

# DESENVOLVIMENTO DE JOELHO POLICÊNTRICO ATUADO POR PISTÃO MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESE TRANSFEMURAL

THIAGO SILVA ROCHA\*, ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ\*, CLAUDIA PATRICIA OCHOA DIAZ\*, FELIPE SHIMABUKO\*, GEOVANY ARAÚJO BORGES\*

\* *Universidade de Brasília*  
*Brasília, Distrito Federal, Brasil*

Emails: rochasilvathiago@lara.unb.br, antonio.plb@lara.unb.br,  
claudiaochoa@lara.unb.br, felipeshimabuko@tecme.org.br, gaborges@unb.br

**Resumo**— Esse artigo descreve o desenvolvimento de um dispositivo protético transfemural com um joelho policêntrico de impedância variável. O protótipo consiste de uma estrutura de mecanismo de quatro barras atuada por um amortecedor magneto-reológico. São apresentados o projeto do joelho bem como o protótipo recentemente fabricado. Resultados de análise estrutural também são apresentados. O protótipo já passou por testes preliminares realizados com voluntário amputado e as primeiras conclusões são discutidas.

**Palavras-chave**— Robôs assistivos e de reabilitação, prótese robótica, joelho policêntrico, atuador magneto-reológico

**Abstract**— This paper describes the design of a transfemoral prosthetic device with a variable impedance polycentric knee joint. The prototype consists of a four-bar mechanism frame, which is actuated by a magnetorheological (MR) damper. We present the design of the knee as well as the prototype recently manufactured. Results of structural analysis are also shown. The prototype has passed by preliminary tests performed with an amputee volunteer and the first conclusions are discussed.

**Keywords**— Assistive and rehabilitation robots, robotic prosthesis, polycentric knee, magnetorheological actuator

## 1 Introdução

Estima-se que no Brasil a incidência anual de amputações de membro inferior seja de 5,9 para cada 100000 habitantes (Spichler, 2001)<sup>1</sup>, ocorridas por variadas causas e com maior frequência em decorrência de insuficiência vascular periférica, traumas diversos e tumores. Nesse contexto, o desenvolvimento de próteses inteligentes, que sejam capazes de detectar a intenção de movimento do usuário e executar a tarefa pretendida, surge como uma excelente alternativa para promover uma maior qualidade de vida ao paciente amputado, já que estas podem permitir que o paciente execute tarefas comuns como caminhar, subir e descer escadas e rampas com maior facilidade.

É notável o crescimento da variedade de próteses inteligentes no mercado bem como o número de trabalhos científicos em desenvolvimento, entretanto, devido a fatores como altos custos e dificuldade de adaptação do paciente à prótese, ainda é muito incomum a utilização desse tipo de prótese, especialmente no Brasil. De fato, muito embora a maioria dos indivíduos amputados possa ter elevado benefício funcional ao utilizar uma prótese inteligente, a relação custo-benefício atualmente não se justifica no Brasil. Dessa forma, alguns amputados, sobretudo aqueles que não apresentam alto nível de atividade física, acabam por optar por próteses mais simples, até mesmo baseadas em joelhos totalmente passivos.

Este artigo apresenta o desenvolvimento de

uma prótese robótica para amputações transfemorais, enfatizando o projeto mecânico do joelho policêntrico, projetado como um mecanismo de quatro barras, e a estratégia de atuação promovida por um pistão magneto-reológico.

A seção 2 apresenta uma contextualização a respeito dos assuntos gerais envolvidos no projeto de próteses. Em seguida, na seção 3, apresentamos o trabalho desenvolvido em foco nesse artigo, onde mostramos a movimentação policêntrica promovida pelo mecanismo de quatro barras e suas características vantajosas; a atuação do pistão magneto-reológico e a análise estrutural do ponto de vista mecânico do dispositivo. A seção 4 exibe os resultados de dois experimentos preliminares feitos com um voluntário amputado utilizando a prótese. Por fim a seção 5 traz as conclusões do trabalho bem como as perspectivas de trabalhos futuros do projeto.

## 2 Aspectos Gerais do Projeto

"Marcha ou deambulação é um tipo de locomoção de padrão bípede gerado pelo sistema sensório-motor" (Saad, 1997), esta é definição bastante aceita para essa que é uma tarefa funcional humana. Da definição formal, é importante entendermos que o conceito de marcha inclui todo tipo de locomoção bípede. Andar, correr, subir escadas, saltar, são diferentes padrões de marcha. A maioria dessas tarefas envolve um padrão repetitivo chamado ciclo de marcha, que compreende uma passada completa (Perry, 1992), no caso do

<sup>1</sup>Dados obtidos para a cidade do Rio de Janeiro.

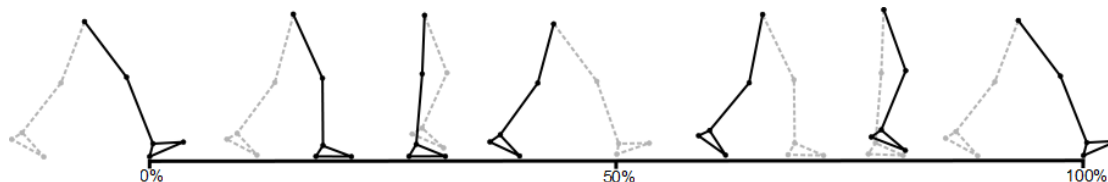


Figura 1: Ciclo de marcha com eventos característicos (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal, pré-balanço e balanço).

andar. O ciclo de marcha, por sua vez, é caracterizado por duas fases distintas funcionalmente, à saber, o suporte e o balanço, cada qual composta de uma seqüência de eventos bem definidos que indicam o estado do ciclo de marcha. A figura 1 mostra um diagrama com as fases e os eventos caracterizantes da marcha vistos em seqüência: contato inicial, destacado pelo instante em que o calcanhar toca o chão; resposta à carga, o momento em que o pé se aplaina com a superfície; apoio médio, quando o peso do indivíduo se descarrega totalmente sobre uma perna; apoio terminal, instante em que o calcanhar deixa o solo; pré-balanço, instante da máxima impulsão com desprendimentos dos dedos do solo; balanço, período em que a perna está livre de carga, indo até o contato inicial da nova passada reiniciando o ciclo.

Uma prótese transfemural típica possui quatro componentes principais: o soquete (ou outro sistema de suspensão), joelho, canela (ou extensor de tíbia) e sistema tornozelo-pé. O soquete é o componente responsável pela conexão entre usuário e prótese, que deve ser finamente ajustado ao paciente de forma que haja distribuição uniforme de pressão, elimine esforço cisalhante e tenha dimensões precisas (Trower, 2006). O joelho protético, deve ser o mais semelhante possível ao joelho natural evitando assim assimetrias durante a marcha. A canela é o componente estrutural de ligação entre o joelho e o sistema tornozelo-pé. Assim como o joelho, o sistema tornozelo-pé protético é o equivalente ao tornozelo e ao pé humanos e, portanto, devem possuir similaridade funcional.

No caso de indivíduos com amputações tranfemorais requer-se de uma prótese que ela garanta condições para que o indivíduo seja capaz de se locomover com segurança, exercendo esforços compatíveis com a intensidade da marcha, com o mínimo desconforto e cosmeticamente aceitável pelo usuário. A intensidade do esforço que o paciente exercerá para se locomover depende diretamente do alinhamento dos componentes da prótese transfemural. Como podemos ver em (Schmalz, 2002) um alinhamento equivocado pode provocar aumento de 13% no consumo de energia pelo usuário. Da mesma maneira um sistema inadequado de suspensão pode trazer riscos de falhas de segurança, como a soltura da prótese, além de aumentar o esforço promovido pelo usuário da prótese. Em (Trower, 2006) vemos que um socket mal

ajustado pode causar problemas graves à saúde do paciente.

### 3 Projeto da Prótese

A prótese transfemural de que trata esse trabalho é composta pelo mecanismo do joelho em desenvolvimento, além de componentes comerciais: pé de carbono 1C30 Trias<sup>®</sup> Ottobock<sup>®</sup>, Alemanha, extensor tibial, acessórios de fixação e soquete para coto femural. A figura 2 exhibe a prótese montada.



Figura 2: Prótese montada

#### 3.1 Mecanismo do joelho

O joelho desenvolvido foi projetado para se movimentar de modo policêntrico, ou seja, uma combinação entre movimento rotacional e translacional entre a tíbia e o fêmur no caso, onde existe um centro instantâneo de rotação que varia ao longo de uma trajetória de acordo com a posição angular (Greene, 1983). Existem diversos arranjos mecânicos que permitem essa característica policêntrica. Nesse trabalho foi utilizado o mecanismo

de quatro barras, onde o comprimento das barras determina a trajetória do centro instantâneo de rotação, localizado na intersecção dos prolongamentos das barras que unem a peça superior do joelho, ligada à coxa, à peça inferior, ligada à canela. Nas figuras 3 e 4 podemos ver em detalhe o mecanismo do joelho em um desenho CAD e no protótipo real, com destaque para as quatro barras (teóricas) e o percurso do centro de rotação conforme a variação do ângulo do joelho.

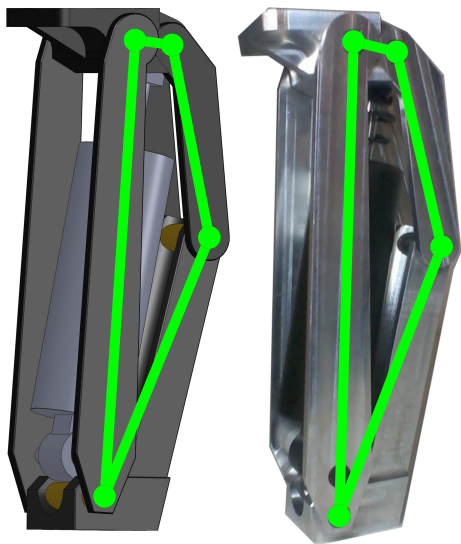


Figura 3: Desenho CAD e protótipo real do mecanismo do joelho com destaque para as barras em verde

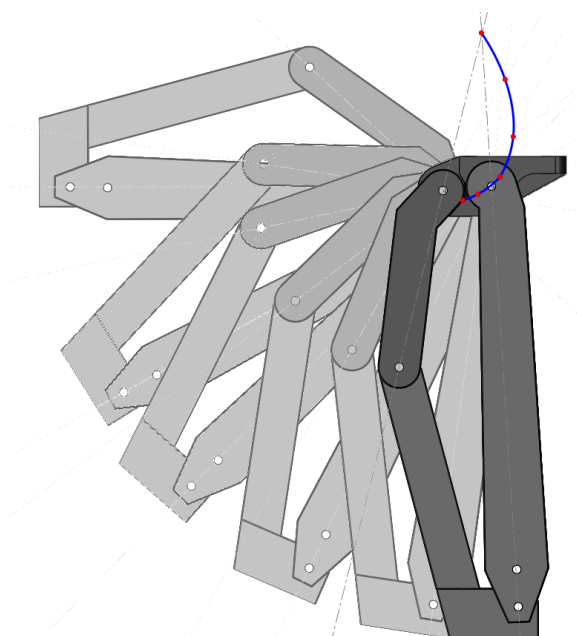


Figura 4: Evolução do centro instantâneo de rotação em função do ângulo do joelho

Essa configuração policêntrica proporciona vantagens funcionais ao paciente amputado. Em (Greene, 1983) e (Pfeifer, 2012) podemos ver que

na fase de apoio a linha de carga - linha teórica que centra os esforços devidos à reação no solo ao peso do indivíduo, que coincide com a linha entre o trocânter (protuberância óssea na parte superior do fêmur) e o tornozelo durante o apoio - quando posicionada anteriormente ao centro instantâneo de rotação garante maior estabilidade e segurança. Não é difícil perceber essa referida segurança ao se observar que nessa situação o peso do paciente tende a hiperestender o joelho, movimento impedido pelo travamento mecânico do joelho. Um efeito adicional é que o travamento mecânico do joelho dispensa esforço muscular ou esforço de atuação para se manter durante o apoio estático. A figura 5 ilustra a situação.



Figura 5: Foto de um paciente amputado utilizando o protótipo ilustrando o posicionamento da linha de carga (em verde) em relação ao centro instantâneo de rotação (ponto de encontro entre as linhas pontilhadas em vermelho).

Outra vantagem é o efeito de encurtamento do comprimento da prótese durante a fase de balanço (Gard, 1996), permitindo uma maior liberação de espaço entre o pé e o chão, o que é importante durante o balanço da perna suspensa. A explicação ilustrativa desse efeito é mostrada na figura 6. Esse efeito é considerado especialmente importante para dispositivos que não dispõem de nenhum atuador que promova um dorsiflexão no pé. Sem o efeito de encurtamento, o paciente deveria promover flexão extra no joelho durante o balanço para evitar o choque do pé protético com o solo durante o período final do balanço.

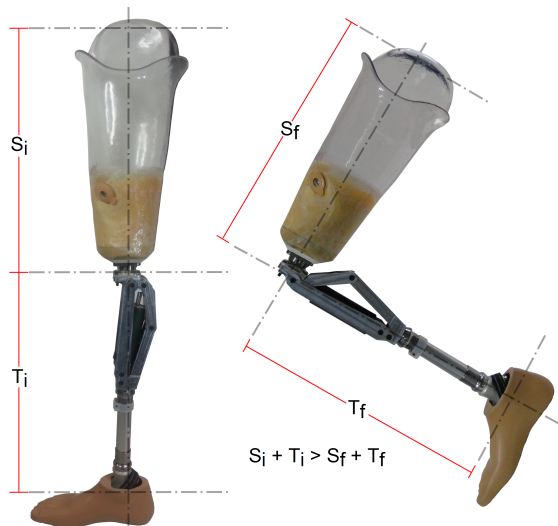


Figura 6: Imagem do protótipo ilustrando o encurtamento do comprimento total da perna durante a flexão

### 3.2 Estratégia de atuação

O atuador utilizado no dispositivo é um amortecedor magneto-reológico no formato de pistão, o LORD<sup>®</sup> RD-8040-1<sup>2</sup>, produzido pela LORD<sup>®</sup> Corporation, que possui a propriedade de variar sua constante de amortecimento com a passagem de uma corrente elétrica (Pang, 1998). Como podemos ver na figura 7, que exibe um diagrama esquemático simplificado do atuador, além da câmara que contém o fluido amortecedor magneto-reológico existe uma segunda câmara contendo um gás pressurizado que é comprimida juntamente com o fluido (Zhu, 2012). A compressão do gás adiciona uma característica de mola ao pistão em série com o amortecimento, além de um offset de pressão ao pistão (Pang, 1998).

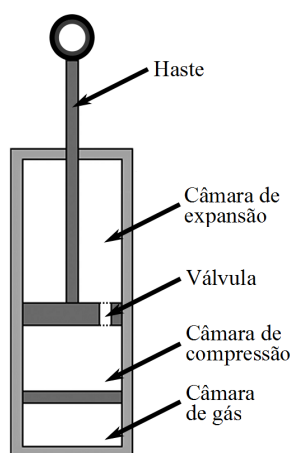


Figura 7: Diagrama simplificado de um pistão magneto-reológico

<sup>2</sup>Gentilmente cedido pela divisão brasileira da LORD<sup>®</sup> Corporation

### 3.3 Análise estrutural do dispositivo

A análise estrutural do dispositivo permite avaliar manutenção da integridade estrutural devido a esforços internos e externos, além de embasar possíveis otimizações do projeto. A referida análise das peças componentes do joelho protético foi realizada por meio da Análise de Elementos Finitos (FEA – sigla em inglês) executada no programa Solidworks<sup>®</sup>. Para o programa realizar as simulações são utilizados como dados de entrada: desenho CAD da peça, material escolhido, restrições dos apoios e as cargas aplicadas.

A simulação não foi realizada como uma montagem completa. Cada peça foi simulada separadamente, sendo as cargas nos apoios transferidas para a peça seguinte, excluindo-se assim as análises de contato entre as peças. Desse maneira, também foram excluídas das análises os acessórios de fixação e eixos, pois o foco foi o comportamento estático de cada componente principal. Como resultado das simulações, foram obtidas figuras representativas das tensões estáticas distribuídas em cada componente individualmente, suas respectivas deformações e deslocamentos.

A análise de cada resultado permite uma visão global dos estado de tensões da prótese, bem como possíveis locais de falha e pontos de otimização do material. Deve-se ressaltar que as análises elaboradas, não refletem a realidade quantitativa da prótese na sua totalidade, pois foram estudos elaborados de forma simplificada e sem análises dinâmicas do mecanismo. A figura 8 exibe os principais resultados obtidos para as tensões de von Mises obtidas para as simulações

A análise elaborada dadas as seguintes restrições: apenas análises estáticas; cada peça foi simulada separadamente; todas as peças foram consideradas engastadas em seu ponto de fixação; a liga de alumínio 7050-T7451 foi o material utilizado; carga externa aplicada de 1000 N; carga total do pistão considerada constante de 100 N.

As tensões apresentadas em todas as peças mostram quais pontos são mais solicitados, por meio da diferença de cores, sendo as regiões com cores mais frias menos solicitadas e as regiões com cores mais quentes mais solicitadas. Nas regiões menos tensionadas, nota-se que pode haver otimizações na geometria, para economizar material e diminuir o peso. Ao contrário, nas regiões de maiores tensões, pode-se trabalhar para aumentar a quantidade de material ou a geometria do componente.

Dado que a tensão limite de escoamento do material escolhido é de 454 MPa (Oliveira, 2011) e as forças aplicadas, pode-se notar que todas peças analisadas não falham estaticamente, mas deve-se fazer mais verificações com outros tipos de restrições e inclusão de análise a fadiga. Estaticamente, também pode-se notar pontos de grande

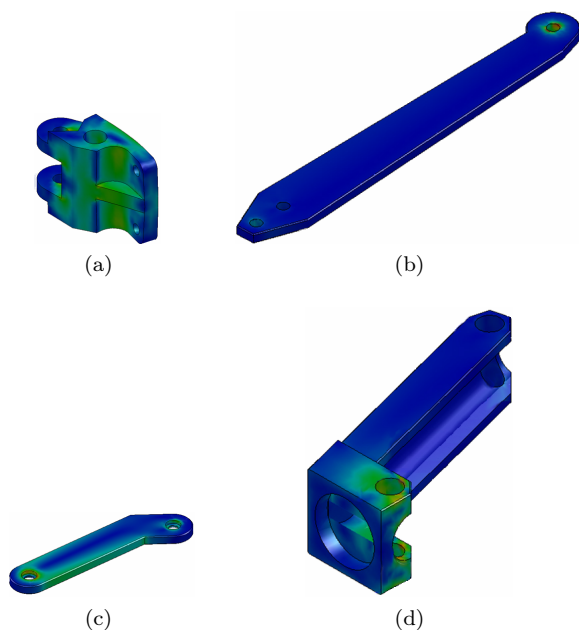


Figura 8: Imagem em escala de cores para as tensões de von Mises para as peças do joelho. (a) Tensões de 0,02 MPa a 7,3 MPa. (b) Tensões de 0,05 MPa a 372 MPa. (c) Tensões de 0,13 MPa a 65 MPa. (d) Tensões de 0,02 MPa a 53 MPa.

concentração de tensão, que podem ser devido a geometria ou as restrições escolhidas.

#### 4 Experimentos Preliminares

Para avaliar melhor o comportamento do protótipo, foram executados dois experimentos qualitativos com o auxílio de um voluntário com amputação transfemoral. O experimentos, aprovados pelo comitê de ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, consistiram em um primeiro momento da utilização do dispositivo em modo passivo pelo voluntário, ou seja, sem nenhum controle do atuador. A figura 9 mostra o paciente caminhando com a prótese.

Qualitativamente a impressão dada pelo voluntário era de que a prótese promovia um caminhar tão seguro e confortável quanto a prótese passiva que ele habitualmente usa, exceto pela alta velocidade que ela promove, principalmente de extensão, caracterizado pelo visível “chute” que o dispositivo apresenta no final da fase de balanço. Dado o fato dessa característica ter sido notada em modo passivo, podemos avaliá-la como positiva já que quando em modo controlado, essa velocidade de extensão poderá amortecida tanto quanto for mais confortável para o usuário.

Em um segundo momento o voluntário caminhou com a prótese ligada a um controlador de corrente em uma esteira e o nível de corrente aplicado pelo controlador foi ajustado manualmente através de um potenciômetro conforme o voluntá-



Figura 9: Fotografia de voluntário amputado caminhando com a prótese em modo passivo

rio caminhava. A figura 10 retrata essa situação.



Figura 10: Voluntário caminhando em uma esteira com a prótese em modo controle manual

Apesar das claras limitações de um experimento com controle manual em tempo real como esse, foi possível observar uma maior naturalidade e conforto no caminhar do voluntário, que chegava a referir como “perfeito” determinados momentos do experimento.

Os experimentos executados, mesmo que bem simples e de caráter apenas qualitativo, demonstram o potencial de uso e segurança ainda em modo passivo, um requisito importante visto que em caso de pane nos sistemas eletrônico, computacional ou até mesmo de atuação, a prótese se comporta no mínimo como uma prótese passiva convencional.

## 5 Conclusões

Este artigo apresenta o desenvolvimento de uma prótese transfemural com foco no projeto do joelho policêntrico atuado por pistão magneto-reológico. O trabalho desenvolvido até aqui permite concluir a viabilidade e usabilidade do dispositivo proposto.

Como próximos trabalhos será feita a integração do sistema sensorial, contando com sensores inerciais de movimento, encoders e células de carga; a integração dos módulos eletrônico/computacionais e a implementação dos algoritmos de extração de informação dos sensores e de controle no computador embarcado.

Por fim agradecemos à FINEP - Agência Brasileira da Inovação pelo financiamento do projeto, à LORD<sup>®</sup> Corporation por ter cedido o atuador magneto-reológico e ao voluntário que vêm trabalhando conosco nos testes de validação da prótese.

## Referências

- Gard, S. A., C. D. S. e. U. J. E. (1996). The influence of four-bar linkage knees on prosthetic swing-phase floor clearance, *Journal of Prosthetics and Orthotics* **8**(2): 34–40.
- Greene, M. P. (1983). Four bar linkage knee analysis, *Orthotics Prosthetics* **37**(1): 15–24.
- Oliveira, R. R. (2011). *Avaliação da tensão residual em alumínio 7050 conformado pelo processo Peen Forming*, PhD thesis, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - Autarquia associada a Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil.
- Pang, L., K. G. M. e. W. N. M. (1998). Analysis and testing of a linear stroke magnetorheological damper, *AIAA/ASME/AHS Adaptive Structures Forum*.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2 edn, Slack Incorporated.
- Pfeifer, S., R. R. e. V. H. (2012). An actuated transfemoral prosthesis with optimized polycentric knee joint, *The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*.
- Saad, M. e. a. (1997). Sinais clínicos associados a prognóstico de marcha em paralisia cerebral espástica, *Revista Brasileira de Postura e Movimento* **1**(1): 5112–5116.
- Schmalz, T., B. S. e. J. R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components, *Gait & Posture* **16**(3): 225–263.
- Spichler, E. R. S., S. D. L. I. F. A. C. e. F. L. J. (2001). Capture-recapture method to estimate lower extremity amputation rates in rio de janeiro, brazil, *Revista Panamericana de Salud Publica* pp. 334–340.
- Trower, T. A. (2006). Changes in lower extremity prosthetic practice, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America - New Advances in Prosthetics and Orthotics* **17**(1): 23–30.
- Zhu, X., J. X. e. C. L. (2012). Magnetorheological fluid dampers: A review on structure design and analysis, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* **23**(8): 839–873.