



## UM SISTEMA DE TRAVAMENTO PARA A ARTICULAÇÃO DO JOELHO DE ÓRTESES DE MEMBROS INFERIORES

### **Marko Ackermann**

Escola Politécnica, Universidade de São Paulo  
Av. Prof. Mello Moraes, 2231  
5508-400 Cidade Universitária São Paulo  
macker@usp.br

### **Fabio Gagliardi Cozman**

Escola Politécnica, Universidade de São Paulo  
Av. Prof. Mello Moraes, 2231  
5508-400 Cidade Universitária São Paulo  
fgcozman@usp.br

**Resumo.** *No Brasil aproximadamente 1500 pessoas poderiam utilizar órteses de membros inferiores anualmente. No entanto, apenas 5% desse total as utilizam. Dois dos fatores mais importantes para essa baixa aceitação são o esforço excessivo requerido do usuário e o baixo valor estético da marcha com órtese. Ambos causados, em grande medida, pela realização de todo o ciclo da marcha com a articulação do joelho estendida. Os autores propuseram um dispositivo original (Ackermann; Cozman e Dias, 2001) capaz de promover a flexão do joelho durante a fase de balanço com a utilização de um elemento elástico. O sucesso desse dispositivo depende do desenvolvimento de um sistema de travamento leve, compacto, e de baixo consumo energético. O sistema deve ser capaz de destravar a articulação sob torques elevados e de travar a articulação automaticamente quando esta atinge a posição estendida. Este artigo descreve o desenvolvimento e a construção de um protótipo de travamento que atende aos requisitos mencionados. Este trabalho preenche uma lacuna na literatura em relação a dispositivos de travamento para órteses, porque alia leveza e baixo consumo de energia à capacidade de destravar a articulação sob torques elevados.*

**Palavras-chave:** *sistema de travamento do joelho, órteses de membros inferiores.*

## **1. INTRODUÇÃO**

As órteses simples de membros inferiores (nome em inglês “Knee-ankle-foot orthosis” - KAFO) são prescritas a pacientes paraplégicos com lesão medular torácica baixa e com bom controle dos músculos do tronco. São usualmente projetadas com mecanismos que mantêm a articulação do joelho estendida e travada durante todo o ciclo da marcha.

Os autores propuseram um dispositivo original, descrito de maneira simplificada na Seção 2, cuja finalidade é promover a flexão do joelho durante a fase de balanço da marcha com órtese. No Brasil, 8000 pessoas sofrem lesão medular todo ano, segundo informações aproximadas obtidas na AACD (Associação de Assistência à Criança Defeituosa). Desse total, 1500 poderiam utilizar órteses de membros inferiores, porém apenas 5% delas o fazem. Entre as razões que explicam a baixa popularidade das órteses, encontram-se a baixa funcionalidade e a falta de estética da marcha resultante, ambas decorrentes em grande medida da realização de todo o ciclo da marcha com a articulação do joelho na posição estendida.

Estes dados evidenciam a necessidade de melhoria das órteses atuais através da flexão automática da articulação do joelho. De fato, a marcha com a articulação do joelho estendida requer ações de compensação pelo paciente como a elevação excessiva da articulação do quadril e a abdução lateral da perna (Rose; Gamble, 1998), as quais diminuem sensivelmente a eficiência da marcha (Abdulhadi; Kerrigan e LaRaia, 1996); (Greene e Granat, 2000) e (Kaufman et. al., 1996). Além das potenciais melhorias em termos funcionais advindas da flexão do joelho, de igual importância é a melhoria na estética da marcha, com claras vantagens sociais e psicológicas para o indivíduo. Vantagens fisiológicas adicionais são provenientes da movimentação dos membros inferiores em pacientes paraplégicos.

Espera-se, com este sistema de flexão do joelho, diminuir o esforço requerido do usuário para ambular e aumentar o valor estético da marcha. De fato, simulações do comportamento do sistema (membro inferior) sob a ação do dispositivo proposto e testes preliminares realizados com um paciente paraplégico da AACD, detalhados em (Ackermann; Cozman e Dias, 2001), mostraram a viabilidade da idéia. Observou-se uma melhoria na estética da marcha e uma diminuição do esforço requerido do usuário.

O sucesso desse dispositivo depende da utilização de um sistema de travamento da articulação do joelho leve, compacto, capaz de destravar a articulação do joelho sob a ação de torques elevados e travá-la automaticamente assim que a articulação atinge a posição estendida. O objetivo principal deste artigo é apresentar o sistema de travamento desenvolvido. Até onde sabemos, este sistema preenche uma lacuna na literatura em relação a dispositivos de travamento da articulação do joelho de órteses porque alia leveza e baixo consumo energético à capacidade de destravar a articulação sob torques elevados.

O sistema de travamento compõe-se de uma parte móvel e de um solenóide. A parte móvel é a responsável por travar efetivamente a articulação. O solenóide, quando energizado, desloca a parte móvel de tal forma a destravar a articulação. A articulação do joelho da órtese é travada assim que atinge a posição estendida, sob a ação da força de gravidade. O sistema de travamento apresenta consumo energético reduzido porque uma vez destravada a articulação, não é necessário manter o solenóide energizado para manter a articulação livre. Além disso, o travamento ocorre devido a ação da gravidade assim que a articulação atinge a posição estendida, sem que seja necessário algum tipo de atuação ou sensoriamento. O dispositivo de 200 g é capaz de destravar a articulação sob um torque máximo aplicado de 30 Nm.

Devido às características interessantes do sistema de travamento desenvolvido sua aplicação não se restringe ao dispositivo de flexão da articulação do joelho proposto por estes autores. Uma aplicação para o sistema de travamento desenvolvido seria em órteses de membros inferiores comuns para facilitar a tarefa de destravar a articulação na atividade de sentar. De forma geral, este sistema pode ser aplicado em qualquer projeto de melhoria da funcionalidade de órteses de membros inferiores que requeira que a articulação permaneça livre durante certas fases da marcha e travada durante outras e que requeira o destravamento da articulação sob torques elevados.

Na Seção 2 apresenta-se de forma resumida o dispositivo de flexão da articulação do joelho proposto, contexto no qual se insere o desenvolvimento do sistema de travamento. Na Seção 3 apresenta-se um levantamento de alguns sistemas de travamento existentes na literatura. Na Seção 4 descreve-se o dispositivo de travamento desenvolvido.

## **2. BREVE EXPLICAÇÃO DO DISPOSITIVO DE FLEXÃO DO JOELHO**

O dispositivo de flexão do joelho tem como elemento de atuação direta uma mola responsável por flexionar a articulação do joelho (fornecer energia) no início da fase de balanço. Após a flexão, a mola é desacoplada e o comportamento do membro inferior passa a ser regido por suas inércias até que o joelho se estenda novamente. (Maiores detalhes em (Ackermann; Cozman e Dias, 2001).)

As etapas da fase de balanço da marcha de um paciente usuário do sistema desenvolvido são ilustradas esquematicamente na Fig. (1) e listadas a seguir. A seqüência de eventos listada caracteriza a realização de um passo com cinemática semelhante a da marcha normal.

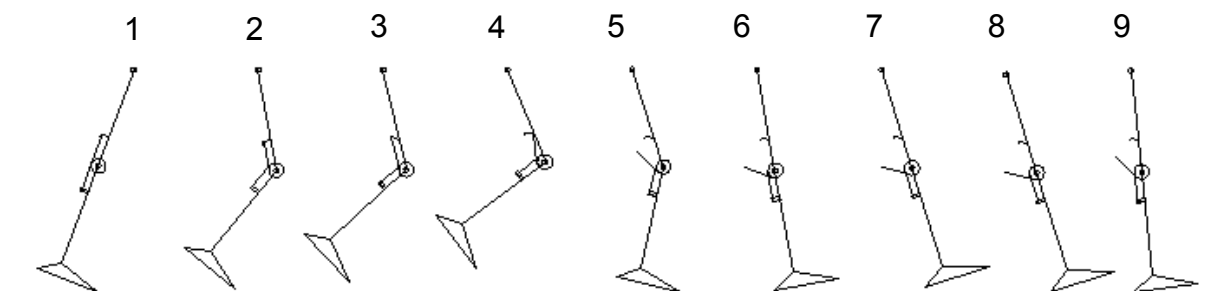


Figura 1. Esquema das etapas da fase de balanço da marcha de um paraplégico usuário do sistema desenvolvido.

- 1-) A articulação do joelho é destravada.
- 2-) Com o destravamento da articulação, o joelho flexiona-se sob a ação da mola. Devido ao efeito do reflexo da flexão do joelho na articulação do quadril, esta também flexiona-se (segmento superior do membro inferior “avança”).
- 3-) Quando a articulação do joelho atinge determinado grau de flexão, a mola é desacoplada e deixa de agir sobre a articulação do joelho.
- 4-) Devido às inércias adquiridas antes do desacoplamento, o joelho e o quadril tendem a continuar flexionando-se até que sob a ação desaceleradora da força de gravidade atinjam seus pontos de máxima flexão.
- 5-) A partir daí o joelho passa a estender-se. Pelo efeito da extensão do joelho, o quadril também passa a estender-se (segmento superior do membro inferior “recua”).
- 6-) O joelho atinge a posição totalmente estendida, com a articulação do quadril ainda flexionada (segmento superior do membro inferior “avançado”). A articulação do joelho da órtese é travada assim que o joelho atinge a posição estendida. A partir do momento em que a articulação do joelho é travada, inicia-se o armazenamento de energia na mola por meio de um motor de corrente contínua.
- 7-) Devido à inércia da parte inferior da perna, após o travamento da articulação do joelho, todo o membro inferior “avança” (articulação do quadril flexiona-se novamente).
- 8-) Apoio do calcanhar no chão e início da fase de apoio.
- 9-) Fase de apoio.

Para que seja possível realizar esse conjunto de movimentos, o sistema de travamento deve manter a articulação destravada nas etapas 1 a 5 e travada nas etapas 6 a 9. De fato, enquanto a maior parte da fase de balanço é realizada flexionando-se a articulação do joelho, a exemplo da marcha normal, a fase de apoio é realizada com a articulação do joelho da órtese travada na posição estendida, como ocorre na marcha atual de pessoas com paraplegia usuárias de órteses. Essa estratégia garante a estabilidade da marcha durante a fase de apoio, em que a perna suporta o peso corporal, e dispensa a utilização de um acionamento para manter a perna estendida. O destravamento da articulação do joelho, para que se inicie a fase de balanço sob a ação da mola, deve ocorrer sob o comando do usuário, e seu travamento, no final da fase de balanço, deve ocorrer automaticamente assim que a perna se estenda. Com a perna estendida e travada, o usuário pode, então, apoiá-la no chão com segurança. O armazenamento de energia na mola, por sua vez, ocorre durante o período em que a articulação do joelho da órtese permanece travada.

Na Fig. (2) ilustra-se parte do protótipo desenvolvido (sem o sistema de travamento) acoplado à órtese de membro inferior de um paciente da AACD com paraplegia nível T12 (lesão medular na altura da décima segunda vértebra da região torácica da coluna).



Figura 2. Foto do dispositivo desenvolvido acoplado à órtese de um paciente paraplégico da AACD. Nesse estado a mola está acoplada (exercendo torque na articulação do joelho) e armazenando energia potencial. A articulação do joelho está travada.

### 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica em busca de sistemas de travamento já desenvolvidos que pudessem ser aplicados no projeto apresentado na Seção 2. Foram encontrados vários sistemas de travamento para a articulação do joelho utilizados em órteses e em braçadeiras de membros inferiores. Seu objetivo principal é proporcionar estabilidade durante a fase de apoio e movimentação livre ou assistida durante a maior parte da fase de balanço.

Em seu trabalho, Gharooni; Heller e Tokhi (2000) propõem um sistema de travamento da articulação do joelho baseado em um freio a disco magnético normalmente travado. Os freios podem ser acionados em qualquer ângulo e o destravamento pode ocorrer quando a articulação é submetida a elevados torques. O travamento mostra-se excessivamente volumoso e pesado. Além disso, o consumo energético é elevado pois o freio deve ficar acionado durante toda a fase de balanço.

Irby et. al. (1999) propõem um travamento que utiliza o princípio de uma embreagem. Uma mola helicoidal enrolada ao redor de um tambor trava a articulação por atrito. Quando uma das extremidades da mola é “puxada” sob a ação de um solenóide, ela se desenrola o suficiente para que o tambor fique livre e a articulação portanto destravada. Este sistema é capaz de travar a articulação em qualquer ângulo e destravá-la sob torque elevado. Apesar de o solenóide permanecer energizado para manter a articulação livre, o consumo é reduzido, mas o dispositivo é ainda grande e pesado.

McGhee et. al. (1978) propõem um sistema de travamento que utiliza um pistão hidráulico e pode impor dois estados à articulação através do acionamento de uma válvula. Em um, a articulação pode tanto flexionar-se quanto estender-se, no outro, a articulação pode apenas estender-se. O primeiro é acionado na fase de balanço e o segundo na fase de apoio. O sistema é bastante volumoso e pesado. Além disso deve-se considerar os problemas decorrentes da utilização de um sistema hidráulico, como a possibilidade de vazamento de fluido, e o torque passivo na articulação causado pelo fluxo de óleo através das válvulas e mangueiras.

Kagaya et. al. (1996) desenvolveram um sistema de travamento composto por um disco fixado à parte inferior da órtese e de um solenóide fixado à parte superior. O núcleo do solenóide possui uma

peça em forma de cunha que se encaixa em um orifício no disco quando a articulação está estendida, mantendo-a travada. O solenóide é energizado apenas para retirar a peça do orifício. Uma vez estando flexionada, a articulação permanece destravada e o solenóide desenergizado. O sistema volta a travar a articulação quando esta atinge a posição estendida, pela ação da gravidade. O sistema não pode travar a articulação em qualquer ângulo, porém é extremamente compacto e consome pouca energia porque o solenóide é acionado apenas por um curto período de tempo para destravar a articulação. O grande problema deste sistema é o fato de apresentar problemas para destravar a articulação quando submetida a torques elevados.

#### 4. SISTEMA DE TRAVAMENTO DESENVOLVIDO

O sistema de travamento tem como requisitos os seguintes fatores:

**a-) Compacticidade** – o sistema deve ser pouco volumoso para não prejudicar a estética do dispositivo. A estética é um fator bastante importante para a aceitação do dispositivo pelo paciente.

**b-) Leveza** – o sistema deve ser leve para não exigir esforço excessivo do usuário e para não prejudicar o comportamento dinâmico da perna do paciente durante a fase de balanço.

**c-) Travamento confiável durante a fase de apoio** - o travamento deve ser capaz de manter o joelho do paciente travado durante a fase de apoio com segurança. O torque máximo de projeto aplicado à articulação do joelho é de 100 Nm. Se a distância do ponto de aplicação da força à articulação for de 20 mm o travamento deve ser capaz de suportar uma força de  $100/0,02 = 5000$  N.

**d-) Destravamento sob a ação de torques elevados** - o sistema de travamento deve ser capaz de destravar a articulação do joelho sob a ação de torques elevados. O torque de projeto para o momento do destravamento é de 30 Nm. Se o ponto de aplicação de força sobre o travamento estiver a 20 mm do eixo da articulação, o travamento deve ser capaz de destravar a articulação sob uma força de  $(30/0,02) = 1500$  N.

**e-) Baixo consumo de energia** - a diminuição do consumo de energia do dispositivo é diretamente traduzido em um aumento de autonomia do dispositivo e/ou numa diminuição do peso das baterias que alimentam o sistema.

O sistema de travamento desenvolvido por Kagaya et. al. (1996), descrito na Seção 3, é o que melhor atende aos requisitos apresentados, devido a sua compacticidade, leveza e baixo consumo energético. Além disso, seu acionamento é bastante simples e o travamento da articulação do joelho ocorre automaticamente por ação da gravidade assim que a articulação atinge a posição estendida, o que dispensa a utilização de sensores que detectam a extensão da articulação. O entrave para sua aplicação no presente projeto é o de que ele não pode ser destravado quando submetido a torques elevados. Isso ocorre devido à força de atrito surgida na interface do orifício do disco com a peça fixa ao núcleo do solenóide.

Seguindo a idéia de Kagaya et. al. (1996) poder-se-ia utilizar o próprio anel disponível em órteses padrão (Fig. (3)), utilizando-se um solenóide para deslocá-lo. O problema mais uma vez, a exemplo do problema com o dispositivo de Kagaya et. al. (1996), é a força de atrito elevada que surge quando se aplica um torque elevado na articulação. Essa força de atrito elevada torna necessária a aplicação de uma força muito elevada para destravar a articulação e portanto a utilização de um solenóide muito grande e pesado, o que inviabilizaria o dispositivo.

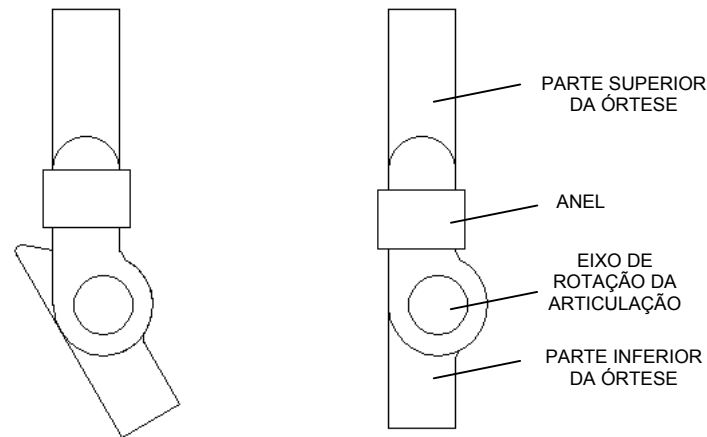


Figura 3. Esquema da articulação de órtese padrão (fabricada pela AACD) com a articulação destravada pelo anel simples à esquerda e travada à direita.

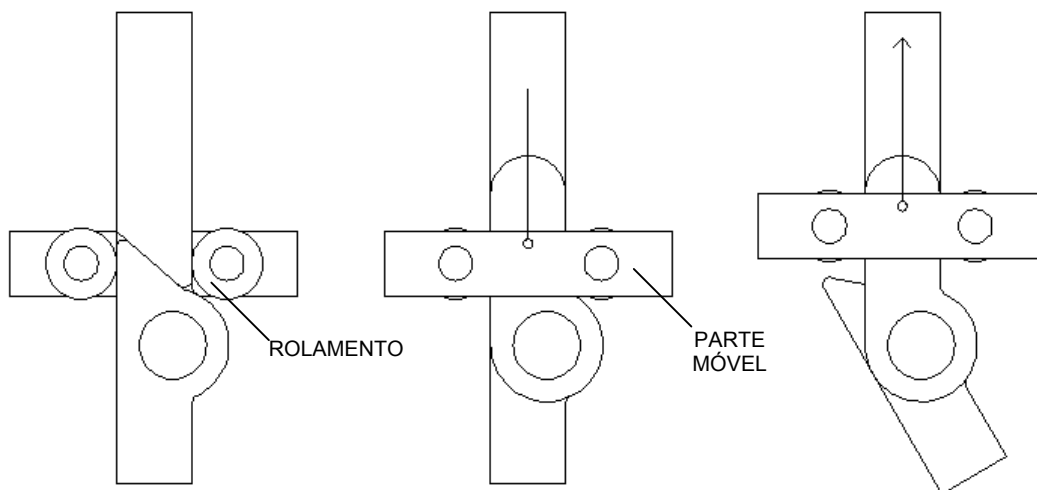


Figura 4. Desenho esquemático da parte móvel do dispositivo de travamento. À esquerda observa-se o dispositivo em corte para visualização dos detalhes internos. Ao centro ilustra-se o dispositivo na disposição em que trava a articulação do joelho da órtese. À direita ilustra-se o dispositivo na disposição em que deixa livre a articulação.

A solução encontrada foi diminuir drasticamente o atrito com a utilização de rolamentos, como esquematizado na Fig. (4). Com esta solução o tamanho e o peso do solenóide necessário para destravar a articulação sob torques elevados são drasticamente diminuídos.

O conjunto móvel apresentado na Fig. (4) foi projetado para suportar um torque máximo aplicado à articulação de 100 Nm. O coeficiente de segurança utilizado foi 2. Para diminuir o peso e o tamanho radial do rolamento escolheu-se um rolamento do tipo agulha.

As características do rolamento do tipo NKI 9/12 da NSK utilizado são:

- Diâmetro externo: 19 mm.
- Diâmetro interno: 7 mm.
- Largura: 12 mm.
- Peso: 17 g.

A força máxima necessária para destravar a articulação é de aproximadamente 11 N. Este valor é atingido para 30 Nm aplicados na articulação e para um erro de paralelismo entre as duas superfícies nas quais se apoiam os rolamentos de  $0,1^\circ$  no sentido de dificultar o destravamento.

Um solenóide da empresa Magnetic Sensor Systems foi o que apresentou o menor peso, 110 g, entre os solenóides capazes de aplicar essa força. Na foto à esquerda da Fig. (5) pode-se observar a corrente que transmite a força aplicada pelo solenóide à parte móvel. Pode-se observar também um apoio para o núcleo do solenóide cuja altura pode ser regulada através de um parafuso. Isso permite

a regulagem da altura da parte móvel quando o solenóide está desenergizado. Uma vez regulada a altura da parte móvel pode-se regular a força exercida pelo solenóide através da alteração da altura da carcaça pela sua translação através dos sulcos mostrados na foto à direita na Fig. (5). A força aplicada pelo solenóide depende fortemente da posição do núcleo em relação à carcaça do solenóide.

Durante testes o dispositivo foi capaz de destravar a articulação sob a ação de um torque máximo de intensidade 30 Nm. O peso total do dispositivo de travamento é de aproximadamente 200 g.

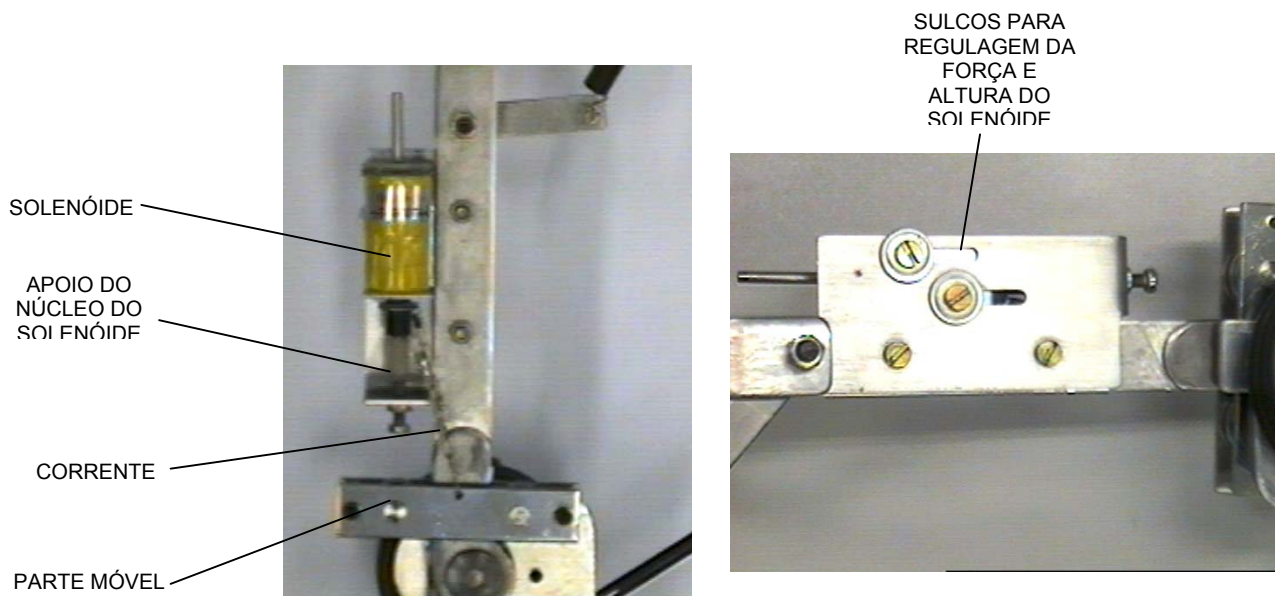


Figura 5. Fotos do dispositivo de travamento. Na foto à esquerda observa-se a parte posterior, que fica ao lado da perna do paciente. Na foto à direita observa-se a parte da frente que fica do lado oposto ao da perna do paciente.

## 5. CONCLUSÃO

Durante o projeto de um dispositivo de flexão do joelho para órteses de membros inferiores (Ackermann; Cozman e Dias, 2001) surgiu a necessidade de se utilizar um dispositivo de travamento capaz de destravar a articulação do joelho sob torques elevados. Diante da ausência de dispositivos leves, compactos e energeticamente conservativos que fossem capazes de destravar a articulação sob torques elevados, foi necessário desenvolvê-lo.

O dispositivo desenvolvido é composto por uma parte móvel e por um solenóide. A parte móvel é a responsável por efetivamente travar a articulação quando esta última se encontra estendida. O solenóide é o responsável por, ao ser energizado, deslocar a parte móvel de tal forma a destravar a articulação. Uma vez destravada e flexionada, a articulação permanece livre mesmo que o solenóide seja desenergizado. A articulação é travada automaticamente, devido à ação da força de gravidade sobre a parte móvel, assim que a articulação atinge a posição estendida.

O protótipo do dispositivo de travamento desenvolvido mostrou-se leve (200 g), compacto, capaz de destravar a articulação sob torques elevados (até 30 Nm) e energeticamente conservativo (o solenóide é energizado apenas por um curto período de tempo para destravar a articulação).

A aplicação do dispositivo não se restringe à aplicação no projeto apresentado em linhas gerais na Seção 2. Este dispositivo poderia ser facilmente adaptado à órteses padrão de membros inferiores para facilitar o destravamento da articulação do joelho na atividade de sentar, a qual requer o destravamento da articulação sob torques elevados. Este sistema pode também ser utilizado com sucesso em projetos de órteses híbridas de membros inferiores que aliam a utilização de órteses à estimulação elétrica dos músculos extensores e flexores das articulações do membro inferior.

## 6. REFERÊNCIAS

- Abdulhadi, H.M., Kerrigan, D.C., Laraia, P.J., 1996, “Contralateral Shoe-Lift: Effect on Oxygen Cost of Walking with an Immobilized Knee”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, pp. 670-672.
- Ackermann, M., Cozman, F.G., Dias, A.S., 2001, “Sistema para Flexão de Joelho Mecanizada em Órteses de Membros Inferiores”, *Proceedings of the 16th Brazilian Congress of Mechanical Engineering*, Vol. 1, Uberlândia, Brazil, pp. 254-263.
- Gharooni, S., Heller, B., Tokhi, M.O., 2000, “Hybrid Spring Brake Orthosis for Controlling Hip and Knee Flexion in the Swing Phase”, *Research Report No. 764*, Department of Automatic Control and Systems Engineering, University of Sheffield, Sheffield, UK.
- Greene, P.J., Granat, M.H., 2000, “The Effects of Knee and Ankle Flexion on Ground Clearance in Paraplegics Gait”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, n. 7, pp. 536-540.
- Irby, E.S., Kaufman, K.R., Wirta, R.W., Sutherland, D.H., 1999, “Optimization and Application of a Wrap-Spring Clutch to a Dynamic Knee-Ankle-Foot-Orthosis”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 7, n. 2, pp. 130-134.
- Kagaya, M.D., Shimada, Y., Sato, K., Asto, M., Iizuka, K., Obinata, G., 1996, “An Electrical Knee Lock System for Functional Electrical Stimulation”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, pp. 870-873.
- Kaufman, R.K., Irby, S.E., Mathewson, J.W., Wirta, R.W., Sutherland, D.H., 1996, “Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis: A Case Study”, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 8, n. 3, pp. 79-85.
- McGhee, R.B., Tomovic, R., Yang, P.Y., MacLean, I.C., 1978, “An Experimental Study of a Sensor-Controlled External Knee Locking System”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, n. 2, pp. 195-199.
- Rose, J., Gamble, J.G., 1998, “*Marcha Humana*”, 2<sup>a</sup> ed., Editorial Premier, São Paulo, 280p.

## A KNEE-LOCKING-SYSTEM FOR LOWER LIMB ORTHOSES

### **Marko Ackermann**

Escola Politécnica, Universidade de São Paulo  
Av. Prof. Mello Moraes, 2231  
5508-401 Cidade Universitária São Paulo  
macker@usp.br

### **Fabio Gagliardi Cozman**

Escola Politécnica, Universidade de São Paulo  
Av. Prof. Mello Moraes, 2231  
5508-401 Cidade Universitária São Paulo  
fgcozman@usp.br

**ABSTRACT.** *In Brazil, approximately 1500 people could use lower limb orthoses every year. However, only 5% actually use them. This rejection rate is mainly due to the lack of gait aesthetics and the excessive effort required from users. Such difficulties are caused to a great extent by the*



*gait with locked knee. The authors have proposed a new device (Ackermann; Cozman; Dias, 2001) that provides knee flexion during the swing phase of the gait by means of an elastic element. The success of this device depends on the development of a light, compact and low energy consumption knee-locking-system. The locking device must be capable of unlock the joint under high torques and lock it automatically when the knee joint reaches its extended position. This article describes the development of a knee-locking-system that meets these requirements. This work is original because it combines lightness and low energy consumption with the capability of unlock the joint under high torques.*

**Keywords:** *knee-locking-system, lower limb orthosis.*