

## Órtese de Auxílio ao Movimento da Articulação do Joelho

João Pedro Trevisan

**Resumo:** Lesões nos joelhos são frequentes e o tratamento é feito a partir de métodos não automatizados ou equipamentos caros. Este documento tem como objetivo apresentar uma proposta técnica para o desenvolvimento de um dispositivo de auxílio à articulação do joelho para pessoas em tratamento fisioterapêutico que seja capaz de auxiliar a realização dos movimentos básicos desempenhados pelo joelho humano, como flexão e extensão total ou parcial.

**Palavras chave:** Órtese, Joelho, Fisioterapia, Robótica.

### Knee Movement Support Orthosis

**Abstract:** Knee injuries are common and treatment is made through non-automated methods or expensive equipment. This document aims to develop a knee joint assist device for people undergoing physical therapy that can assist in performing the basic movements performed by the human knee, such as full or partial flexion and extension.

**Key-words:** Orthosis, Knee, Physiotherapy, Robotics.

#### 1. Introdução

O objetivo deste trabalho é realizar a proposta técnica para o desenvolvimento de uma órtese para o joelho que, dotada de sensores e um motor, auxilie o usuário a realizar os movimentos de flexão e extensão da articulação, mesmo que o paciente não possua ainda força suficiente para realizar tais movimentos de forma independente.

Marques, P. (2019) diz que os joelhos são as articulações que mais sofrem lesões, o equipamento descrito nesse trabalho visa acelerar o tratamento e, conseqüentemente, a recuperação do paciente. A estrutura do dispositivo desenvolvido neste texto baseia-se na forma apresentada por órteses articuladas para joelho e tem como componente principal uma célula de carga, responsável por detectar a intenção do movimento no membro do usuário através do aumento ou diminuição da força exercida sobre ela.

O controle do equipamento é feito por uma placa Arduino, famosa por oferecer simplicidade na criação de protótipos e pela grande quantidade de módulos compatíveis disponíveis no mercado. Apesar de possuir limitações, a capacidade de processamento é suficiente o que a torna a melhor opção nessa fase do desenvolvimento.

Também foi definido como objetivo manter o custo do protótipo o mais baixo possível. Por isso foram usadas como referência peças, conjuntos e componentes disponíveis no mercado e de fácil acesso, com exceção das peças que compõem a estrutura do equipamento. Cumprindo este objetivo, o equipamento se torna acessível a um maior número de clínicas e pacientes que atualmente recorrem a métodos não automatizados ou equipamentos de alto custo.

#### 2. Revisão Bibliográfica

Segundo Marques, P. (2019), com a crescente das práticas esportivas observa-se também

aumento nas lesões, sendo os membros inferiores e, principalmente, os joelhos os mais afetados. De acordo com Vidmar, M. F. (2019), o procedimento pós-operatório para recuperação de uma lesão no joelho deve ser dividido em três partes. A primeira etapa visa controlar o edema, reduzir a dor e ganhar amplitude no movimento, já a segunda etapa é onde ocorre a recuperação da musculatura atrofiada devido ao desuso, com ênfase na musculatura anterior da coxa, abduzora e rotadora externa dos quadris. A terceira etapa consiste em exercícios de máximo uso da musculatura e retorno ao esporte.

Nas fases de recuperação de amplitude e de musculatura o paciente realiza os movimentos da articulação com alguma ajuda ou redução de carga e, gradativamente, ganha autonomia para realizá-los sem tais ajudas.

## 2.1 Joelho

O joelho é a articulação mais complexa do corpo humano, contendo duas articulações em sua capsula articular. A junção entre o fêmur e a tíbia é chamada articulação tíbiofemoral e é do tipo sinovial (que oferece livre movimento e é responsável pela flexão e extensão do joelho), já o fêmur e a patela formam a articulação patelofemoral. Essa formação permite que o joelho suporte o peso do corpo todo e tenha movimento livre o bastante para que possa desempenhar todos os movimentos necessários durante a atividade diária. (BLUNER, 2018)

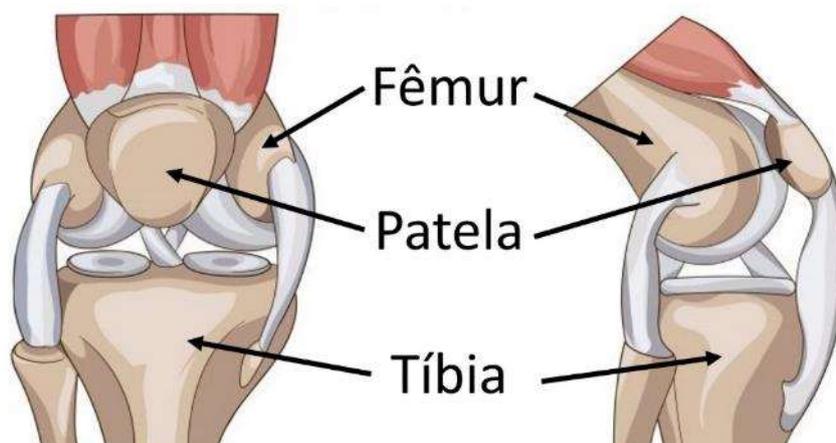


Figura 1 – Estruturas ósseas do joelho

Segundo Enoka (2000) a articulação tibiofemoral do joelho humano apresenta uma amplitude de movimento de flexão-extensão de 2,4 rad, ou seja, aproximadamente 137,5°.

## 2.2 Órtese

Diz Ragnarsson et al. (2002) que órteses podem ser inúmeros dispositivos, como talas e suportes, que podem desde imobilizar e restringir o movimento até ajudar na sustentação do peso e movimentação do membro no qual foi aplicada. Diferem-se das próteses pois não substituem a parte do corpo, mas são aplicadas a elas externamente para auxiliar em sua função e/ou corrigir e até evitar deformidades.



Figura 2 – Exemplo de órtese de Joelho-Tornozelo-Pé

Ainda segundo Ragnarsson et al. (2002), as órteses podem ser construídas de diferentes materiais, como metal, borracha, couro, lona e, mais recentemente, plásticos e tecidos sintéticos. Os materiais devem ser escolhidos de acordo com o uso e as características do usuário.

### 2.3 Célula de carga

De acordo com a fabricante Flintec (2019), “uma célula de carga é um sensor eletromecânico usado para medir força ou peso”. Ainda segundo a Flintec, a célula possui um corpo principal de aço ou alumínio, que suporta efetivamente a força aplicada, e um circuito eletrônico que contém extensômetros que detectam a deformação do corpo principal.

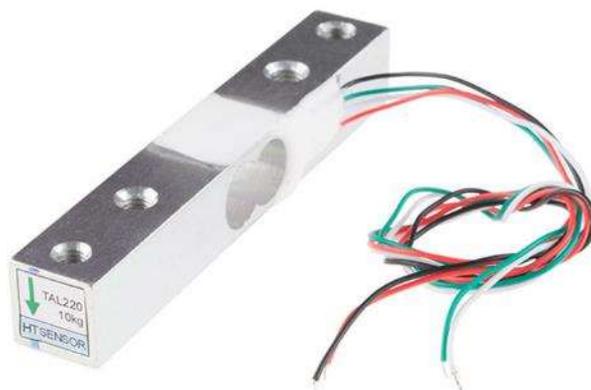


Figura 3 – Célula de carga para 10kg

A Flintec diz ainda que os extensômetros são formados por fios ou laminas condutivas posicionados em ziguezague apertado, o que os torna sensíveis à deformação ao longo de seu comprimento. Uma extremidade do sensor deve ser fixada à uma base ou estrutura e a carga aplicada à outra, gerando uma leve deformação no corpo principal e, conseqüentemente, no conjunto de extensômetros, alterando sua resistência elétrica proporcionalmente. O circuito então produz um sinal de saída também proporcional à força aplicada.

Vidal (2019) diz que, como a variação de tensão no sinal de saída é pequena, convém utilizar um amplificador em conjunto com a célula para que se alcance uma amplitude compatível com o controlador utilizado para fazer a leitura da informação gerada pela célula.

## 2.4 Módulo HX711

Segundo o Datasheet, o HX711 (CI principal do módulo) é um amplificador e conversor analógico-digital (ADC) de 24 bits de precisão projetado para trabalhar com células de carga. O módulo utilizado já possui todos os elementos periféricos necessários para o funcionamento e interface, tanto com a célula de carga quanto com o microcontrolador ( $\mu\text{C}$ ), montados em uma placa de circuito impresso (PCI), o que torna mais simples sua utilização na confecção do protótipo.

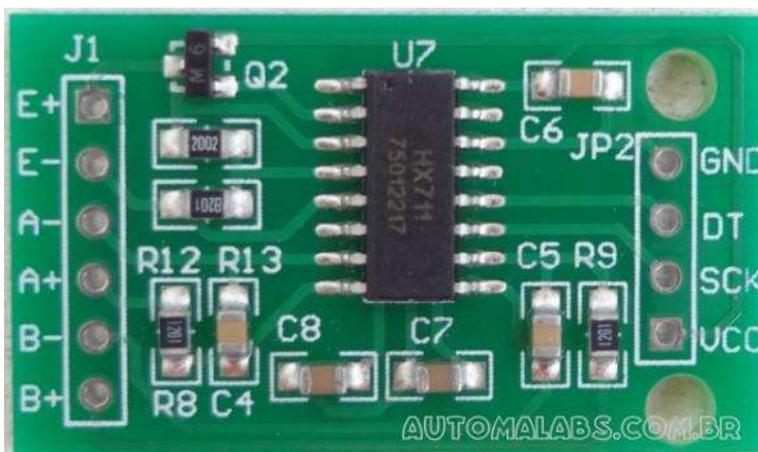


Figura 4 – Módulo HX711

Os terminais “E+” e “E-” são destinados à alimentação da célula de carga e serão ligados aos fios vermelho e preto, respectivamente. Os terminais “A+” e “A-” recebem o sinal dos extensômetros da célula de carga, recebem os fios verde e branco. “VCC” e “GND” são terminais de alimentação do módulo, que trabalha entre 2,6V e 5,5V. O pino “DT” é o responsável por enviar ao  $\mu\text{C}$  os 24 bits que correspondem à informação da célula de carga. Por fim, o terminal “SCK” recebe, do  $\mu\text{C}$ , o sinal responsável pela sincronização do envio dos bits pelo módulo e a leitura deles pelo  $\mu\text{C}$ . Esse sinal é denominado clock.

## 2.5 Arduino

Segundo o guia disponível no site institucional da ARDUINO (2019), o Arduino é uma plataforma de prototipagem open-source, ou seja, qualquer pessoa pode ter acesso aos códigos e esquemas elétricos para montagem e programação de um dispositivo semelhante e/ou compatível com as placas Arduino, criada no Instituto de Design de Interação Ivrea em 2005. Apenas a marca é registrada, portanto os produtos equivalentes possuem outros nomes, mas que remetem aos modelos de equivalência, como exemplo a BlackBoard UNO R3 fabricada pela brasileira RoboCore é equivalente ao modelo Arduino UNO R3. O intuito do projeto é oferecer uma solução prática para a implementação de microcontroladores em protótipos e projetos. Assim como o módulo HX711 citado acima, a plataforma Arduino consiste em uma CI principal, o microcontrolador ATmega328 no caso do UNO R3, e todos os periféricos necessários ao seu funcionamento e uso, como exemplo o módulo de comunicação USB para programação.



Figura 5 – Arduino UNO R3

Por se tratar de uma plataforma aberta, existe uma infinidade de produtos compatíveis no mercado. Encontrados em módulos ou Shields (Escudos) que se encaixam às portas de entrada e saída do Arduino por meio das barras de pinos, possuem sensores, CIs e componentes necessários ao funcionamento e comunicação montados em pequenas placas, de acordo com sua funcionalidade e aplicação.

## 2.6 Motorreductor

Segundo o site da IBR Redutores (2019), motorredutores são, em essência, um motor elétrico acoplado a um redutor de engrenagens que visa oferecer movimento rotativo com aumento de torque em detrimento da velocidade quando comparado ao motor sem a redução.



Figura 6 – Exemplo de um motorreductor

Motor elétrico é uma máquina que converte energia elétrica. Sua criação deriva da descoberta de Öersted em 1820, que observou a posição da agulha de uma bússola mudar quando próxima a um fio por onde passava uma corrente elétrica, indicando a presença de um campo eletromagnético e dos experimentos de Faraday que conseguiu provar que também se pode obter corrente a partir do campo magnético. O motor elétrico funciona então a partir da atração e repulsão entre um ímã natural e um eletroímã. (SILVA, 2019)

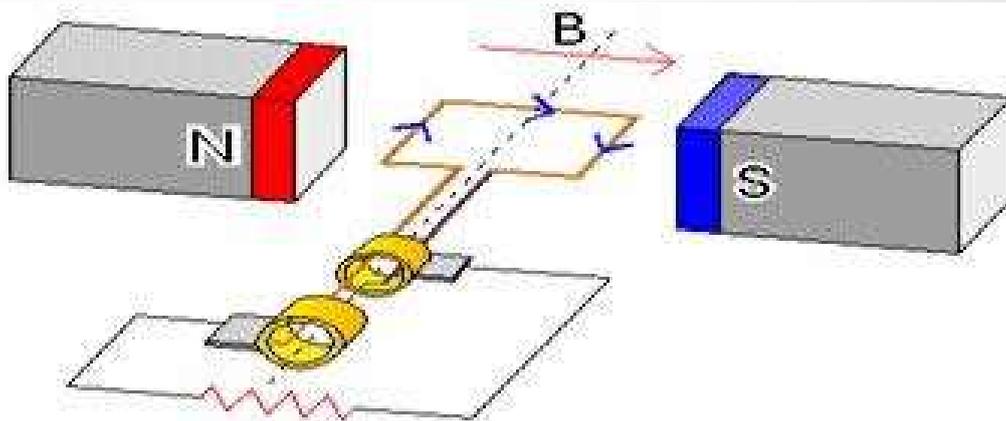


Figura 7 – Esquema de um motor elétrico simples

Diz o site da Telmac (2019), que o redutor é um conjunto de engrenagens que transmitem potência e ajustam a velocidade de rotação, podendo ser acionados por motores elétricos, de combustão interna, hidráulicos e até por turbinas a vapor. Seu funcionamento se baseia na diferença de diâmetro entre suas engrenagens de entrada e de saída. Mantendo uma velocidade constante na entrada, quanto maior for a engrenagem de saída em relação à de entrada, maior será o torque e menor a velocidade na saída.

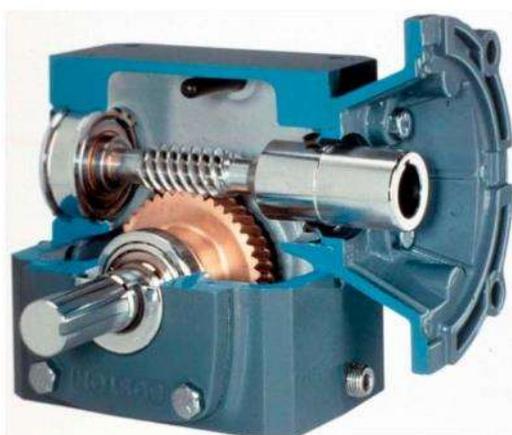


Figura 8 – Exemplo de um redutor de velocidade

### 3. Modo de funcionamento

O funcionamento baseia-se na leitura da pressão exercida pela perna do usuário na célula de carga, localizada na região da panturrilha, em comparação ao ângulo de um potenciômetro localizado no eixo de giro da articulação, como mostrado na figura 9. Tendo como base os valores obtidos na fase de calibração, o sistema de controle decide se o motor deve auxiliar a extensão e flexão ou apenas manter sua posição.

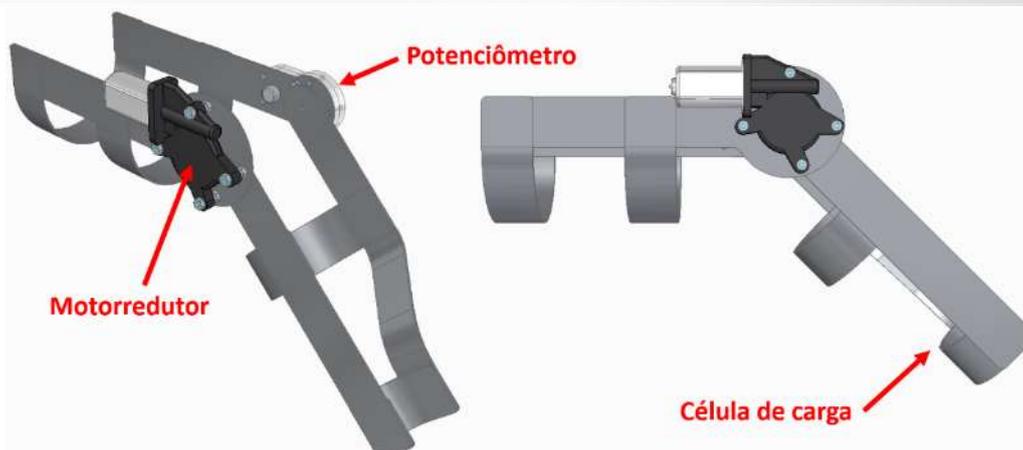


Figura 9 – Localização dos componentes principais na estrutura

### 3.1 Calibração

Nessa fase, que deverá ser executada no início de toda operação, o aparelho irá obter os valores que serão usados para efetuar os cálculos para seu correto funcionamento. Esse processo é feito em duas etapas:

#### 3.1.1 Pressão das Amarras ( $P_a$ )

A perna do usuário será presa ao equipamento por meio de tiras de tecido. Tais amarras exercerão certa força, pressionando a perna contra a estrutura e a célula de carga. O valor será obtido com o joelho dobrado a  $90^\circ$  (Posição de repouso), onde o peso da perna descansa perpendicular ao ângulo de atuação na célula de carga.

#### 3.1.2 Peso da Perna ( $P_p$ )

Com o joelho estendido ( $0^\circ$ ), o peso total da perna descansará sobre a estrutura e a célula de carga. Nessa posição então o sistema adquire a pressão exercida pela perna do usuário, lendo o valor da célula de carga e subtraindo a pressão das amarras ( $P_a$ ).

### 3.2 Ciclo de operação

Após a calibração, o sistema volta para sua posição de repouso e inicia o ciclo (ou “Loop”) de funcionamento. Durante o loop, o sistema constantemente lê o valor da célula de carga ( $P_s$ ) e compara com o ângulo em que se encontra a articulação ( $\theta$ ) através da seguinte fórmula:

$$P_c = (P_p \times \cos \theta) + P_a \quad (1)$$

Após efetuar o cálculo o sistema compara a Pressão Calculada ( $P_c$ ) com o  $P_s$  da célula de carga. Caso  $P_s$  seja menor que  $P_c$ , entende-se que usuário está exercendo força no sentido de levantar (estender) a perna, aliviando a pressão na célula, então o sistema aciona o motor no sentido anti-horário (para a perna direita). Se  $P_s$  for maior que  $P_c$ , entende-se que usuário está exercendo força no sentido de abaixar (dobrar) a perna, aumentando a pressão na célula, então o sistema aciona o motor no sentido horário. E caso  $P_s$  e  $P_c$  tenham o mesmo valor, a sistema permanece em repouso. Para todas essas comparações prevê-se uma faixa de tolerância, ajustada através de um potenciômetro, para filtrar pequenas oscilações na leitura do sensor e aumentar a dificuldade do movimento conforme o tratamento do paciente avança.

#### 4. Materiais e métodos

Este trabalho foi desenvolvido tomando como base princípios de obtenção e tratamento de dados, microcontroladores e controle de atuadores elétricos. A construção de um protótipo requer os seguintes materiais:

- Peças estruturais em aço 1020 com 2mm de espessura cortadas a laser;
- Motorreductor DC 12V 54W com redução 1:55
- Célula de carga para 10Kg;
- Módulo HX711;
- Controlador Arduino;
- 2 Potenciômetros lineares de 10K $\Omega$  com eixo estriado;
- 2 Mancais tipo flange com rolamento para eixo de 12mm;
- Módulo driver ponte H 43A;
- Fonte chaveada 80A 12V;
- Fitas de nylon e presilhas com regulagem;
- Parafusos, arruelas e porcas para montagem.

#### 5. Resultados e conclusões

Com um custo de construção estimado em R\$849,13 (esse valor não considera gastos durante a montagem do protótipo) conforme mostrado na Tabela 1, o dispositivo mostra-se com valor relativamente baixo quando comparado a outros equipamentos utilizados na área de fisioterapia, como uma órtese de joelho articulada comum que pode chegar ao custo de mais de R\$3000,00 segundo o catálogo do site da FisioStore.

Item	Quantidade	Preço Unitário (R\$)
Peças Estruturais	1 Conjunto	100,00
Motorreductor	1	290,00
Célula de carga	1	38,00
Módulo HX711	1	9,90
Arduino	1	85,00
Potenciômetro	2	6,50
Mancal	2	18,00
Módulo Ponte H	1	71,45
Fonte	1	175,00
Fita de Nylon	2	3,99
Presilha	2	5,00
Parafusos	16	0,80

Fonte: Próprio autor

Tabela 1 – Relação de custo dos materiais

Ao final dos estudos conclui-se que o equipamento se mostra viável, com preço acessível e construção simples, o que o torna uma opção promissora para integrar os processos de fisioterapia, carecendo ainda da construção do protótipo e testes em pacientes reais para comprovar sua verdadeira eficácia.

#### Referências

BLUNER, M. **Guia Definitivo da Anatomia do Joelho**. Disponível em: <<https://blogfisioterapia.com.br/anatomia-do-joelho/>>, Acesso: 05 de junho de 2019

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**: 2 ed. São Paulo: Manole, 2000

Flintec **Células de Carga**: Qualidade e Precisão em Sensores de Peso. Disponível em: <<https://www.flintec.com/br/sensores-de-peso/celulas-de-carga>>, Acesso: 07 de junho de 2019

FisioStore **Órteses para Joelho e Joelheiras**. Disponível em: <<https://www.fisiostore.com.br/produtos-ortopedicos/joelho?PS=15>>, Acesso: 22 de setembro de 2019

IBR Redutores **Motorreduzidores**: O que são? Disponível em: <<http://www.redutoresibr.com.br/pt/Noticia/motorreduzidores--o-que-sao->>, Acesso: 18 de junho de 2019

MARQUES, P. **Joelho é a articulação mais lesionada**. Disponível em: <<https://ccci.pt/joelho-e-a-articulacao-mais-lesionada/>>, Acesso: 04 de junho de 2019

RAGNARSSON, K.T. et al. **Tratado de Medicina de Reabilitação**: Princípios e Prática 3 ed. Barueri: Manole, 2002. Volume 1

SILVA, J. F. **Eletrmagnetismo**: Öesterd, Faraday e o motor elétrico – 1 Disponível em: <<https://educacao.uol.com.br/disciplinas/fisica/eletromagnetismo-2-oersted-faraday-e-o-motor-eletrico---1.htm>>

SILVA, J. F. **Eletrmagnetismo**: Öesterd, Faraday e o motor elétrico – 2 Disponível em: <<https://educacao.uol.com.br/disciplinas/fisica/eletromagnetismo-3-oersted-faraday-e-o-motor-eletrico---2.htm>>

SILVA, J. F. **Eletrmagnetismo**: Öesterd, Faraday e o motor elétrico – 3 Disponível em: <<https://educacao.uol.com.br/disciplinas/fisica/eletromagnetismo-4-oersted-faraday-e-o-motor-eletrico---3.htm>>

TELMAC **Redutores de Velocidade**. Disponível em: <<http://www.telmac.com.br/redutores-de-velocidade.html>>, Acesso: 18 de junho de 2019

VIDAL, V. **Balança digital com Arduino e célula Strain Gauge – Revisada**. Disponível em: <<http://blog.eletrogate.com/balanca-digital-com-arduino-aprenda-a-usar-a-celula-de-carga/>>, Acesso: 07 de junho de 2019

VIDMAR, M. F. **Lesões nos ligamentos do joelho: tratamentos mais adequados**

Entrevista à Secad – Sistema de Educação Continuada à Distância

Disponível em: <<https://www.secad.com.br/blog/fisioterapia/lesoes-nos-ligamentos-do-joelho-tratamentos-mais-adequados/>>, Acesso: 05 de junho de 2019