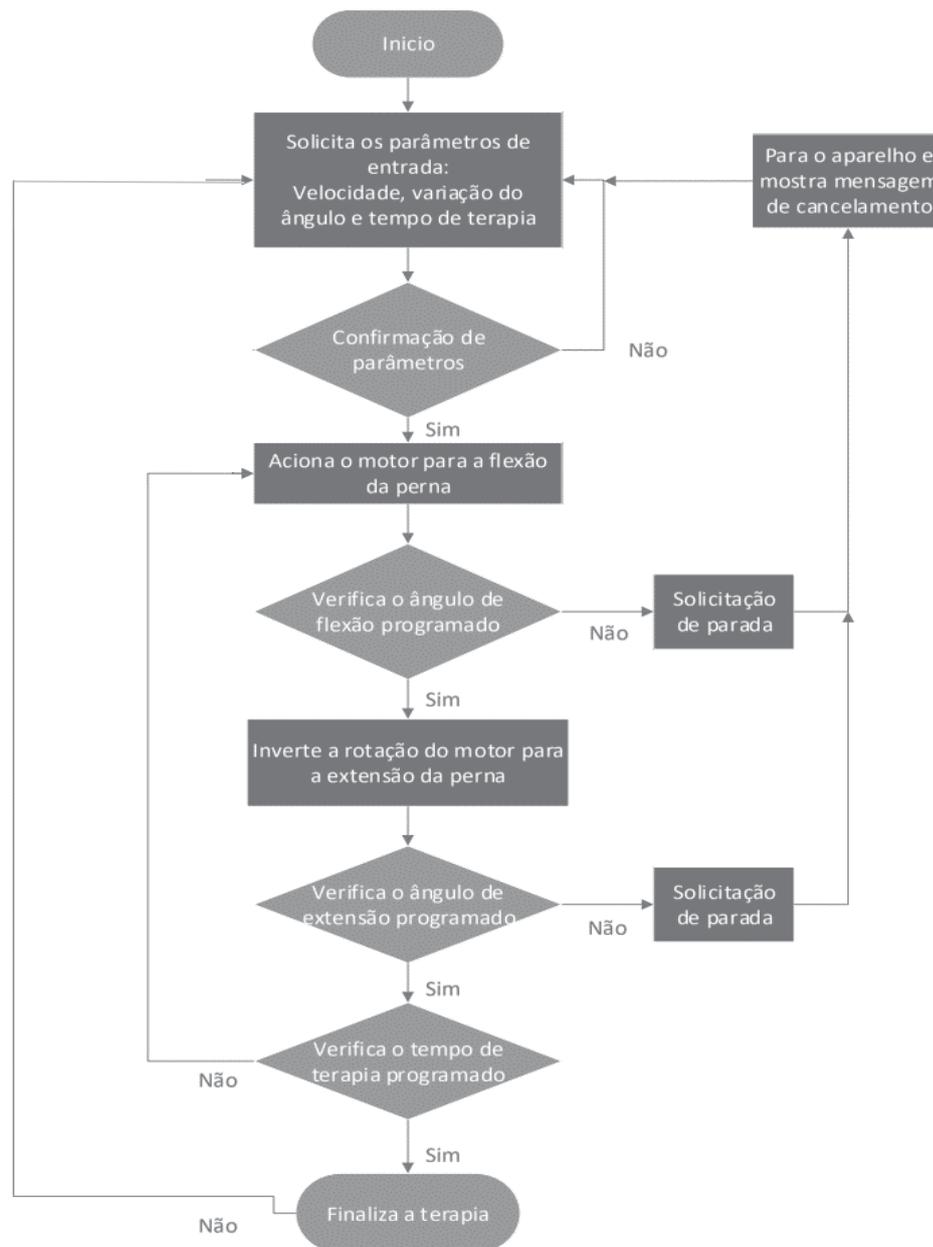
O microcontrolador usado no desenvolvimento do protótipo é um ARM modelo LaunchPad (EK-TM4C123GXL), ARM Cortex-M4F 32 bits CPU operando de 80 a 120 MHz, fabricado pela Texas Instruments. Lançado mais recentemente, é a primeira oferta conectada à nuvem no ecossistema LaunchPad da TI e fornece uma base sólida para iniciar e avaliar projetos de incorporados.

Há muitos pinos de I/O (cerca de 40). Isso significa que eles podem ser facilmente configurados como entradas ou saídas digitais, entradas e saídas analógicas ou outras funções,

permitindo uma grande variedade de aplicações, são apenas as múltiplas portas seriais que têm a capacidade de interagir com mais itens como cartões de teste ou outras comunicações módulos, etc. Entre esses pinos estão incluídos os pinos GND e POWER (3,3 V).

Na figura 17 temos a placa LaunchPad (EK-TM4C123GXL) mostrando algumas funções e componentes que a placa possui

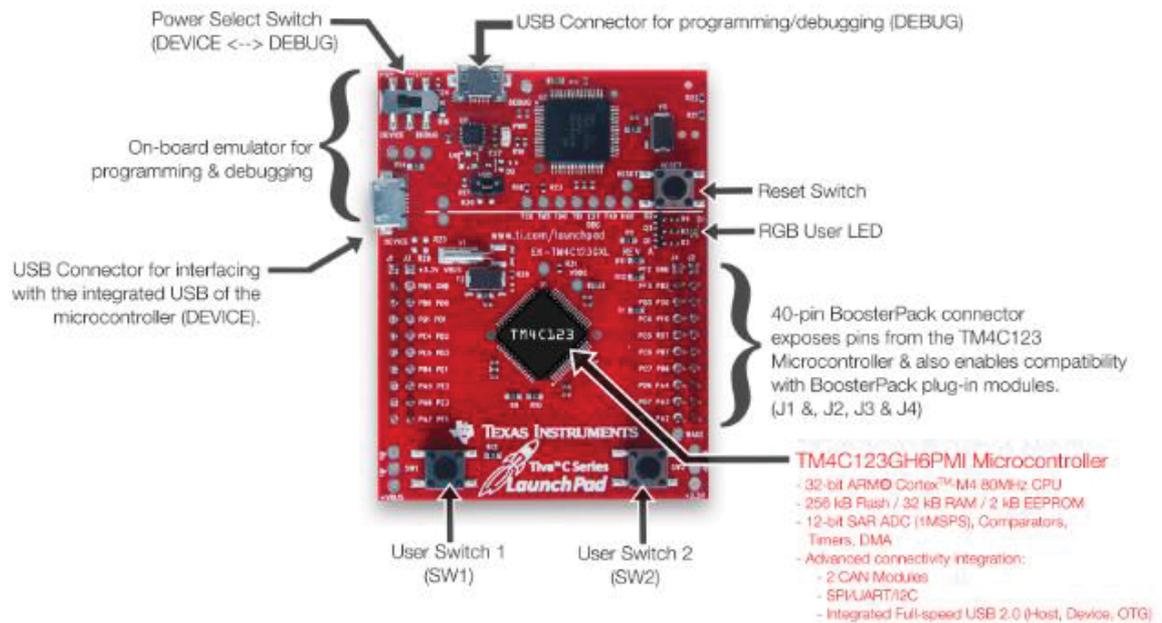
Figura 16 – Fluxograma da rotina do μ C



Fonte: Autor próprio. (2018).

Figura 17 - LaunchPad (EK-TM4C123GXL)

Getting Started with the TM4C123 ARM Cortex M4F LaunchPad Development Kit from Texas Instruments



Fonte: Site da Texas Instruments (s.d.)

Abaixo apresenta-se as principais características desse microcontrolador:

- Tiva TM4C123GH6PMI ARM Cortex M4F microcontrolador de 32 bits
- 32 K byte de memória RAM para armazenamento de dados
- 2 K bytes de EEPROM para armazenamento de dados não volátil
- 256 K bytes de memória flash para armazenamento de código não volátil
- Um LED de usuário RGB
- Dois interruptores de usuário (aplicativo / wake)
- E / S disponível para os cabeçalhos em uma grade de 0,1 pol. (2,54 mm)
- On-board ICDI
- Botão de reinício
- Possibilidade de usar boosters
- Dois conjuntos de conectores: 40 portas de E / S, [ISP](#) , [USI](#), [JTAG](#)
- Dois módulos CAN
- SPI / UART / [I2C](#) (cabo e conector fornecidos pelo usuário final)
- Controle de movimento PWM

- Conector Micro-AB USB:
- Configuração padrão do modo de dispositivo
- Modos host / OTG suportáveis
- Conector de bateria de 5 V
- Fontes de energia selecionáveis por switch:
- ICDI

3.1.5.1 Firmware

O *firmware* foi desenvolvido usando uma plataforma disponibilizada pela Texas Instruments, que é uma IDE, e significa Integrated Development Environment ou Ambiente de Desenvolvimento Integrado, onde se desenvolve o *firmware* do microcontrolador. Essa ferramenta é de fácil utilização, e existem muitas bibliotecas compatíveis com esta IDE. A plataforma é denominada Energia e abaixo na figura 18 temos a interface de trabalho dela.

Figura 18 - IDE Energia

```

Programa_TCC_CPM | Energia 1.6.10E18
Arquivo Editar Sketch Ferramentas Ajuda
Programa_TCC_CPM
#include <LiquidCrystal.h>
#include <Keypad.h>

int menu = 0, activated = 0, conv=0, convl=0;

const int rs = PD_3, en = PD_2, d4 = PD_0, d5 = PD_1, d6 = PE_1, d7 = PE_2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

// define números de pinos do driver no arm
const int PWM = PA_3, dirPin1 = PA_2, dirPin2 = PD_7;

char velocidade=0, velidadel=0, posicao=0, posicao1=0, tempo=0, tempol=0;
int velocidade_final=0, posicao_final=0, tempo_final=0, vel_conv=0, vel_conv1=0, p

int high_duty, low_duty, relogio = 5000, numero_voltas = 0;
int contador = 0;

int seg =0,
seg2 =0,
min= 0;
int x=1;

```

LaunchPad (Tiva C) w/ tm4c123 (80MHz) em COM3

Fonte: Autor próprio (2018)

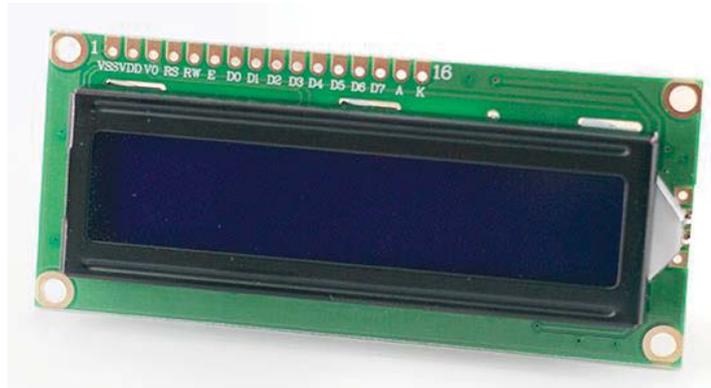
O *firmware* desenvolvido usa várias funções do microcontrolador, ele foi desenvolvido na IDE Energia, com o auxílio de algumas bibliotecas, esse *firmware* foi desenvolvido em partes começando com a interface do projeto, onde por meios de comandos da linguagem C e estruturas de programação conseguiu-se obter uma interface que aguarda e solicita ao usuário que insira as informações necessárias para o funcionamento do projeto, essas informações são velocidade, variação de posição e tempo de terapia. Após se obter uma interface funcional, partiu-se então para a adequação das variáveis, pois como as informações inseridas são feitas via teclado matricial, esse elemento nos retorna uma variável no formato de “.char”, porém para utilizar essas informações deve-se transforma-las em variáveis do tipo “.int”, isso foi realizado novamente com comandos, instruções e logica da linguagem C, isso teve de ser feito pois essas informações foram usadas em algumas funções que o microcontrolador proporciona e pede que essas sejam no formato de “.int”. Então depois da conversão das informações, seguiu-se com o desenvolvimento do *firmware*, de forma que fizemos o controle da velocidade do motor via PWM e implementamos uma lógica para o sentido de rotação, então o PWM tem a largura do pulso definido pelo usuário, e a partir do que o usuário informou a variável é adequada através de algumas equações e então é realizada a modulação do PWM. Já no sentido de rotação, depois da informação definida pelo usuário, ou seja, a variação do ângulo do joelho, essa informação passa por algumas equações afim de transforma-la, ao invés de ângulo essa variável é transformada em número de voltas, que significa que quando o fuso der uma quantidade “X” de voltas ele atingira determinado ângulo, essa equação será demonstrada logo à frente no relatório. Por fim foi feito uma espécie de timer em que ao início do movimento ele começa a contar, de forma que quando atingido o tempo definido pelo usuário o movimento é interrompido, essa função foi criada pela própria função de tempo que o microcontrolador proporciona, com um pouco de logica e alguns ajustes conseguimos criar uma função de tempo.

3.1.6 Interface

No projeto definiu-se que o usuário poderá escolher alguns parâmetros, como velocidade, variação do ângulo do joelho e tempo de terapia. Visto que serão inseridos dados no aparelho necessita-se de um dispositivo para informar esses dados e algo para fazer a visualização do que foi definido, sendo assim utilizamos um display de cristal líquido, esse é um display muito comum com controlador HD44780, que se adapta aos mais diversos projetos, podendo ser usado com vários modelos de placas e microcontroladores como, Raspberry Pi, PIC, ARM e etc. Esse display LCD tem 16 colunas e 2 linhas, com backlight (luz de fundo) azul e letras na

cor branca. Para conexão, são 16 pinos, dos quais usou-se 12 para uma conexão básica, já incluindo as conexões de alimentação (pinos 1 e 2), backlight (pinos 15 e 16) e contraste (pino 3). Na figura 19 é exibido esse elemento.

Figura 19 - Display 16x2

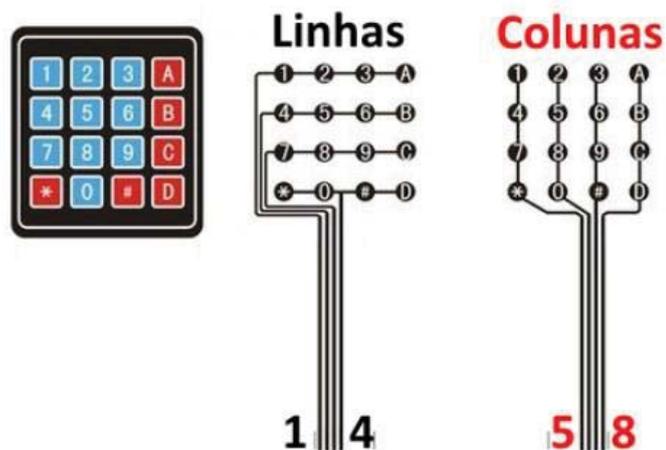


Fonte: Filiflop. (2011)

O teclado matricial 4x4 é um componente muito utilizado para entrada de dados. Ele possui 16 teclas dispostas em 4 linhas x 4 colunas, e um conector de 8 pinos para ligação.

Internamente são 16 teclas push-buttons tipo membrana dispostos na configuração abaixo em um formato keypad, conforme a tecla é pressionada, é feita a conexão entre a linha e a coluna correspondentes. Se pressionarmos a tecla A no teclado matricial, será feita a conexão entre os pinos 1 (linha 1) e 8 (coluna 4), se pressionarmos a tecla 7, será feita uma conexão entre os pinos 3 (linha 3) e 5 (coluna 1), e assim por diante, como demonstrado na figura 20.

Figura 20 - Teclado 4x4



Fonte: FilipeFlop. (2014).

Então a partir desses elementos apresentados acima pode-se definir as variáveis que são solicitadas ao usuário antes de começar a terapia.

A interface segue alguns passos, inicialmente o usuário define a velocidade, variação de posição e tempo de terapia, nessa ordem. A ordem que a interface segue para solicitar as informações necessárias para a terapia, é demonstrada a partir das imagens na sequência.

1. **Tela 1 (inicial):** nessa tela é exibida o nome do aparelho abreviado, no caso CPM (Continuous Passive Motion), e o nome do autor do projeto, caracteriza somente uma tela de apresentação conforme figura 21.

Figura 21 - Interface do protótipo



Fonte: Autor próprio. (2018)

2. **Tela 2:** nessa tela o aparelho é solicitado ao usuário para estabelecer uma velocidade, que é definida de 0 a 100%, ou seja, caso o usuário defina uma velocidade de 50% através do teclado o motor trabalhará a 50% da velocidade nominal, na figura 22.

Figura 22 - Tela 2



Fonte: Autor próprio (2018)

3. **Tela 3:** após a definição da velocidade, é exibido o que foi digitado pela pessoa. Como representado na figura 23.

Figura 23 - Tela 3



Fonte: Autor próprio. (2018)

4. **Tela 4:** na próxima tela é solicitado a variação do ângulo do joelho que o aparelho deverá executar, essa informação é inserida com sua unidade em graus, e tem uma variação entre 10 e 120 graus, referente ao ângulo interno do joelho. Como visto na figura 24.

Figura 24 - Tela 4



Fonte: Autor próprio. (2018)

5. **Tela 5:** como anteriormente, após digitado o valor, é exibido em uma outra tela. Que está demonstrado na figura 25.

Figura 25 - Tela 5



Fonte: Autor próprio. (2018)

6. **Tela 6:** Por fim, é solicitado o tempo de duração da terapia em minutos, que pode ser definida de 01 até 99 minutos, como pode ser verificado na figura 26.

Figura 26 - Tela 6



Fonte: Autor próprio. (2018)

7. **Tela 7:** nessa tela então é confirmado o tempo de terapia, na figura 27.

Figura 27 - Tela 7



Fonte: Autor próprio. (2018)

8. **Tela 8:** após inseridas essas 3 variáveis, pode-se ter início a terapia, mas antes de realmente começar o movimento, é solicitado ao usuário que ele tecle o caractere “A” no teclado para o movimento começar, assim caso ser necessário algum ajuste o usuário terá o tempo que precisar para fazer a mudança conforme visto na figura 28.

Figura 28 - Tela 8



Fonte: Autor próprio. (2018)

9. **Tela 9:** assim após a tecla ser apertada exibe-se outra tela, informando que a terapia será iniciada durante alguns segundos, conforme a figura 29.

Figura 29 - Tela 9



Fonte: Autor próprio (2018)

10. Tela 10: enquanto a terapia está acontecendo, o display informa o tempo que já se passou da terapia, até que se atinja o tempo total de terapia, visto na figura 30.

Figura 30 - Tela 10



Fonte: Autor próprio (2018)

3.1.7 Driver do motor DC

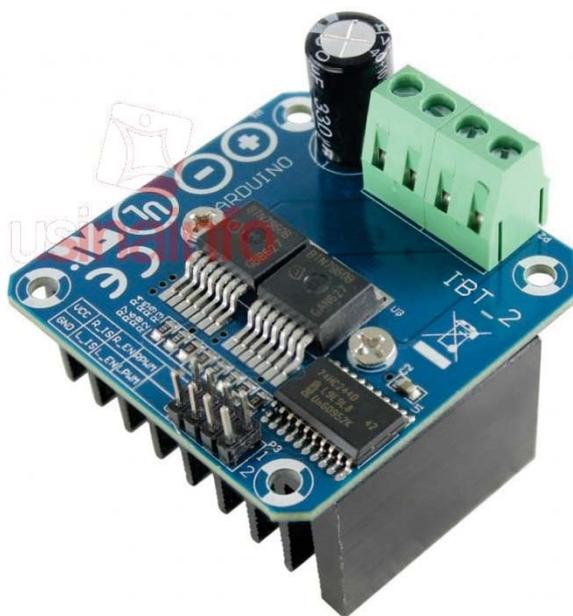
Para possibilitar a alteração da velocidade e controlar a variação da posição, foi necessário o uso de um driver para o motor. Hoje em dia existem vários tipos de drives para motor no mercado e para a realização desse projeto foi escolhido o driver para motor DC, BTN7960B. Esse componente foi desenvolvido para aplicação em projetos eletrônicos que usam como base plataformas de prototipagem, ele pode ser aplicado para controlar um motor DC de alta corrente, com incrível capacidade de até 43A, onde é capaz de controlar o sentido do giro e a velocidade do motor. Muito aplicado em projetos, o Módulo Driver Motor BTN7960B possui tensão de entrada de 5V a 45V, permitindo que as cargas de saída sejam moduladas em largura

de pulso PWM. Para maior segurança conta com proteção sobretensão, proteção de subtensão e contra temperaturas elevadas, mostrando-se muito compacto e fácil de utilizar.

Esse driver conta com alguns pinos de entrada para controle, além de ter as entradas das fontes separadas, ou seja, a fonte do circuito eletrônico é separada da fonte do motor, são fontes independentes. Os pinos de controle são os seguintes RPWM, LPWM, R_EN e L_EN esses pinos recebem informações provindas do microcontrolador e assim o driver atua controlando o motor, o os dois primeiros pinos aplica-se um pulso de PWM, se quiser obter uma rotação para a direita se aplica esse pulso no pino de RPWM e para se obter uma rotação para a esquerda se aplica esse sinal no LPWM, assim pode-se obter os dois sentidos de rotação e um controle de velocidade pela largura do pulso gerado. E as entradas R_EN e L_EN são pinos que habilitam os sentidos de rotação direita e esquerda, são entradas de enable.

Na figura 31 temos uma imagem do modulo.

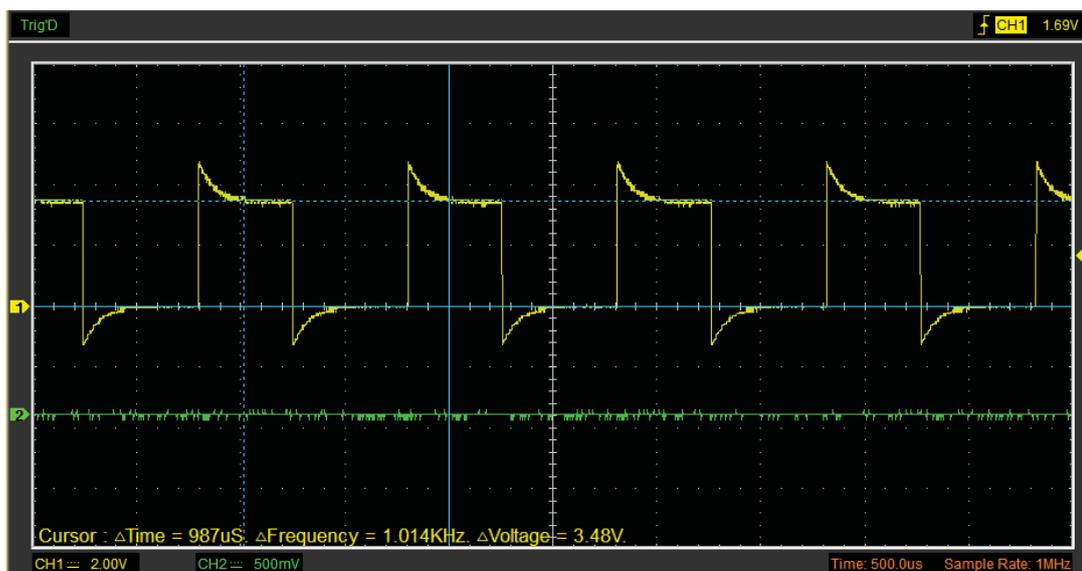
Figura 31 - Driver para motor DC



Fonte: Usina Info (s.d.)

O *firmware* foi elaborado a partir dessas informações para um controle adequado da posição da articulação, assim conectamos os pinos de enable R_EN e L_EN, nos pinos PF_4 e PA_2 do microcontrolador qual foram declarados como saídas e assim habilitam o sentido de rotação. E os pinos de R_PWM e L_PWM, nas saídas PD_7 e PA_7 respectivamente, que são saídas que geram o pulso PWM e assim controlam a velocidade do motor. Na figura 41 temos a imagem do PWM gerado pelo microcontrolador a um Duty cycle de 50%, a uma frequência de 1 Khz, conforme a figura 32.

Figura 32 - Onda PWM gerada pelo microcontrolador



Fonte: Autor próprio (2018)

A imagem acima foi obtida de um osciloscópio de PC, se trata de um modulo em que o mesmo é conectado a um notebook ou computador e o torna um osciloscópio digital. Abaixo na figura 33 temos um osciloscópio de PC.

Figura 33 - Osciloscópio de PC

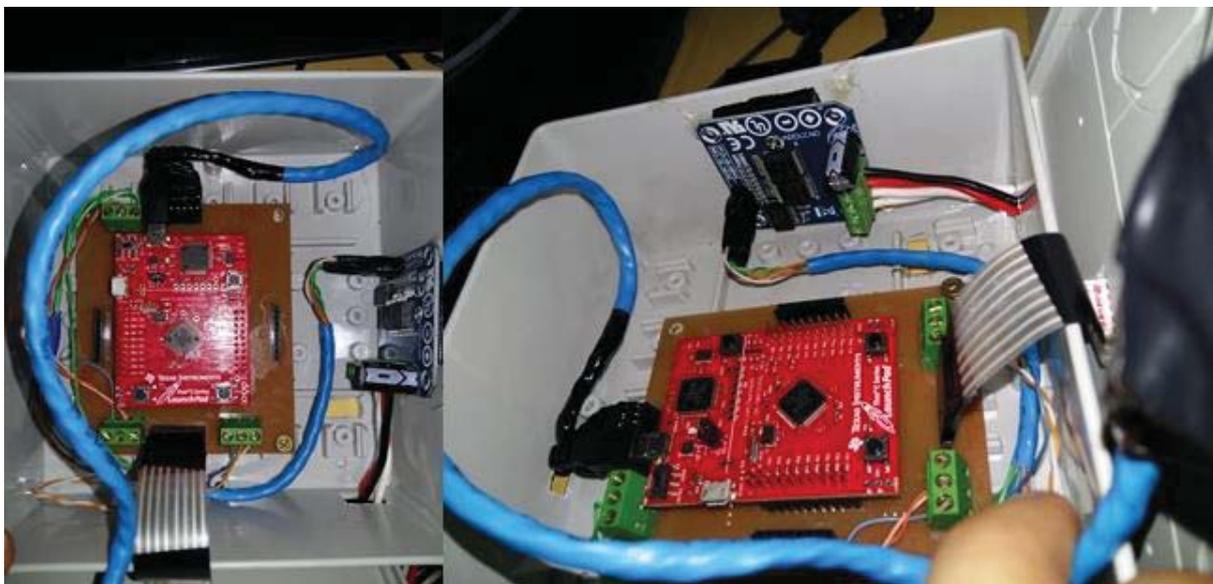


Fonte: Mercado livre (s.d.)

Esse osciloscópio demonstrou-se um bom instrumento para a realização de projetos, pois possui um bom custo/benefício e muito é útil pois apresenta as funções de um osciloscópio

comum. A figura 34 representa o microcontrolador ligado a esse driver, que foi utilizado para o realizar o controle do motor DC descrito no relatório.

Figura 34 - Microcontrolador e Ponte H BTN7960B



Fonte: Autor Próprio (2018)

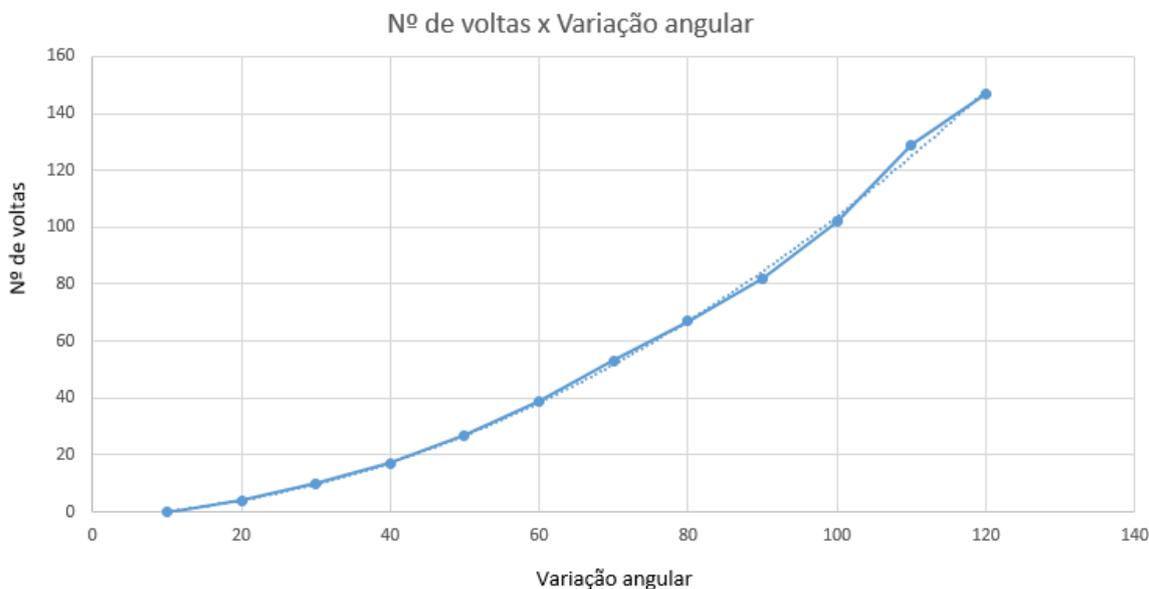
3.1.8 Controle da posição

O sensor utilizado para determinar a posição do aparelho foi um sensor indutivo, através de uma equação que foi levantada do protótipo, que a partir do número de voltas percorridas pelo fuso, determinar-se a posição angular da articulação como dito anteriormente. No caso foi realizado mecanicamente um teste em que ao dar “X” voltas no eixo fuso, verificava-se a posição angular em que o aparelho se encontrava, depois desse teste levantou-se uma tabela que relaciona o número de voltas vs. variação angular do joelho, dessa forma conseguimos obter a seguinte equação:

$$N^{\circ} \text{ de voltas} = 0,0097 \cdot (\text{Graus})^2 + 0,0804 \cdot (\text{Graus}) - 1,4773 \quad (10)$$

No caso os graus significam o ângulo máximo que o paciente quer que o joelho atinja, assim esse valor é jogado na equação e assim se obtém o número de voltas que o fuso tem de percorrer para chegar no ângulo definido. Abaixo tem-se o gráfico 1, de onde obteve-se a equação 10.

Gráfico 1 - Equação do protótipo número de voltas x variação angular



Fonte: Autor próprio. (2018)

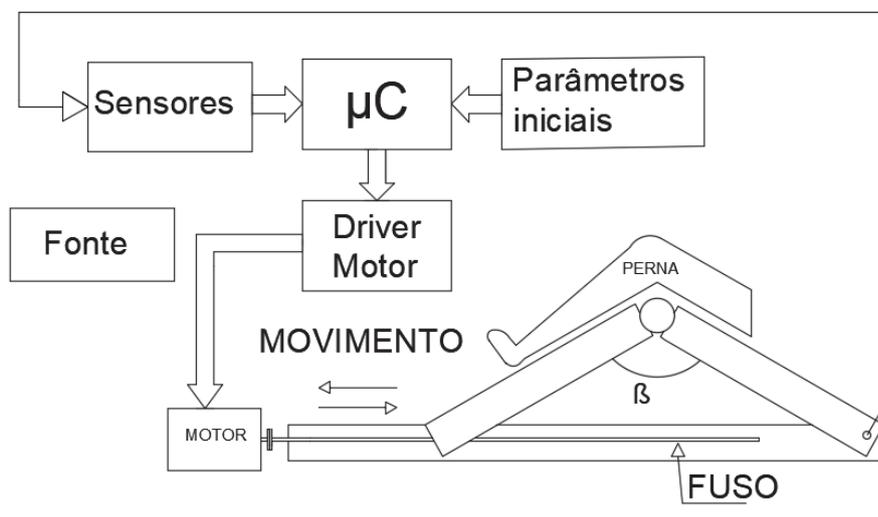
Assim implementando essa equação no *firmware* em conjunto com o driver do motor, quando é atingido o valor desejado, o microcontrolador manda um sinal para inverter a rotação do motor e vice-versa, fazendo a extensão e flexão da perna até que se atinja o tempo total de terapia.

3.2 DESCRIÇÃO GERAL DO SISTEMA

Em resumo o protótipo é constituído por um dispositivo eletromecânico no qual o paciente posiciona a perna sobre o equipamento para efetuar a terapia. O *firmware* que foi desenvolvido faz o controle de três variáveis: velocidade, variação do ângulo da perna (flexão e extensão, ângulo β) e tempo de terapia. Esses parâmetros serão oriundos de uma prescrição médica, dessa forma foi feita a interface (display e teclado), para que possa ser realizada a entrada desses dados no dispositivo. Depois da confirmação das variáveis em questão, começa o processo da terapia de forma em que o motor é acionado girando hora em sentido horário até chegar ao ângulo máximo predefinido, e após isso o motor inverte girando em sentido anti-horário até o ponto inicial predefinido antes de começar o movimento, estendendo e flexionando a perna. O acionamento do motor é controlado pelo microcontrolador (μC), que envia o sinal ao driver do motor, controlando também a velocidade e o sentido da rotação. O ângulo da perna

é monitorado por um sensor, onde atualiza o μC constantemente. Na figura 35 abaixo tem-se um misto de blocos que descreve partes do hardware e o esboço da estrutura mecânica do CPM.

Figura 35 – Esboço do funcionamento de hardware e estrutura mecânica do CPM (vista lateral)



Fonte: Autor Próprio. (2018)

3.2.1 Principais variáveis a serem controladas - Parâmetros Iniciais

- **Velocidade:** Nos CPM de mercado a velocidade máxima e mínima é definida pelo tempo que se leva para fazer o movimento total, por exemplo em velocidade máxima, leva-se 80 segundos para percorrer de -10° a 120° . (CARCI, s.d.). Já no protótipo obteve-se uma variação angular de 10° a 120° com um tempo em cerca de 150 segundos.
- **Variação do ângulo da perna (β):** define a trajetória angular que a perna percorrerá durante a terapia, pois deve ficar dentro de um limite que não cause desconforto ao paciente, e não danifique a articulação operada. As variações angulares também provem da prescrição médica. Por exemplo em CPM's de mercado que variam de -10 a 120° quando predeterminado como valor igual a 10° e outro igual a 60° o aparelho fará o movimento nesse intervalo. Essa definição também se aplica ao nosso protótipo.
- **Tempo de terapia:** nessa etapa o usuário definirá do tempo de terapia em minutos através do teclado, ou seja, ele irá digitar no teclado 10, então o tempo definido será de 10 minutos de terapia intermitente.

4 Apresentação e discussão dos resultados

Descreve-se a seguir os testes, aferições e métodos utilizados para quantificação dos resultados.

4.1 RESULTADOS OBTIDOS

4.1.1 Posição

Foram realizados alguns testes com diferentes pessoas sobre o aparelho, com massas distintas que variam de 50kg à 100 kg, dessa forma colocou-se diferentes ângulos e testou-se o protótipo, avaliando se o ângulo definido no início da terapia condizia com o ângulo que o aparelho realizava. Após alguns testes chegamos a tabela 2 que apresentaremos a seguir.

Tabela 2 - Comparação de ângulos

Ângulo programado	Ângulo medido
20°	20°
45°	46,7°
67°	68°
90°	90,5°

Fonte: Autor Próprio. (2018)

4.1.2 Velocidade

A velocidade do protótipo ficou um pouco abaixo do esperado pois comparado aos CPM's de mercado eles fazem o deslocamento total de 0° a 120° na flexão em um tempo de 80 segundos e o protótipo em questão, fez um movimento de 10° a 120° em um tempo de 150 segundos, em velocidade máxima.

5 Considerações finais e conclusão

As proposições foram alcançadas com o desenvolvimento de um protótipo em escala de tamanho real com a função de flexionar e estender o membro inferior posicionado sobre ele. A proposta da terapia de movimento passivo contínuo permite, segundo profissionais de reabilitação (fisioterapeuta), podendo ter um erro no movimento de cerca de $\pm 3^\circ$ em variação angular geométrica.

A Engenharia tem como objetivo, em modo geral, prover soluções para problemas nas mais diversas áreas. Neste projeto utilizamos os conhecimentos adquiridos com compromisso de proporcionar a reabilitação e bem-estar do ser humano.

O trabalho de conclusão de curso realmente nos proporciona um desafio como aluno, pois nos coloca em situações e problemas que nunca haviam sido pensados, até você se deparar com os problemas que esse trabalho traz, e conseguir solucioná-los depois de um grande tempo de pesquisas e tentativas, o que faz parte do desenvolvimento de um projeto, e nos agrega muito conhecimento.

6 Bibliografia

- ARAÚJO , P. H. Lesão do Ligamento Cruzado Anterior (LCA). **Meu Joelho**, s.d. Disponível em: <<http://www.meujoelho.com.br/lesao-de-lca/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.
- ARAÚJO , P. H. Lesão meniscal. **Meu joelho**, s.d. Disponível em: <<http://www.meujoelho.com.br/lesao-meniscal/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.
- ARAÚJO , P.. Instabilidade patelar. **Meu joelho**, s. d. Disponível em: <<http://www.meujoelho.com.br/instabilidade-patelar/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.
- CARCI. Compreenda a importância do CPM na reabilitação de joelhos e quadril. **Carci**, 2017. Disponível em: <<http://blog.carci.net/cpm-na-reabilitacao-de-jelhos-e-quadril/>>. Acesso em: 01 abr. 2018.
- CARCI. Carci. **Loja Carci**, s.d. Disponível em: <<http://loja.carci.net/4060cpm>>. Acesso em: 13 maio 2018.
- CINAGAVA,. Cirurgia ortopédica: como diminuir a dor pós-operatória. **Fortíssima**, 2014. Disponível em: <<https://fortissima.com.br/2014/02/12/cirurgia-ortopedica-como-diminuir-dor-pos-operatoria-45983/>>. Acesso em: 28 mar. 2018.
- ELCO. Sensor Indutivo | Funcionamento, Utilização e Aplicação | Elco. **Comat Releco**, 2012. Disponível em: <<https://www.comatreleco.com.br/sensor-indutivo-sensores-indutivos-funcionamento-aplicacao-elco-utilizacao/>>. Acesso em: 11 nov. 2018.
- FRITZ, S.; PAHOLSKY, K. M.; GROSENBACH, M. J. **Terapias pelo movimento**. 1ª. ed. Barueri: Manole, 2002.
- GALDINO,. CÁLCULO DA ROTAÇÃO, DO TORQUE E DA POTÊNCIA DE MOTORES ELÉTRICOS PARA A TRANSMISSÃO POR PARAFUSOS DE POTÊNCIA, s.d.
- GHIRALDI, M. Uso da CPM na Reabilitação Cirurgia de Joelho. **Fisiomed Cuiaba**, 2012. Disponível em: <http://www.fisiomedcuiaba.com.br/noticias_e_artigos/id-5329/uso_da_cpm_na_reabilitacao_cirurgia_de_joelho>. Acesso em: 02 abr. 2018.
- GORDO, N.; FERREIRA , J. **Elementos de Máquinas 1**. São paulo: [s.n.], 2012.
- GOUVEIA, L. M. B. INSTABILIDADE FEMORO - PATELAR. **Fisioterapeuta Luís Miguel Brasão Gouveia**, 2011. Disponível em: <<http://fisiobrasaogouveia.blogspot.com.br/2011/05/instabilidade-femoro-patelar.html>>. Acesso em: 25 mar. 2018.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1ª. ed. Barueri: Manoele, 1999.
- HOUGLUM, P. A.; BEROTI, D. B. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 6ª. ed. Barueri, SP: [s.n.], 2014.

INACIO, A. M. Gonartrose: Descubra em que casos a prótese de joelho pode ser uma opção para a artrose no joelho. **Ortopedia BR**, 2017. Disponível em: <<http://www.ortopediabr.com.br/gonartrose-artrose-no-joelho/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.

JUNIOR, A. A. Mobilização Articular. **Fitness Brasil**, 2016. Disponível em: <<https://www.fitnessbrasil.com.br/mobilizacao-articular/>>. Acesso em: 01 abr. 2018.

KAPANDJI, A. **Fisiologia Articular: Membro inferior**. 5ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara: Koogan, 2000.

KARPSTEIN, A. D. A. Meniscos do Joelho: Entenda a lesão, reconheça os sintomas e como funciona a cirurgia de menisco. **Ortopedia BR**, 2017. Disponível em: <<http://www.ortopediabr.com.br/meniscos-joelho-lesao-meniscal/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.

KARPSTEIN, D. A. A. Ligamento Cruzado Anterior: Como é a lesão, seus sintomas e a cirurgia de reconstrução de LCA. **Ortopedia BR**, 2017. Disponível em: <<http://www.ortopediabr.com.br/ligamento-cruzado-anterior-cirurgia-lca/>>. Acesso em: 25 mar. 2018.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. Tradução de Lilia Breternitz Ribeiro. 6ª. ed. Tamboré: Manoele, 2016.

KNELMAN, J. Robert Bruce Salter. **The Canadian Encyclopedia**, 2007. Disponível em: <<http://www.thecanadianencyclopedia.ca/en/article/robert-bruce-salter/>>. Acesso em: 01 abr. 2018.

LTDA., B. C. E. Balluff. **Sensores indutivos padrão com tipos de prioridade**, s.d. Disponível em: <https://www.balluff.com/local/br/productfinder/#?data=selection%5Bca%5D%3DA0001%26selection%5Bcg%5D%3DG0101%26selection%5Bproduct%5D%3DF01102%26selection%5Bproduct_variant%5D%3DPV115713>. Acesso em: 11 nov. 2018.

MAGEE, D. **Orthopedic Physical Assessment**. Philadelphia: [s.n.], 1987.

MARQUES, P. **Manual de Goniometria**. 3ª. ed. Barueri: Manoele Ltda, 2014.

MELCONIAN, S. **Elementos de máquinas em projetos mecânicos**. 5. ed. São Paulo: Pearson, 2015.

MÉLO, T. R. **Análise cinemática da Marcha de crianças com diparesia espástica em plano inclinado**. Dissertação(Dissertação em educação física) - UFP. Curitiba, p. 128. 2011.

MORRIS, P. E. Moving Our Critically Ill Patients: Mobility Barriers and Benefits. **Critical care the clinics**, 2007. Disponível em: <[http://www.criticalcare.theclinics.com/article/S0749-0704\(06\)00066-2/fulltext#sec10.1](http://www.criticalcare.theclinics.com/article/S0749-0704(06)00066-2/fulltext#sec10.1)>. Acesso em: 06 abr. 2018.

NORTON, L. R. **Projeto de Máquinas**. Porto alegre -RS: [s.n.], 2013.

OCUPACIONAL, C. D. F. E. T. Fisioterapia: Definição. **Coffito**, s.d. Disponível em: <https://www.coffito.gov.br/nsite/?page_id=2341>. Acesso em: 01 abr. 2018.

PINHEIRO, M. Como tratar uma lesão nos ligamentos do joelho. **Tua saúde**, 2018. Disponível em: <<https://www.tuasaude.com/lesao-nos-ligamentos-do-joelho/>>. Acesso em: 29 mar. 2018.

PINHEIRO, M. Fisioterapia e Recuperação após cirurgia no joelho. **Tua Saúde**, 2018. Disponível em: <<https://www.tuasaude.com/recuperacao-apos-cirurgia-no-joelho/>>. Acesso em: 29 mar. 2018.

RODACKI, A. L. F. Análise dos Fatores. **Profe DF**, 2010. Disponível em: <http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica_arquivos/Parametros%20antropom%20em%20Biomecanica.pdf>. Acesso em: 18 abr. 2018.

ROSS, R. **A quantitative study of rotation of the knee joint in man**. [S.l.]: [s.n.], 1932.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5^a. ed. São Paulo: [s.n.], 1997.

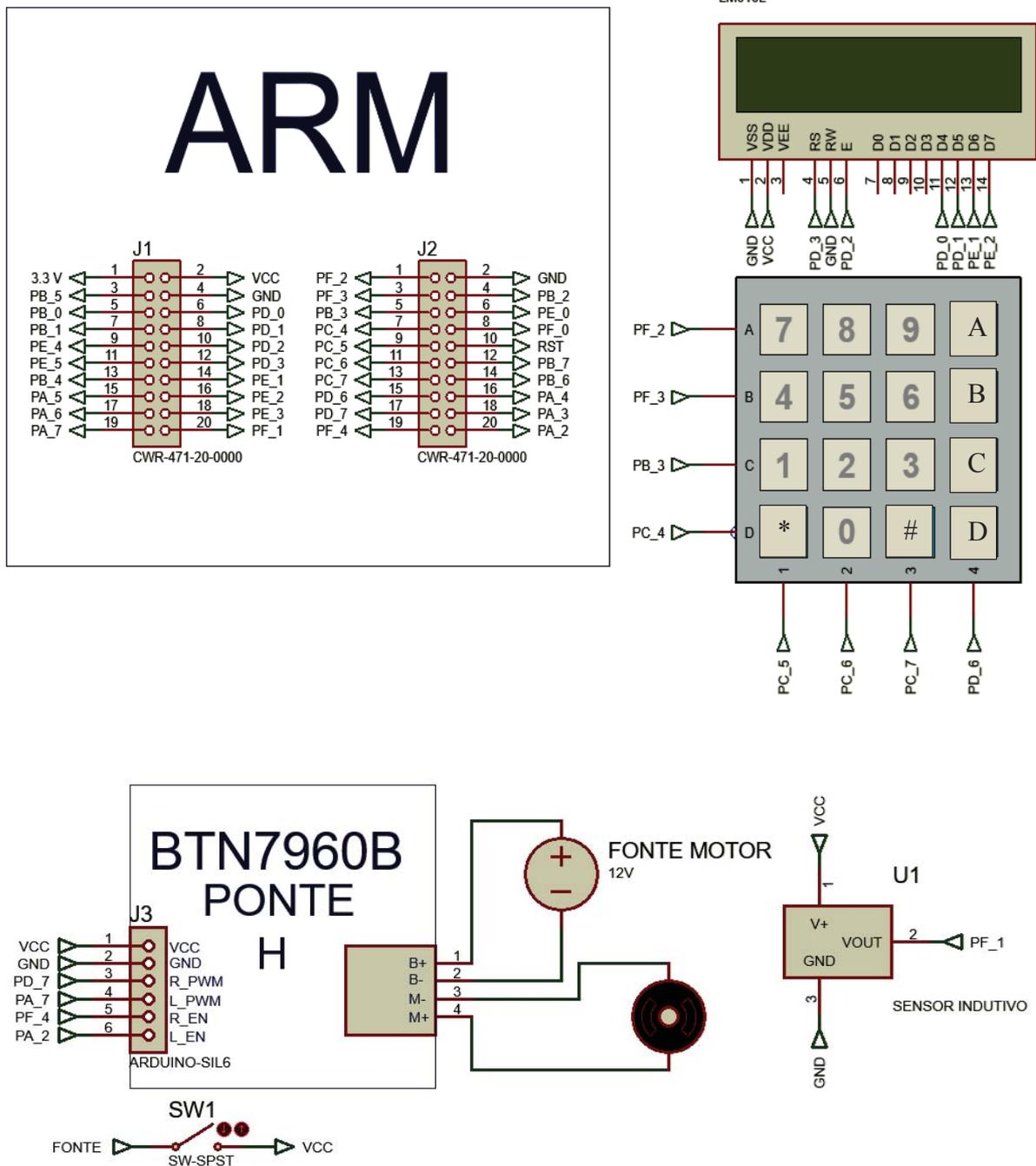
THK. Características do fuso de esferas. Disponível em: <https://tech.thk.com/pt/products/pdf/br_b15_006.pdf>. Acesso em: 18 Maio 2018.

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R. T. **Manual de Cinesiologia Estrutural**. 12^a. ed. São Paulo: Manoele, 1997.

TOMANDL, J. Quanto pesa cada parte do seu corpo. **Entre legumes e verduras**, 2013. Disponível em: <<http://www.entrelegumeseverduras.com.br/quanto-pesa-cada-parte-do-seu-corpo/>>. Acesso em: 18 abr. 2018.

Anexo A - Diagrama elétrico

Neste anexo apresenta-se o diagrama de ligações elétricas dos elementos que foram utilizados no protótipo, esses elementos estão descritos no relatório.



Fonte: Autor Próprio. (2018)

ANEXO C - ESPECIFICAÇÕES DO DRIVER DO MOTOR

1 Overview

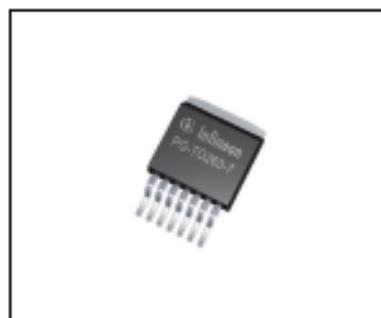
Features

- Path resistance of max. 30.5 mΩ @ 150 °C (typ. 16 mΩ @ 25 °C)
High Side: max. 12.8 mΩ @ 150 °C (typ. 7 mΩ @ 25 °C)
Low Side: max. 17.7 mΩ @ 150 °C (typ. 9 mΩ @ 25 °C)
(for BTN7960B (SMD))
- Low quiescent current of typ. 7 μA @ 25 °C
- PWM capability of up to 25 kHz combined with active freewheeling
- Switched mode current limitation for reduced power dissipation in overcurrent
- Current limitation level of 33 A min. / 47 A typ. (low side)
- Status flag diagnosis with current sense capability
- Overtemperature shut down with latch behaviour
- Overvoltage lock out
- Undervoltage shut down
- Driver circuit with logic level inputs
- Adjustable slew rates for optimized EMI
- Green Product (RoHS compliant)
- AEC Qualified

Description

The BTN7960 is a integrated high current half bridge for motor drive applications. It is part of the NovalithIC™ family containing one p-channel highside MOSFET and one n-channel lowside MOSFET with an integrated driver IC in one package. Due to the p-channel highside switch the need for a charge pump is eliminated thus minimizing EMI. Interfacing to a microcontroller is made easy by the integrated driver IC which features logic level inputs, diagnosis with current sense, slew rate adjustment, dead time generation and protection against over-temperature, overvoltage, undervoltage, overcurrent and short circuit.

The BTN7960 provides a cost optimized solution for protected high current PWM motor drives with very low board space consumption.



PG-T0263-7-1



PG-T0220-7-11



PG-T0220-7-12

4 General Product Characteristics

4.1 Absolute Maximum Ratings

Absolute Maximum Ratings ¹⁾

$T_j = -40\text{ °C}$ to $+150\text{ °C}$; all voltages with respect to ground, positive current flowing into pin (unless otherwise specified)

Pos.	Parameter	Symbol	Limit Values		Unit	Conditions
			Min.	Max.		
Voltages						
4.1.1	Supply Voltage	V_S	-0.3	45	V	–
4.1.2	Logic Input Voltage	V_{IN} V_{INH}	-0.3	5.3	V	–
4.1.3	Voltage at SR Pin	V_{SR}	-0.3	1.0	V	–
4.1.4	Voltage between VS and IS Pin	$V_S - V_{IS}$	-0.3	45	V	–
4.1.5	Voltage at IS Pin	V_{IS}	-20	45	V	–
Currents						
4.1.6	HS/LS Continuous Drain Current ²⁾	$I_{D(HS)}$ $I_{D(LS)}$	-44	44	A	$T_C < 85\text{ °C}$ switch active
			-40	40	A	$T_C < 125\text{ °C}$ switch active
4.1.7	HS/LS Pulsed Drain Current ²⁾	$I_{D(HS)}$ $I_{D(LS)}$	-90	90	A	$T_C < 85\text{ °C}$ $I_{pulse} = 10\text{ms}$ single pulse
			-85	85	A	$T_C < 125\text{ °C}$ $I_{pulse} = 10\text{ms}$ single pulse
4.1.8	HS/LS PWM Current ²⁾	$I_{D(HS)}$ $I_{D(LS)}$	-55	55	A	$T_C < 85\text{ °C}$ $f = 1\text{kHz}$, DC = 50%
			-50	50	A	$T_C < 125\text{ °C}$ $f = 1\text{kHz}$, DC = 50%
			-60	60	A	$T_C < 85\text{ °C}$ $f = 20\text{kHz}$, DC = 50%
			-54	54	A	$T_C < 125\text{ °C}$ $f = 20\text{kHz}$, DC = 50%
Temperatures						
4.1.9	Junction Temperature	T_j	-40	150	°C	–
4.1.10	Storage Temperature	T_{stg}	-55	150	°C	–
ESD Susceptibility						
4.1.11	ESD Susceptibility HBM IN, INH, SR, IS OUT, GND, VS	V_{ESD}	-2	2	kV	HBM ³⁾
			-6	6		

1) Also subject to production test, specified by device.

Anexo D – Firmware do protótipo feito na IDE Energia

```
#include <LiquidCrystal.h>
#include <Keypad.h>

int menu = 0, activated = 0, conv=0, conv1=0;

const int rs = PD_3, en = PD_2, d4 = PD_0, d5 = PD_1, d6 = PE_1, d7 = PE_2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

// define números de pinos do driver no arm
const int PWM = PD_7, PWM_2 = PA_7, dirPin1 = PF_4, dirPin2 = PA_2;

char velocidade=0, velocidade1=0, posicao=0, posicao1=0, tempo=0, tempo1=0;
int velocidade_final=0, posicao_final=0, tempo_final=0, vel_conv=0, vel_conv1=0,
pos_conv=0, pos_conv1=0, temp_conv=0, temp_conv1=0;

int high_duty, low_duty, relógio = 5000, numero_voltas = 0;
int contador = 0;

int seg =0,
seg2 =0,
min= 0;
int x=1;

unsigned long tempo_relogio;
unsigned long ult_tempo = 0;

const byte ROWS = 4; //four rows
const byte COLS = 4; //three columns
```

```

char keys[ROWS][COLS] = {
  {'1','2','3','A'},
  {'4','5','6','B'},
  {'7','8','9','C'},
  {'*','0','#','D'}
};

```

```

byte rowPins[ROWS] = {PF_2, PF_3, PB_3, PC_4}; //connect to the row pinouts of the keypad
byte colPins[COLS] = {PC_5, PC_6, PC_7, PD_6}; //connect to the column pinouts of the keypad

```

```

Keypad keypad = Keypad( makeKeymap(keys), rowPins, colPins, ROWS, COLS );

```

```

void setup () {
// Define os dois pinos como Saídas
pinMode (PWM, OUTPUT);
pinMode (PWM_2, OUTPUT);
pinMode (dirPin1, OUTPUT);
pinMode (dirPin2, OUTPUT);
pinMode(PF_1, INPUT);
Serial.begin(9600);
lcd.begin(16, 2);
// Print a message to the LCD.
lcd.print("/////CPM/////");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Rafael Guarnieri");
delay(5000);
lcd.clear();
lcd.print("Defina a");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" velocidade:");
}

```

```

void loop(){

    char key = keypad.getKey();

    if(key){

if(menu==0)
    {
        velocidade = key;
        lcd.clear();
        lcd.print("Foi definido a");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("Velocidade = ");
    }

if(menu==1)
    {
        velocidade1 = key;

        lcd.print(velocidade);
        lcd.print(velocidade1);
        lcd.print("%");
        delay(3000);
        lcd.clear();
        lcd.print("Defina a varia-");
        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("cao da posicao:");
    }

if(menu==2)
    {
        posicao = key;
    }
}

```

```
if(menu==3)
{
  posicao1 = key;
  lcd.clear();
  lcd.print("Variacao de Pos-");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("icao = ");
  lcd.print(posicao);
  lcd.print(posicao1);
  lcd.print(" graus");
  delay(3000);
  lcd.clear();
  lcd.print("Defina a duracao");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("da terapia:");
}
```

```
if(menu==4)
{
  tempo = key;
}
```

```
if(menu==5)
{
  tempo1 = key;
  lcd.clear();
  lcd.print("Tempo de terapia");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("Tempo = ");
  lcd.print(tempo);
  lcd.print(tempo1);
  lcd.print(" min.");
  delay(3000);
  lcd.clear();
}
```

```

    lcd.print("Tecla 'A' para");
    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("comecar:");
    delay(1000);
    lcd.clear();
}

if(menu==6)
{
    conversao();
    pwm();

}

menu = menu + 1;
delay(1);    // delay in between reads for stability

}
}

void conversao()
{
    vel_conv = int(velocidade);
    vel_conv1 = int(velocidade1);
    pos_conv = int(posicao);
    pos_conv1 = int(posicao1);
    temp_conv = int(tempo);
    temp_conv1 = int(tempo1);

    velocidade_final = ((vel_conv*10) + (vel_conv1)) - 528;
    posicao_final = ((pos_conv*10) + (pos_conv1)) - 528;
    tempo_final = ((temp_conv*10) + (temp_conv1)) - 528;
}

```

```
numero_voltas = ((0.0097 * pow(posicao_final, 2)) + (0.0804 * posicao1) - 1.4773);
```

```
lcd.clear();  
lcd.print("Comecando a");  
lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print("  Terapia");  
  delay(3000);  
lcd.clear();  
lcd.print("Vel");  
lcd.print("|Pos");  
lcd.print("|Temp");  
lcd.print("|Nv.");  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print(velocidade_final);  
lcd.print(" |");  
  lcd.print(posicao_final);  
  lcd.print(" |");  
  lcd.print(tempo_final);  
  lcd.print(" |");  
    lcd.print(numero_voltas);  
}
```

```
void pwm ()  
{  
high_duty = velocidade_final * 10;  
low_duty = 1000 - high_duty;  
  
while(true)  
{  
if(tempo_final>min)  
{  
for(int contador = 0; contador < numero_voltas; contador)  
{  
Religio();  

```

```

    // ROTAÇÃO NO SENTIDO ANTI-HORARIO
digitalWrite(dirPin1, HIGH);
digitalWrite(dirPin2, HIGH);
// PWM 50%
digitalWrite(PWM,HIGH);
delayMicroseconds(high_duty);
digitalWrite(PWM,LOW);
delayMicroseconds(low_duty);

if(contador<numero_voltas)
{
if(digitalRead(PF_1)==1)
{
contador++;
delay(200);
lcd.clear();
lcd.print("N. voltas 1 = ");
lcd.print(contador);
}
}
}

for(int contador = 0; contador < numero_voltas; contador)
{
Religio();
//ROTAÇÃO NO SENTIDO HORARIO
digitalWrite(dirPin1, HIGH);
digitalWrite(dirPin2, HIGH);
// PWM 50%
digitalWrite(PWM_2,HIGH);
delayMicroseconds(high_duty);
digitalWrite(PWM_2,LOW);
delayMicroseconds(low_duty);
}

```

```

    if(contador<numero_voltas)
    {
    if(digitalRead(PF_1)==1)
    {
        contador++;
        delay(200);

        lcd.setCursor(0,1);
        lcd.print("N. voltas 2 = ");
        lcd.print(contador);
    }
    }
}
}
}
}
    if(tempo_final<min)
    {
        lcd.clear();
        lcd.print("FIM DA SESSAO");
        delay(5000);
    }
}

```

```

void Relogio()
{

    tempo_relogio = millis();
    if((tempo_relogio - ult_tempo) >= 1000)
    {
        ult_tempo = tempo_relogio;
        seg++;
        if(seg >= 60)

```

```
{
  seg =0;
  min++;
}
Serial.print("Tempo: Min ");
Serial.print(min);
Serial.print(" Seg : ");
Serial.print(seg);
Serial.print(" millis: ");
Serial.println(millis());
}
}
```

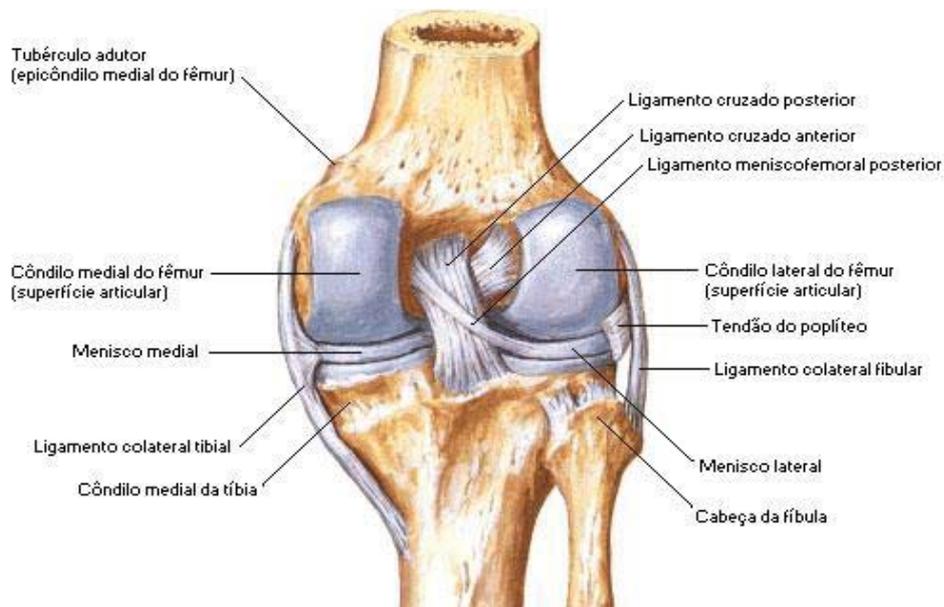
Anexo E – Conhecendo estruturas do joelho

ESTRUTURAS DO JOELHO E MOVIMENTOS

A estrutura do corpo humano é composta essencialmente de uma série de ossos que formam as articulações e são movidos pelos músculos. As articulações formam uma parte integral desse complexo sistema, uma vez que permitem que haja movimento, mantendo juntas as partes do esqueleto ósseo. Como este trabalho tem relação com o joelho, trataremos deste assunto mais a fundo. Como dito por Houglum e Beroti (2014), a articulação em referência pode ser definida da seguinte forma, o joelho é uma articulação cuja é composta por três ossos distintos que são o fêmur, a tíbia e a patela, e possui dois graus de liberdade, ele também possui três superfícies que se articulam, essas articulações são denominadas como, articulação tibiofemoral medial, tibiofemoral lateral e femoropatelar (podendo ter outras denominações) que são localizadas em uma capsula articular comum. (KAPANDJI, 2000)

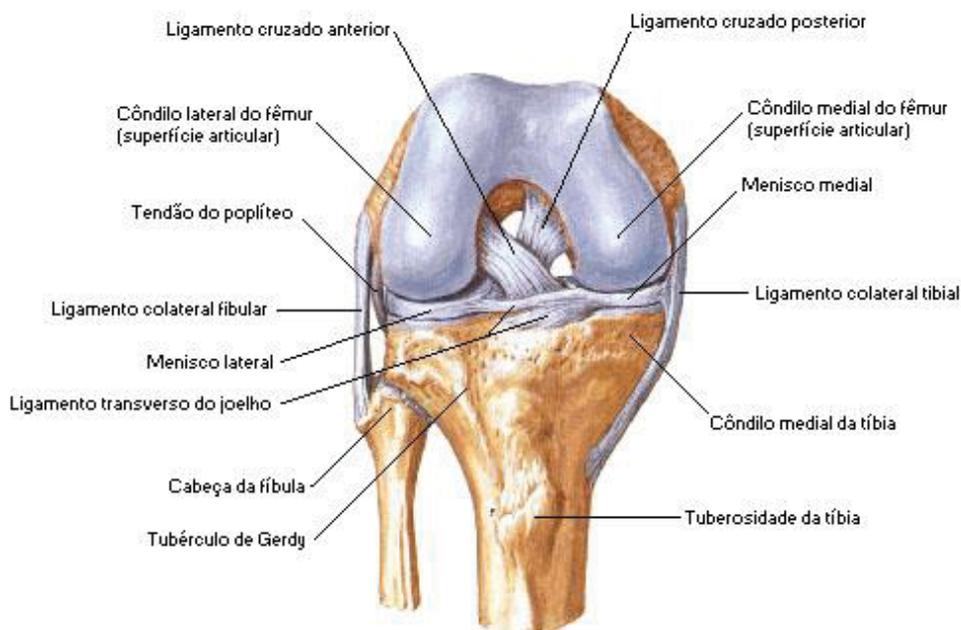
Desta forma nas figuras 36 e 37 demonstraremos a constituição do joelho, mostrando os ligamentos, ossos e outras particularidades.

Figura 36– Vista frontal do joelho ereto.



Fonte: NETTER, Frank H.(2000).

Figura 37 – Vista frontal do joelho a 90°.



Fonte: NETTER, Frank H. (2000)

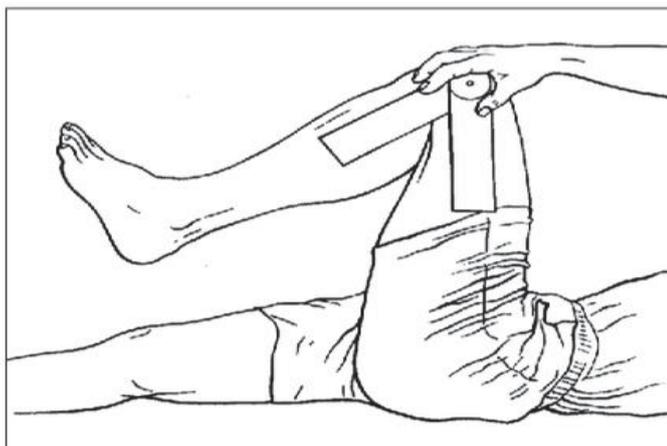
De modo funcional, o joelho pode suportar o peso corporal na posição ereta sem contração muscular; um indivíduo pode contar com os ligamentos das articulações para se manter de pé. Sendo assim uma das articulações mais importantes do corpo humano pois, sem ela não poderíamos andar, correr ou simplesmente subir escadas. Como a maior articulação do corpo é a que sofre mais danos, o joelho é uma das articulações mais lesionadas do corpo humano e com mais frequência em ambientes esportivos e industriais. Temos vários fatores que contribuem para isso, o fator mais agravante e que coloca o joelho em grande risco é o grande torque que ele recebe pelo fato de estar entre os dois longos braços de alavanca, que são o fêmur e a tíbia. (HOUGLUM e BEROTI, 2014).

Movimento do joelho

A conformação da articulação permite muitos tipos diferentes de movimento. Algumas articulações permitem apenas flexão e extensão, outras tem uma ampla gama de movimentos, no caso do joelho ele nos permitem fazer movimentos como: extensão, flexão e rotação, o joelho possui alguns mecanismos especiais de travamento relacionados aos movimentos do mesmo. Segundo Marques (2014) a flexão é permitida a um ângulo de 0 a 140°. Porém levando em conta outros fatores na análise esse ângulo pode variar conforme a pessoa, como descrito por Houglum e Beroti (2014), o total de flexão é a partir de 120° a 150° dependendo do tamanho

da massa muscular do indivíduo em questão. Contudo o intervalo médio esperado de movimento é de 135° como demonstrado na figura 38 abaixo. (FRITZ, PAHOLSKY e GROSENBACH, 2002)

Figura 38 – Joelho flexionado



Fonte: Marques, Amélia Pasqual. (2014)

O joelho proporciona determinadas rotações, a rotação axial ocorre quando o joelho está flexionado. Quando o joelho está completamente estendido, os ligamentos colaterais medial e laterais estão tensos, contribuindo materialmente para a estabilidade do joelho. Embora muitos valores conflitantes sejam descritos para este movimento, os resultados dos estudos publicados indicam que a rotação total média é aproximadamente 40°. (SMITH, WEISS e LEHMKUHL, 1997).

Articulações

A articulação do joelho é classificada como uma articulação gínglimo, em virtude do seu funcionamento semelhante a uma dobradiça para flexão e extensão. Entretanto, às vezes, designada como uma articulação trocogínglimo por causa dos movimentos de rotação, mesmo sendo de pouca amplitude. Segundo Hamill e Knutzen (1999) existem três articulações na região conhecida como a articulação do joelho: a articulação tibiofemoral, a articulação patelofemoral e a articulação tibiofibular. As articulações são descritas a seguir. (THOMPSON e FLOYD, 1997)

- A articulação tibiofemoral é a articulação entre os dois ossos mais longos do corpo, o fêmur e a tíbia. Esta é banhada por um líquido chamado de fluido sinovial.

- A segunda articulação é a patelofemoral, que é constituída pela patela e o fêmur, a patela é um osso sesamóide de forma triangular que reside na parte interna do tendão no músculo frontal da coxa, o papel principal é aumentar a vantagem mecânica do quadríceps femoral.
- Por último a articulação tibiofibular, ela feita na articulação entre a cabeça da fíbula e a face inferior do côndilo tibial, ela se movimenta para cima e para baixo com a dorsiflexão do pé.

Ligamentos

Os ligamentos são uma parte indispensável no joelho, pois eles nos proporcionam a estabilidade da articulação do joelho. Vários são os ligamentos que circundam a articulação tibiofemoral que também a protegem. Existem dois pares de ligamentos, o par colateral e o par de ligamentos cruzados, os quais são responsáveis por manter a estabilidade do joelho. O ligamento colateral fornece estabilidade na direção medial-lateral, e os ligamentos cruzados fornecem estabilidade anteroposterior. Ambos são tensionados quando o joelho é estendido completamente. (HOUGLUM e BEROTI, 2014).

Os ligamentos são divididos em duas categorias, ligamentos colaterais e os cruzados, que são compostos dos ligamentos denominados ligamento colateral medial (LCM) e ligamento colateral lateral (LCL) para os colaterais e ligamento cruzado anterior (LCA) e ligamento cruzado posterior (LCP) para os cruzados. Podemos dizer segundo Houghlum e Beroti (2014) que, os ligamentos colaterais se movimentam na extensão e flexão do joelho, tensionando os ligamentos quando é executado o movimento de extensão e relaxados quando o joelho é flexionado, estes fornecem estabilidade na rotação terminal (com o joelho estendido) e rotação axial (com o joelho flexionado). Já os ligamentos cruzados proporcionam controle e estabilidade ao joelho em todo o movimento de extensão e flexão. Esses encontram-se no centro da articulação, mais especificamente dentro da cápsula fibrosa, porém fora da cápsula da articulação sinovial, assim são intracapsulares, mas extrassinoviais. E receberam este nome em virtude de que quando vistos de lado ou de frente observa-se o formato de uma cruz.

Definiremos agora cada um dos ligamentos e onde atuam, segundo Smith e Lehmkuhl (1997).

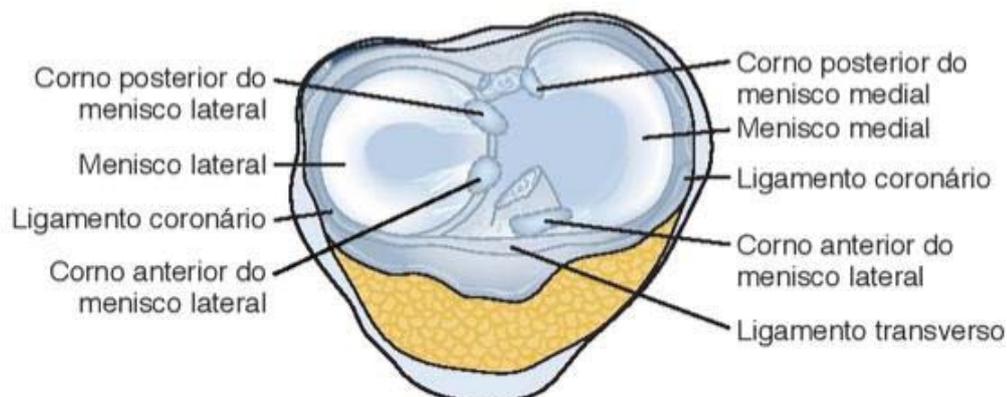
- LCA: O ligamento cruzado anterior encontra-se na fossa intercondiliana anterior da tíbia e corre lateral e superiormente para fixar-se no lado interno do côndilo lateral do fêmur. O seccionamento deste ligamento permite a luxação anterior da tíbia sobre o fêmur.

- LCP: O ligamento cruzado posterior fixa-se na fossa intercondiliana posterior da tíbia e corre medialmente para fixar-se no lado interno do côndilo femoral medial. O LCP limita o desvio posterior da tíbia sobre o fêmur.
- LCM e LCL: O ligamento colateral medial evita a abdução da tíbia sobre o fêmur, e o ligamento colateral lateral impede a adução da tíbia. Secundariamente, os ligamentos colaterais restringem o desvio anterior e posterior da tíbia, bem como a rotação quando o joelho é estendido. As fixações dos ligamentos sobre os côndilos femorais são deslocadas posterior e superiormente ao eixo de flexão.

Menisco

Os meniscos de certa forma servem como um amortecedor e absorvem uma porcentagem do impacto gerado na articulação do joelho, sendo ele gerado por qualquer ato. Descrevendo melhor essa parte do joelho temos que o menisco fornece à articulação do joelho importantes propriedades. Sua fibrocartilagem é inserida na tíbia para aumentar o espaço da articulação, o menisco permite tanto uma maior congruência como uma amplitude de flexão do joelho. O menisco serve à vários propósitos para a articulação do joelho: aprofunda a articulação, e assim adiciona estabilidade a este, absorve e distribui a força do impacto através do aumento da área de superfície de contato, promove a lubrificação da articulação por uma difusão de fluido sinovial, impede que a cápsula articular invada o espaço da articulação e fornecem proteção a mesma. Cada menisco possui um formato de cunha com uma porção mais espessa na borda externa, o menisco se localiza em cima da tíbia, como demonstrado na figura 39. (HOUGLUM e BEROTI, 2014)

Figura 39 – Meniscos do joelho.



Fonte: HOUGLUM, P. A.; BEROTI, D. B. (2014).

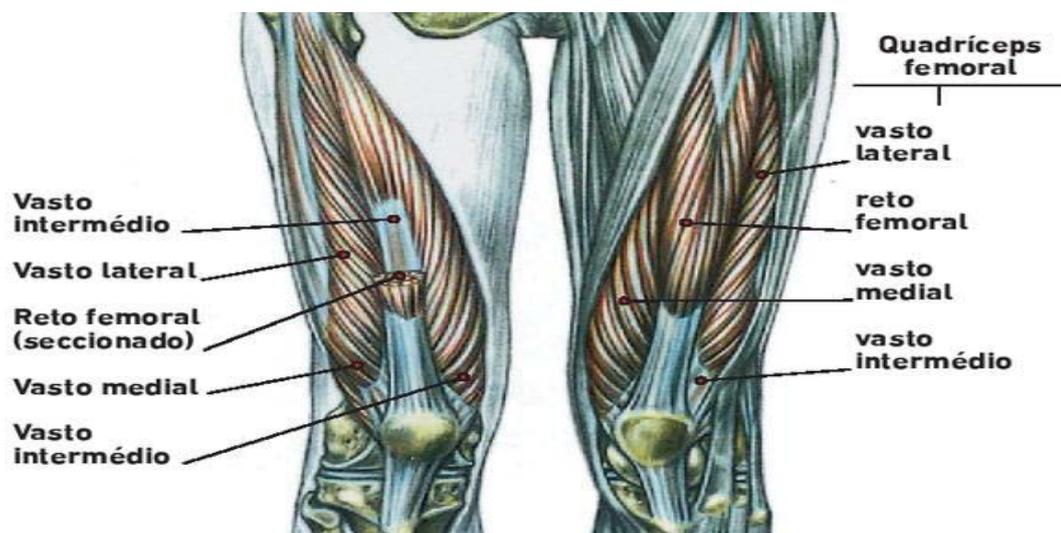
Músculos

Na visão de Smith et al. (1997) os músculos dos joelhos são divididos em três categorias os extensores, flexores atuantes e os que fazem a rotação no joelho.

- Extensores do joelho: no grupo de músculos quadríceps da coxa que se estende ao joelho e consiste em quatro músculos: reto da coxa, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio. O quadríceps femoral, que é o produtor da extensão no joelho, é um dos grupos musculares mais fortes do corpo humano. Esse grupo muscular pode ser até três vezes mais forte que seu grupo muscular opositor, os isquiotibiais. (HAMILL e KNUTZEN, 1999).
- Flexores do joelho: Segundo Smith et al. (1997), vários músculos passam posteriormente ao eixo de flexão, contribuindo para uma extensão variável de flexão do joelho. Os músculos são o bíceps da coxa, o semitendinoso, o semimembranoso, o gastrocnêmico, o plantar, o poplíteo, o grácil e o sartório. O principal grupo muscular que contribui para a flexão da perna é o dos isquiotibiais, como flexores os isquiotibiais podem gerar a maior força a partir da posição de flexão de 90 graus. (HAMILL e KNUTZEN, 1999).
- Rotadores do joelho: Segundo Smith et al. (1997) os músculos que atuam na rotação interna da tíbia em relação ao fêmur são o semitendinoso, semimembranoso, poplíteo, grácil e sartório. A força de rotação interna é maior em 90 graus de flexão do joelho e diminui cerca de 59% em extensão completa. (HAMILL e KNUTZEN, 1999).

Abaixo temos a figura 40 onde demonstraremos alguns destes músculos.

Figura 40 – Músculos na região do joelho.



Fonte: Delavier F., Gundili M. (2013)

CIRURGIAS E LESÕES NO JOELHO

Vários são os fatores que se opõem ao joelho, pois é uma articulação que está sempre sobre uma determinada pressão e posteriormente sobre impactos gerados tanto no dia-a-dia, ou quando se pratica qualquer tipo esporte como vôlei, basquete e futebol estes são alguns exemplos, há muitas outras atividades e esportes que trazem danos ao joelho levando as intervenções cirúrgicas. Neste capítulo trataremos de algumas lesões e cirurgias mais comuns que são feitas no joelho.

Reconstrução do LCA

Pode-se dizer que o LCA ou ligamento cruzado anterior é um dos mais importantes ligamentos do joelho. E é um dos ligamentos mais lesionados, ele está localizado na região central da articulação, e a sua função é impedir a rotação e a translação da tíbia anteriormente, em relação ao fêmur.

Este ligamento pode se quebrar ou romper-se quando a articulação sofre uma entorse, durante isso os ligamentos que mantêm a estabilidade articular são distendidos até que atingem o ponto de ruptura. Entre os homens a forma mais comum de que ocorra o rompimento do LCA é durante um jogo de futebol. A lesão ocorre quando o corpo gira sobre o joelho com o pé ancorado ao solo, pode acontecer em um drible, por exemplo.

Após o rompimento do LCA tem-se os seguintes sintomas: dor intensa no joelho. Em muitos casos um estalido chega a ser ouvido pelo paciente durante o momento em que a lesão ocorre, o joelho costuma inchar bastante e em poucas horas.

O tratamento, com raras exceções é cirúrgico. Existem diferentes técnicas cirúrgicas para reconstrução do ligamento cruzado, que estão sendo constantemente aprimoradas. O ligamento rompido é reconstruído por artroscopia (visualização do interior de uma articulação com o uso de um artroscópio). Na cirurgia, o ligamento lesionado é substituído por um novo ligamento constituído de um enxerto de tendão (ou tendões) do nosso próprio corpo.

O retorno das atividades esportivas, tem maiores restrições e pode-se levar alguns meses até a liberação. Sessões de fisioterapia são fundamentais no período de recuperação e serão solicitadas. (KARPSTEIN, 2017).

Figura 41 – Reconstrução de LCA



Fonte: KARPSTEIN, D. A. A (2017).

Artrose de joelho

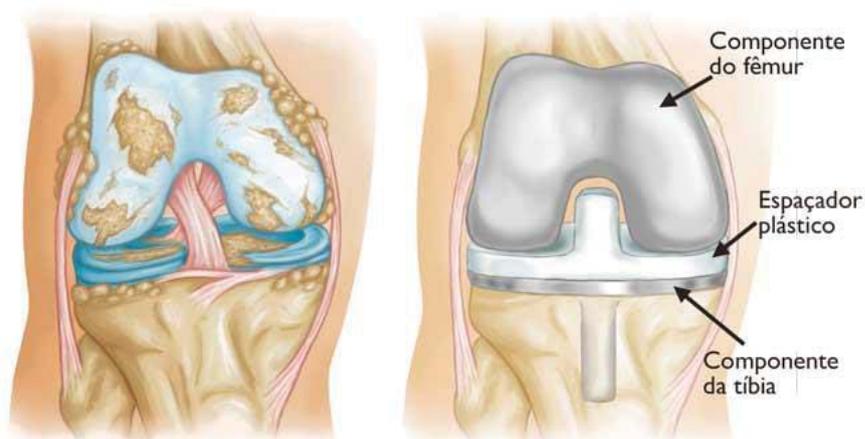
A artrose de joelho, ou GONARTROSE, é uma doença degenerativa progressiva da cartilagem articular. Ela pode ser secundária a um trauma que cause lesão na cartilagem, desgaste por uso excessivo, sobrecarga crônica ou então ser hereditária.

Os sintomas da gonartrose são dor na movimentação da articulação, dificuldade progressiva nas atividades diárias e inchaço. Em alguns casos o joelho pode começar a entortar, dependendo do nível da doença. Quando ocorre desgaste de a cartilagem articular os movimentos de flexionar e estender a perna não ocorrem normalmente e causam dor. Dessa forma, a cirurgia de prótese de joelho pode devolver o movimento da forma mais natural possível. Existem dois tipos de próteses nesse caso, a prótese total de joelho e a prótese parcial do joelho. (INACIO, 2017)

- **Prótese total de joelho:** casos de gonartrose mais conhecida como artrose no joelho, em casos mais avançados podem ter indicação cirúrgica de prótese total do joelho, onde consiste literalmente em substituir a superfície articular do joelho. Na cirurgia coloca-se um revestimento de metal na cabeça inferior do fêmur e outro revestimento de metal na base superior da tíbia e por último a patela, feito especificamente para ser implantado no corpo humano, entre esses revestimentos é colocado um componente plástico com grande resistência ao desgaste. Essa intervenção tem como objetivo restaurar o movimento do joelho sem a dor

causada pelo desgaste da articulação, resumindo todos os componentes são substituídos. Como apresentado na figura 42 abaixo.

Figura 42 – Prótese total de joelho.



Fonte: INACIO, A. M. (2017).

- Prótese parcial de joelho: pode-se também ser realizada a prótese parcial dos componentes onde só um dos lados da articulação é substituída, os componentes são fixados com um cimento ósseo de forma que permita que o movimento natural da articulação. Basicamente é o mesmo procedimento da prótese total, porém somente uma parte do joelho é substituída. Como demonstrado na figura 43.

Figura 43 – Prótese parcial de joelho.



Fonte: INACIO, A. M. (2017).

Lesão de meniscos

Entre o fêmur e a tíbia encontram-se duas estruturas de fibrocartilagem, com o formato de meia-lua, chamados de meniscos. Eles funcionam como amortecedores, fazendo a adaptação entre as superfícies cartilaginosas dos dois ossos. (KARPSTEIN, 2017)

Os principais sintomas desta lesão são a dor, que normalmente se localiza nas laterais do joelho, e o bloqueio do joelho. Este último sintoma é causado pelo deslocamento do menisco de um lado para outro, o que gera estalos e travamento em certas posições. As lesões são normalmente relacionadas a eventos traumáticos, como movimentos bruscos e não habituais, é muito comum que as lesões nos meniscos estão ligadas a lesões ligamentares. O tratamento das lesões meniscais depende do tipo, da localização e da extensão da lesão. Pode ser conservador, ou pode ser cirúrgico em casos que o tratamento conservador não teve sucesso, a cirurgia artroscópica (cirurgia com 2 ou 3 cortes na frente do joelho e por vídeo) é sugerida, que fará a remoção do fragmento lesionado do menisco. Em casos de lesão degenerativa a sutura do menisco é contraindicada já que não há chance de cicatrização. (ARAUJO , s.d.)

Instabilidade patelar

A instabilidade patelar é um problema que acomete a articulação da patela (rótula) com o fêmur tornando a patela mais propensa a se desencaxar de sua posição normal. A instabilidade femoropatelar pode ser originada por vários fatores, entre eles: encurtamento muscular posterior (ísquios tibiais), alterações do ângulo do joelho, valgo exagerado, enfraquecimento do vasto medial oblíquo, a patela alta e traumatismos.

O tratamento em pacientes mais jovens e que sejam expostos a atividades mais intensas, é o tratamento cirúrgico que deverá ser empregado. Os casos que foram direcionados ao tratamento conservador, mas que mantiveram queixas de instabilidade também deverão ser tratados com cirurgia. Se a causa for puramente traumática o tratamento cirúrgico consiste na reconstrução do ligamento patelofemoral medial (LPFM). Se a causa for anatômica, o cirurgião deve reconstruir o LPFM e procurar corrigir as alterações anatômicas que mais estiverem contribuindo para os sintomas através de correções na posição da linha que corta pela tuberosidade anterior da tíbia (TAT) e, mais raramente, de correções na troclear femoral. (ARAUJO , s. d.)

Na figura 44 podemos compreender melhor essa lesão.

Figura 44 – Lesão na patela



Fonte: ARAUJO, P. (s. d).

RECUPERAÇÃO APÓS CIRURGIAS ORTOPÉDICAS

Há uma grande quantidade de lesões, doenças e distúrbios do sistema musculoesquelético que afetam músculos, tendões, ligamentos, cartilagens, fâscias, cápsulas articulares ou ossos. Podendo causar comprometimentos estruturais e funcionais, dessa forma há casos em que são necessárias as intervenções cirúrgicas, para consertar o que está avariado, seja ele por trauma ou outro motivo qualquer. Após a cirurgia o paciente passa pelo processo de recuperação, onde tecidos e ossos começam o curso de cicatrização, o que demora um tempo relativamente longo que depende também do tamanho e grau de complexidade geral da operação, interferindo no tempo de recuperação. Há cirurgias que levam semanas para o paciente poder voltar as suas atividades normais, entretanto existem procedimentos em que se levam meses de recuperação, até que a pessoa voltar a suas funções diárias. Dependendo do tipo de cirurgia, podem ser iniciadas técnicas para auxiliar no pós-operatório do paciente, ajudando a diminuir o tempo de cura e minimizando a dor. (KISNER e COLBY, 2016)

Como neste trabalho estamos tratando especificamente do joelho, focaremos nessa parte do corpo, uma das principais técnicas de auxílio para o pós-operatório de cirurgias do joelho é a fisioterapia. A cirurgia ortopédica é conhecida pela dor pós-operatória, muitas pessoas, mesmo antes de operar, já questionam sobre esta dor, pois a recuperação desse tipo de intervenção cirúrgica é muito dolorida. (CINAGAVA, 2014). Porém com um programa de reabilitação bem planejado, composto de uma sequência cuidadosamente progredida de exercícios terapêuticos e treino funcional, é fundamental para a melhora do paciente.

Para que um profissional da fisioterapia crie um programa de reabilitação seguro e efetivo, é necessário que ele se informe sobre o paciente, se familiarize com o procedimento cirúrgico pelo que o indivíduo passou, tomar as devidas precauções e ter um conhecimento técnico sobre a operação em questão, além de comunicar-se frequentemente com o paciente, o médico e outros membros da equipe. Cada programa de reabilitação é baseado também em exames iniciais e na avaliação contínua do paciente, além dos exames do pós-operatório.

Fundamentos e definições fisioterapêuticos

Segundo o Conselho de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO) (s.d.), a definição de fisioterapia é a seguinte, é a ciência que estuda, previne e trata distúrbios funcionais intercorrentes em órgãos e outros sistemas do corpo, gerados por qualquer motivo. Sendo causados por alterações genéticas, traumas ou doenças provindas no decorrer da vida. Fundamenta suas ações em mecanismos terapêuticos próprios, feitos a partir dos estudos da biologia, das ciências morfológicas, das ciências fisiológicas, das patologias, da bioquímica, da biomecânica, da biofísica, da sinergia funcional entre outras ciências.

Mobilização articular

A mobilização articular são técnicas usadas para tratar disfunções articulares como rigidez, hipomobilidade (baixa mobilidade ou mobilidade restrita) ou dor. Segundo Junior (2016), a mobilização articular tem o objetivo de propiciar o deslizamento de uma superfície articular sobre a outra, em um sentido linear ou curvilíneo, para influenciar no movimento articular com efeito correspondente ao movimento angular. A mobilização articular, atua sobre o tecido conjuntivo periarticular com a função de provocar movimento e inibição da dor que contribuir na recuperação da amplitude de movimento associada ao alongamento logo após a mobilização. A técnica de mobilização articular pode ser aplicada com um movimento oscilatório ou um alongamento mantido de modo a diminuir a dor ou aumentar a mobilidade. (MAGEE, 1987).

Fases do pós-operatório

A reabilitação pós-operatória é tipicamente dividida em fases, e cada uma delas contém metas e intervenções sugeridas. Essas fases são identificadas pelo grau de cicatrização dos

tecidos, pelo nível de dificuldade das atividades e pelo cuidado na proteção dos tecidos. E elas são divididas em três categorias. (KISNER e COLBY, 2016)

Fase de proteção máxima

O período inicial é logo após a cirurgia, quando a proteção dos tecidos é fundamental na presença de inflamação dos tecidos e de dor. Nessa fase após algumas cirurgias, é necessária a imobilização da área operada. Porém há casos que é aconselhável posicionar cargas pequenas sobre os tecidos operados logo após a cirurgia, fazendo exercícios de amplitude de movimento (ADM) passivo, dentro de uma amplitude segura para o caso. Esses exercícios são feitos para evitar a atrofia muscular e o tempo de duração dessa fase varia de poucos dias até 6 semanas, dependendo da cirurgia e dos tecidos envolvidos.

Fase de proteção moderada

Essa é a fase intermediária da recuperação, quando a inflamação começa a diminuir e a dor é mínima, os tecidos são capazes de suportar níveis maiores de carga. Existem alguns critérios para progredir para essa fase, que incluem a ausência de dor quando em repouso, a disponibilidade de movimento em que não cause dor no membro operado, tendo essas evoluções pode-se prosseguir para a restauração da ADM e da artrocinemática normal, enquanto os tecidos continuam a cicatrização, assim exibindo uma melhora na estabilidade e aumento gradual de força que são enfatizados durante essa fase. A fase de proteção moderada tem uma duração de 4 a 6 semanas.

Fase de proteção mínima/retorno à função

A fase de proteção mínima ou retorno a função é a última, essa é uma fase avançada, quase não temos preocupação com a proteção dos tecidos. Para progredir para cá, deve ser alcançada ADM ativa ou quase completa, indolor e a cápsula articular deve estar estável. A reabilitação foca a restauração total da força funcional e a participação em atividades funcionais protegidas. Nessa fase a duração pode chegar até 6 meses ou mais de tratamento.

Recuperação de artroplastia e outras operações

No caso da artroplastia total do joelho, segundo Pinheiro (2018) a fisioterapia deve ser iniciada o mais rápido possível, podendo até ser iniciada logo após a operação, pois ajuda a recuperação da mobilidade e a redução do inchaço causado pela cirurgia e previne a trombose e embolia pulmonar. Algumas indicações após a cirurgia:

- Três dias sem colocar o pé no chão, caminhar com ajuda de muletas.
- Aplicar gelo, para diminuir as dores e o inchaço.
- Dobrar e estender o joelho várias vezes por dia, sem esforço.

Depois de aproximadamente 1 mês de fisioterapia a pessoa deve conseguir apoiar todo peso do corpo na perna operada, andando sem mancar ou medo de cair. Ficar num pé só e agachar num pé só devem ser conseguidos a partir do 2º mês, aproximadamente. A questão de rompimento de ligamento também é tratada com meses de fisioterapia e repouso. O fisioterapeuta irá definir as técnicas a serem utilizadas mobilização articular (movimento controlado), mobilização da patela entre outras. Quando os meniscos são lesionados normalmente, a lesão é tratada com fisioterapia também, como dito por Pinheiro (2018). Podemos então concluir que na maior parte da recuperação de cirurgias no joelho é tratado com fisioterapia que atenua o tempo de reabilitação e diminui a dor do paciente.