

EQUIPAMENTO DE MOVIMENTO PASSIVO CONTÍNUO (CPM) PARA JOELHO

Marcos Antônio Abdalla Júnior, PROPEES/UFMG, marcosabdalla@eng-estrut.dout.ufmg.br

Camilo Lellis dos Santos, DEMEC/UFES, camilo_santo@ufes.edu.br

Carlos Alberto Cimini Junior, DEES/UFMG, carlos.cimini@gmail.com

Marcio Falcão Santos Barroso, DEPEL/UFES, barroso@ufes.edu.br

Estevam Barbosa de Las Casas, DEES/UFMG, estevam@dees.ufmg.br

Resumo. *O presente trabalho apresenta o desenvolvimento de um aparelho de Movimento Passivo Contínuo (CPM) para ser aplicado na recuperação de pacientes em tratamento pós-cirurgia de joelho. O aparelho desenvolvido opera em todas as fases de recuperação do paciente e não apenas no pós-cirúrgico.*

Palavras chave: *movimento passivo contínuo, joelho, eletrográfico.*

1. INTRODUÇÃO

Atualmente com a perspectiva de vida mais longa e a busca por uma vida mais ativa e menos sedentária as pessoas buscam cada vez mais realizarem exercícios físicos e esportes. No entanto devido à má realização das atividades, as lesões articulares estão sendo cada vez mais comuns, como por exemplo o rompimento do ligamento cruzado do joelho ou até mesmo a artroplastia de joelho, Mikkelsen e Eriksson (2000), Maniar *et al.* (2012), . Em alguns casos intervenções cirúrgicas são necessárias para corrigir tais problemas.

Ao contrário do que possa se pensar, a imobilização da articulação pós-cirurgia ou após traumatismo, é responsável pela diminuição da síntese da matriz cartilaginosa e componentes celulares essenciais levando ao afinamento da cartilagem, enrijecimento da articulação e por fim perda da Amplitude de Movimento (Nicola *et al.* 2000, O'Driscoll e Giori, 2000, Knapik *et al.* 2013, Rashid *et al.* 2012). Von Riemke, em seu discurso à Sociedade Dinamarquesa de Cirurgia em 1962, estipulou que “Todas as articulações contundidas devem ser movimentadas. O movimento deve ser iniciado no primeiro dia, deve ser bem lento e o máximo possível contínuo” (O'Driscoll e Giori, 2000). Salter e Field (1960) introduziram o termo *Continuous Passive Motion (CPM)* ou Movimento Passivo Contínuo com base no conceito de Von Riemke.

O enrijecimento da articulação ocorre em quatro estágios. O primeiro estágio é o de sangramento, e inicia-se dentre alguns minutos ou poucas horas após a cirurgia ou trauma. O sangramento é responsável pela distensão da capsula articular e o inchaço do tecido periarticular. Uma vez que o inchaço teve início, a flexão máxima do joelho chega a apenas 36 graus (Funk, 1991). A flexão acima deste ângulo leva a uma grande pressão hidrostática no interior da articulação e nos tecidos periarticulares. O segundo estágio corresponde ao edema e ocorre após algumas horas ou nos primeiros dias, é semelhante ao sangramento mas mais rápido. O edema é causado pelo processo inflamatório que leva ao inchaço e os tecidos periarticulares ficam mais rígidos. Com o inchaço e a rigidez dos tecidos, a movimentação da articulação (forçada por um terceiro) se torna difícil e cada vez mais dolorosa (O'Driscoll *et al.* 1990) . O terceiro estágio do enrijecimento da articulação é a formação do tecido de granulação. Este estágio ocorre após dias ou semanas. Este tecido é altamente vascularizado, mal organizado e tecido fibroso. Com o surgimento deste tecido no interior e ao redor da articulação, o enrijecimento antes causado por acúmulo de líquidos fica ainda mais rígido devido a deposição de material extracelular. O estágio final corresponde a fibrose, durante este estágio o tecido granulado amadurece formando a cicatriz. Neste estágio, a perda de movimento é irreversível.

Com base no que foi dito anteriormente, o uso da CPM se torna mais evidente, assim o uso deste tipo de técnica logo após a cirurgia ou lesão, é útil principalmente para evitar o acúmulo de líquidos na articulação e o surgimento de edemas (Rashid *et al.*, 2012). O movimento contínuo, lento e repetitivo da CPM causa uma oscilação na pressão intra-articular. Essa variação de pressão atua como uma bomba que expulsa o sangue do interior da articulação e dos tecidos periféricos evitando assim o enrijecimento da articulação. O uso da CPM é então fundamental nas primeiras horas após a cirurgia e no decorrer das semanas seguintes.

No mercado atual, os aparelhos de CPM possuem um funcionamento bem simples, onde o operador (ortopedista ou fisioterapeuta) possuem a capacidade de escolher o tempo de tratamento, a velocidade de operação do aparelho e o ângulo máximo de abertura (Figura 1).



Figura 1. Aparelho de CPM modelo P500 da Palg. Figura retirada de <http://www.palg.com.br/joelho> no dia 02/10/2014

O presente trabalho propõe uma nova configuração para o aparelho de CPM de joelho. Nesta versão de CPM, o aparelho poderá acompanhar o paciente durante a fase pós-operatória e durante o tratamento fisioterapêutico para a recuperação dos movimentos, ganho de força e volta ao caminhar. O aparelho a ser apresentado, irá operar de três formas distintas. A primeira, corresponde ao momento pós-operatório e tem por finalidade evitar os quatro estágios do enrijecimento da articulação do joelho. A segunda forma de operação da CPM consiste no início da fisioterapia onde o movimento do paciente é auxiliado pelo aparelho. Neste tratamento o paciente executa o movimento com o menor esforço possível. Já na terceira forma de operação, o aparelho de CPM é programado para operar de forma com que o paciente comece a ganhar força muscular e o movimento do paciente é executado com uma maior demanda de força.

O desenvolvimento de força do paciente também será monitorado pela CPM por meio de um eletromiógrafo integrado ao aparelho que irá coletar as respostas dos principais grupos musculares da perna operada.

2. METODOLOGIA

2.1. Desenvolvimento mecânico

O aparelho de CPM foi desenvolvido utilizando diferentes ligas metálicas. Para manter o conjunto leve optou-se por utilizar o Alumínio 7075 T6 sendo este macio, resistente, maleável, dúctil e apto a mecanização, além de apresentar resistência à corrosão devido à camada protetora de óxido. O peso final do conjunto é importante, pois o equipamento deve ser transportado à mão e operado em cima de camas ou macas. Este projeto foi totalmente desenvolvido dentro da Universidade Federal de São João Del Rei e da Universidade Federal de Minas Gerais. A Figura 2 mostra o desenho esquemático do aparelho de CPM.

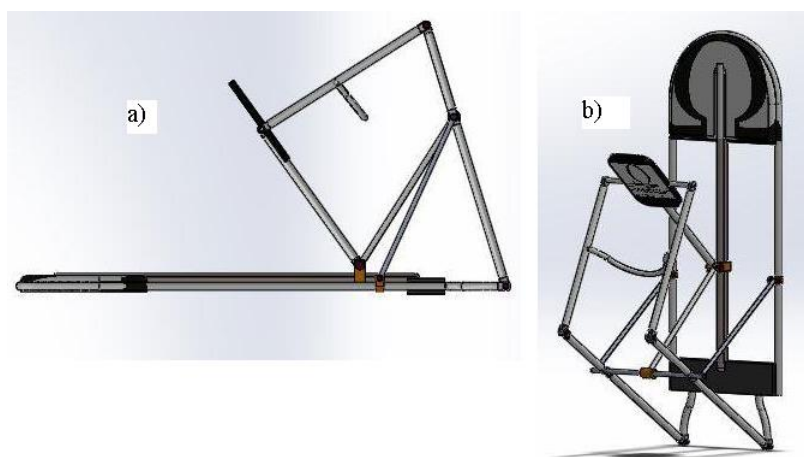


Figura 2. Vistas do protótipo desenvolvido. a) Vista lateral, b) Superior Lateral.

Na Figura 2.a é apresentada a CPM, se pode observar o apoio do pé do paciente e o apoio da panturrilha. O eixo central se move na horizontal, este movimento contrai e distende a perna do paciente, em uma variação de 0 a 120 graus. O detalhe b) da Figura 2 mostra o aparelho em outra perspectiva onde é possível ver o eixo de rosca central e as duas laterais de apoio.

2.2. Motorização da CPM

O motor responsável pelo movimento do eixo é um Mabuchi modelo JC-578VA de 12 Volts, torque máximo de 9,12 N.m e 92 rpm Figura 3. O motor é acionado utilizando uma Modulação por Largura de Pulso (PWM), via ponte-H modelo VNH2SP30 da *ST Microelectronics* Figura 3. Este módulo é capaz de operar o motor na forma de giro no sentido horário e anti-horário (extendendo ou contraindo a perna), bem como controlar a velocidade de rotação fazendo com que o motor gire com potência máxima mesmo abaixo dos 92 rpm.

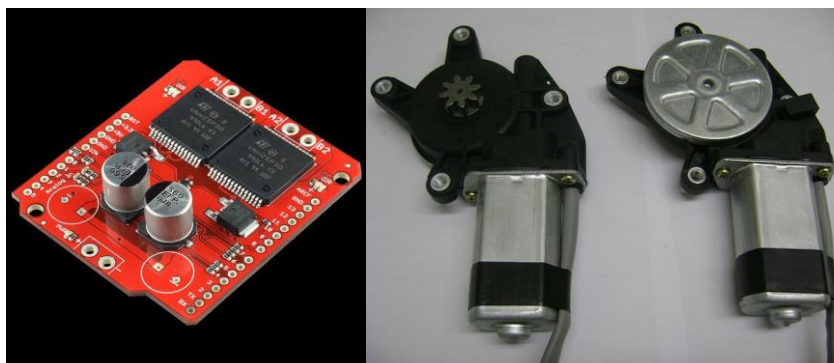


Figura 3. Ponte-H e Motor Mabuchi.

2.3. Sensores e interface

Em cada uma das articulações próximas da área onde fica apoiado o joelho, existem dois sensores de resistivos (potênciômetros de precisão) responsáveis pela medida do ângulo de abertura da perna, conforme na Figura 4. A medida final do ângulo é dada pela média simples do sinal de cada um dos sensores e a calibração é feita por meio de um goniômetro analógico.

Na base onde o pé é apoiado e na faixa que segura o pé no lugar, são fixados dois sensores de força resistivos Figura 4. Estes sensores serão responsáveis por converter a força aplicada pelo paciente em dois sinais elétricos que serão interpretados como a intenção de estender ou contrair a perna durante a segunda e terceira fases de operação.

Os sinais elétricos analógicos dos potênciômetros e dos sensores de força são convertidos em sinais digitais e enviados a um computador pessoal utilizando um microcontrolador ATmega 2560 16U2 na forma do Arduino Mega 2560 Figura 4.

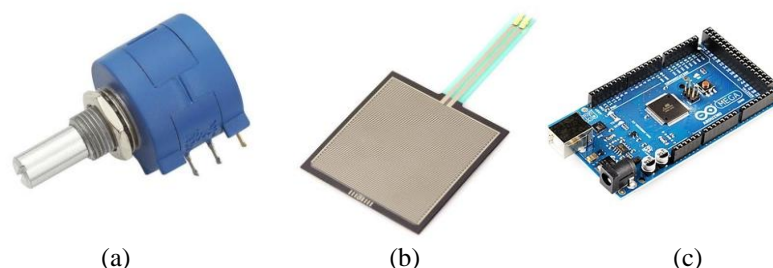


Figura 4. (a) Potênciômetro de precisão responsável pela medida do ângulo de abertura da CPM. (b) Sensor de pressão resistivo quadrado responsável pela medida da força aplicada pelo pé na base de apoio ou na faixa que segura o pé. (c) Arduino Mega 2560 responsável pela conversão e aquisição dos sinais dos sensores.

2.4. Eletromiografo – Coleta de dados e processamento

Para observar de forma objetiva o ganho de força do paciente durante as fases 2 e 3, foi desenvolvido um sistema de registro eletromiográfico (Durante a primeira fase, como demonstrado em Rashid *et. al.* 2012 não deve existir resposta muscular) a ser utilizado junto dos sensores de força. Força muscular foi definida por Knuttgen e Kraemer (1987) como a maior força que um músculo pode gerar em uma determinada velocidade. Com base nisto o eletromiografo desenvolvido apresenta a potência do sinal muscular por meio da retificação e integração do sinal muscular (Figura 5). Para a análise e comparação dos sinais coletados, foi desenvolvido um programa em *LabView* que faz o registro do sinal, salva os dados e os apresenta na tela do computador para visualização em tempo real.

Os eletrodos para o registro dos sinais eletromiográficos, foram posicionados ao longo do Músculo Vasto Lateral e da Cabeça Longa do Bíceps da Coxa, o eletrodo de terra deve ser posicionado em uma região onde não deve haver

resposta dos músculos analisados, como no Epicôndilo Lateral ou no Epicôndilo Médio do Joelho. O tratamento do local onde sera posicionado o eletrodo, deverá ter os pelos raspados, abrasado e limpo com alcool isopropil.

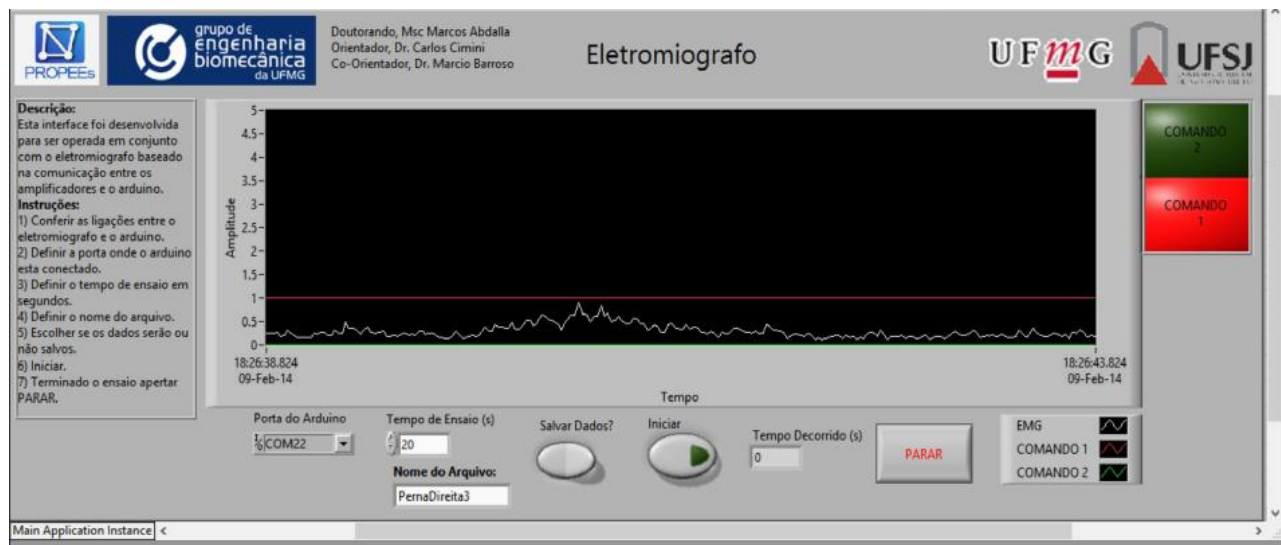


Figura 5. Painel frontal do programa para a leitura do sinal eletromiográfico. A linha em branco é um registro do sinal muscular retificado e integrado no tempo.

3. CONCLUSÃO

A necessidade de manter uma articulação em movimento, após uma intervenção cirurgica ou lesão, levaram ao desenvolvimento da tecnica do Movimento Passivo Contínuo em que a articulação é contraída e estendida. A realização manual do movimento pelo médico ou fisioterapeuta é complicada devido o tempo do exercício o número de repetições e o esforço físico que o terapeuta precisa fazer. Assim foram desenvolvidos vários aparelhos para realizar o movimento. O presente trabalho descreveu a construção de um destes aparelhos de CPM porém com alguma variações visando uma recuperação mais rápida ao paciente. O aparelho proposto, foi desenvolvido para operar durante o tempo em que o paciente não tem condições de movimentar a propria perna (pós-cirurgia) e recuperação em UTI. Além disto o aparelho poderá operar nas fases de retorno ao movimento e no trabalho de ganho de força. O ganho contínuo da força da perna é medida por meio de registros eletromiográficos. Um primeiro protótipo do aparelho está em fase final de montagem.

4. REFERÊNCIAS

- Funk, D.A., Noyes, F.R., Grood, E.S. e Hoffman, S.D., 1991, "Effect of flexion angle on the pressure-volume of the human knee". *Arthroscopy*, 7, (1): pp. 86–90.
- Knapik, D.M., Harris, J.D., Pangrazzi, G., Griesser, M.J., Siston, R.A., Agarwal, S. e Flaningan, D.C., 2013, "The Basic Science of Continuous Passive Motion in Promoting Knee Health: A Systematic Review of Studies in a Rabbit Model", *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 29, No 10 (October): pp 1722-1731.
- Knuttgen H.G. e Kraemer, W.J., 1987, "Terminology and measurement in exercise performance". *Journal of Applied Sports Science Research* 1: 1±10
- Maniar, R.N, Baviskar, J.V., Singhi, T. e Rathi, SS, 2012, "To Use or Not to Use Continuous Passive Motion Post–Total Knee Arthroplasty Presenting Functional Assessment Results in Early Recovery", *The Journal of Arthroplasty* Vol. 27 No. 2, pp. 193-200
- Mikkelsen, C., Werner, S., & Eriksson, E., 2000, "Close kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain exercises for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: A prospective matched follow-up study". *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8, pp.337–342.
- O'Driscoll, S.W., Morrey, B.F., e An, K.N., 1990, "Intra-articular pressure and capacity of the elbow". *Arthroscopy* 6:100-3.
- O'Driscoll, S.W. e Giori, N.J., 2000, "Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application", *Journal of Rehabilitation Research and Development* Vol. 37 No. 2, pp. 179-188.
- Nicola, P., Michael, B., Tony, E. e Robert W. M. van Deursen. 2000, "Outcome and progression measures in rehabilitation following anterior cruciate ligament injury", *Physical Therapy in Sport*, 1, pp.106- 118.
- Rashid, M.R., Ahmad, I.N., Haron, R. e Adnan, R., 2012, "Treatment Effectiveness of Continuous Passive Motion Machine during Post-Operative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Patients", *IEEE Symposium on Humanities, Science and Engineering Research*, pp. 469-473.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer os seguintes órgãos de apoio a pesquisa pelo apoio financeiro: Fundação de Amparo a Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG), Conselho Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento (CNPq) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)

6. ABSTRACT

This paper presents the development of a Continuous Passive Motion (CPM) machine for recovery of patients undergoing treatment after knee surgery. The developed device operates in all phases of patient recovery and not just in the post-surgical.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.