

MÁQUINA DE ESTADOS PARA UM ATUADOR MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESES E EXOESQUELETOS

State machine for a magneto-rheological actuator for prostheses and exoskeletons

Igor Batista Vieira (1); Gabriel da Fontoura Alves (2); Rafael Milanezi de Andrade (3); Antônio Bento Filho (3); Claysson Bruno dos Santos Vimieiro (4); Marcos Pinotti Barbosa (4)

- (1) Estudante de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória - ES, Brasil.
(2) Engenheiro Mecânico, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória - ES, Brasil.
(3) Dr. Prof., Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória - ES, Brasil.
(4) Dr. Prof., Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte - MG, Brasil.
Email para Correspondência: igor.vieira10@hotmail.com; (P) Igor Batista Vieira

Resumo: Ao longo dos anos, muitas pesquisas têm sido realizadas para desenvolver próteses de joelho que possam compensar a perda do membro saudável, reduzindo os impactos na biomecânica corporal. De uma forma geral, os atuadores para joelho podem ser divididos em três grandes grupos: passivo, semiativo e ativo. Nos sistemas passivos e semi-ativos o indivíduo compensa a falta de torque ativo no joelho com movimentos adicionais do quadril. Próteses passivas, por exemplo, não reproduzem a marcha normal, determinando um gasto de 60% a mais de energia metabólica. Nas próteses micro controladas o sistema de controle de baixo nível é responsável por ajustar os parâmetros da prótese durante o movimento. A marcha é dividida geralmente entre quatro ou cinco subfases de controle. O controlador detecta a fase da marcha e ajusta a impedância mecânica da junta. Contudo, tais parâmetros de impedância podem variar significativamente com o ambiente, tipo de prótese e outros fatores. Este artigo apresenta o controle de torque de um atuador magneto reológico (MR) ativo utilizando uma máquina de estados desenvolvida com o software LabVIEW. O atuador MR é composto por uma unidade motora (motor EC, redutor harmônico e acoplamento MR) montada em paralelo a um freio MR, podendo funcionar como motor, embreagem e freio. Foi usado o sistema de aquisição de dados (DAQ) USB-6003 (National Instruments) para receber os dados lidos dos sensores e controlar o motor EC, o acoplamento MR e o freio MR, considerando os diferentes estados da marcha. Os resultados apresentam a comparação entre o torque de um joelho saudável, o torque produzido no atuador MR e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados, como acontece na prótese Power Knee (Össur). Os resultados indicam que o Joelho MR é promissor para a aplicação proposta.

Palavras chaves: atuador magneto reológico, próteses, exoesqueletos, máquina de estados, controle.

Abstract: Over the years, many researches have been carried out to develop knee prostheses which can compensate for healthy limb loss, reducing the impacts on body biomechanics. In general, knee actuators can be divided into three major groups: passive, semi-



active and active. In the passive and semi-active systems the individual compensates lack of active torque in the knee with additional hip movements. Passive prostheses, for example, do not reproduce normal gait, resulting in an expenditure of 60% more metabolic energy. In micro-controlled prostheses, the low-level control system is responsible for adjusting the parameters of the prosthesis during the movement. The gait is usually split between four or five control subphases. The controller detects the gait phase and adjusts the mechanical impedance of the joint. However, such impedance parameters can vary significantly with the environment, type of prosthesis and other factors. This paper presents the torque control of an active magneto-rheological (MR) actuator using a state machine developed with LabVIEW software. The MR actuator consists of a motor unit (EC motor, harmonic reducer and MR coupling) mounted parallel to an MR brake, and can operate as a motor, clutch and brake. The USB-6003 (National Instruments) data acquisition system (DAQ) was used to receive data read from the sensors and to control the EC motor, MR coupling and MR brake, considering the different states of the gear. The results presents a comparison between a healthy knee torque, the torque produced in the MR actuator and the torque produced if only the motor and reducer were used, as in the Power Knee prosthesis (Össur). The results indicates the MR Knee is promising for the proposed application.

Keywords: *magneto-rheological actuator, prostheses, exoskeletons, state machine, control.*

1 INTRODUÇÃO

De acordo com o Ministério da Saúde, foram realizadas 281.841 amputações de membros inferiores no Brasil no período entre 1992 e 2015. Considerando todas as entradas hospitalares com internação nesse período, tem-se um total de aproximadamente 98 amputações de membros inferiores a cada 100.000 pacientes. Estima-se que as amputações do membro inferior correspondam a 85% de todas as amputações de membros (CARVALHO, 2003; O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). Em 2011, cerca de 94% das amputações realizadas pelo SUS foram no membro inferior. (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Ao longo dos anos, muitas pesquisas têm sido realizadas para desenvolver próteses de joelho que possam compensar a perda do membro saudável, reduzindo os impactos na biomecânica corporal. De uma forma geral, os atuadores para joelho podem ser divididos em três grandes grupos: passivo, semiativo e ativo. Nos sistemas passivos e semi-ativos o indivíduo compensa a falta de torque ativo no joelho com movimentos adicionais do quadril. Próteses passivas, por exemplo, não reproduzem a marcha normal, determinando um gasto de 60% a mais de energia metabólica (KAPTI; YUCENUR, 2006).

Nas próteses micro controladas o sistema de controle de baixo nível é responsável por ajustar os parâmetros da prótese durante o movimento. A marcha é dividida geralmente entre quatro ou cinco subfases de controle. O controlador detecta a fase da marcha e ajusta a impedância mecânica da junta. Contudo, tais parâmetros de impedância podem variar significativamente com o ambiente, tipo de prótese e outros fatores. Sup et al., (2009) dividem o controle da prótese em alto, médio e baixo nível. O controlador supervisor de alto nível reconhece a intenção do usuário com base na interação entre o usuário e a prótese e alterna os controladores de nível médio apropriadamente. Os controladores de nível médio geram



referências para as juntas usando uma máquina de estado finito que modula a impedância das juntas dependendo da fase da marcha. Os torques das articulações para cada modo de atividade, como caminhar, são governados por máquinas de estado finito separadas, que modulam a impedância articular de acordo com a fase da marcha.

Este artigo apresenta uma metodologia de modelagem e o controle do atuador magneto reológico (MR) para joelho de próteses transfemurais.

2 METODOLOGIA

2.1 Funcionamento do Joelho MR

O atuador é composto por duas estruturas principais, externa e interna, que apresentam movimento relativo entre si garantido por um conjunto de rolamentos. A estrutura externa do joelho se conecta a parte inferior da prótese ou ao segmento inferior do exoesqueleto/órtese, enquanto a interna se conecta a parte superior da prótese ou segmento superior do exoesqueleto/órtese, como indica a Figura 1.

A dissipação da energia resultante do processo da caminhada é realizada pelo freio MR, que funciona pelo controle do atrito viscoso do fluido MR. O freio MR é composto por múltiplos discos e parte deles estão conectados à estrutura externa do joelho (discos externos), que por sua vez está conectada ao seguimento inferior. Intercalados com os discos externos estão os discos internos, que se conectam a estrutura interna, a qual está conectada ao seguimento superior, ou seja, os discos internos e externos possuem movimento relativo. O fluido ocupa o espaço entre os discos externos e internos. À medida que o fluido MR sofre ação de um campo magnético externo, criado pela bobina do freio MR, suas partículas começam a formar estruturas colunares paralelas às linhas de fluxo magnético, que alteram as propriedades reológicas do fluido como viscosidade, tensão limite de escoamento entre outras. Assim o fluido pode se comportar como semissólido ou um fluido newtoniano dependendo da ação do campo magnético. Com a aplicação do campo sob o fluido, há maior atrito entre o fluido e os discos, promovendo maior resistência ao movimento relativo entre os discos e, por consequência, entre as estruturas interna e externa.

O torque ativo é produzido pelo conjunto motor EC 60 Flat e redutor harmônico combinado com o acoplamento MR. Os estatores do motor e do redutor são fixos na estrutura interna e a saída do redutor está conectada a parte dos discos do acoplamento, os demais discos estão ligados à estrutura externa do atuador. O acoplamento MR tem o mesmo princípio de funcionamento do freio MR, ou seja, quando o campo magnético é ativado a tensão limite de cisalhamento do fluido aumenta, impedindo o movimento relativo entre os discos. Dessa forma, o torque produzido pelo conjunto motor e redutor é transferido para a estrutura externa do joelho quando o campo magnético do acoplamento é ativado.

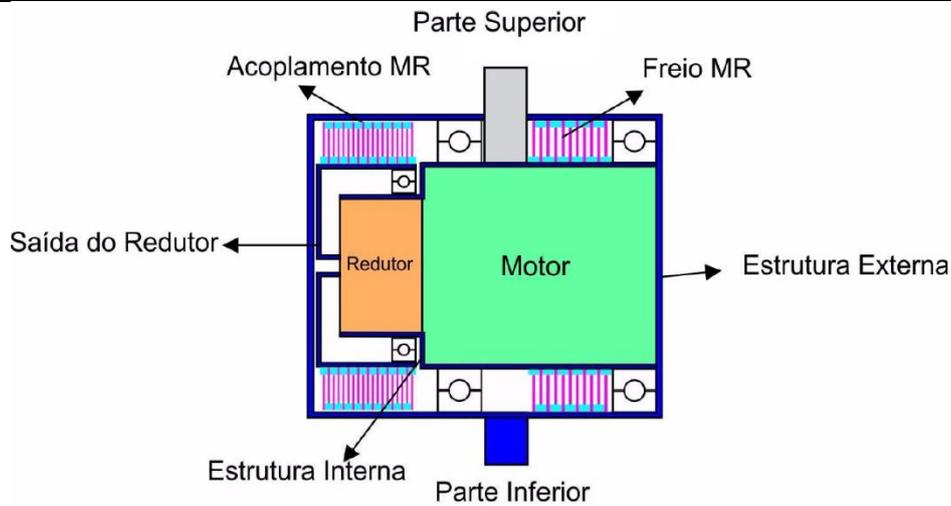


Figura 1. Desenho esquemático do funcionamento do atuador MR

2.2 Modos de operação do Joelho MR

A Figura 2 apresenta os modos de operação do Joelho MR durante a caminhada no solo. Na fase de apoio acontecem os maiores esforços no joelho a baixas velocidades, enquanto que na fase de balanço as velocidades são elevadas e os esforços moderados. O joelho exerce torque resistivo quando o pé toca o solo no início do ciclo e exerce torque ativo na fase de apoio médio, quando é necessária contração concêntrica do quadríceps para elevar o centro de gravidade do corpo e impedir que o pé contralateral, em fase de balanço, toque o solo. Na fase de balanço o joelho pode se articular livremente ao se projetar a perna para frente. Em próteses ativas esses modos de funcionamento são reproduzidos por motores elétricos, porém algumas dessas condições de operação determinam um elevado consumo de energia (MA et al., 2017).

No modo de operação proposto para o Joelho MR, o motor, responsável pelo maior consumo de energia, é usado apenas no momento em que o torque ativo é necessário (modo de operação II), que acontece entre 15% e 50% do ciclo da marcha, necessário para elevar o centro de gravidade do corpo. Quando exigido torque resistivo, apenas o freio MR é utilizado (modo de operação I), diferente de Chen e Liao (2010) e Guo e Liao (2012), em que também é necessário bloquear o giro do motor, provocando maior gasto energético. O acionamento reverso do moto-redutor é limitado pela sua inércia. O acoplamento MR é usado para desacoplar a estrutura externa da saída do moto-redutor permitindo o movimento da articulação do joelho. Assim, nos casos em que não é necessário torque ativo ou passivo, por exemplo, na fase de balanço da perna, motor, acoplamento e freio não são ativados e o joelho gira livremente (modo de operação III), permitindo maior economia de energia e maior velocidade angular da articulação da prótese.

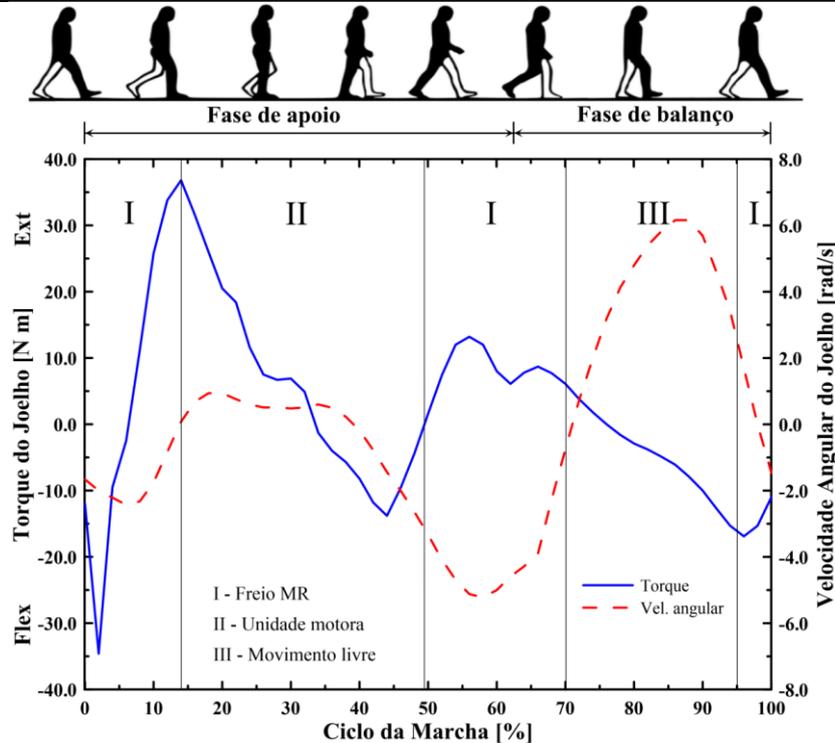


Figura 2. Modos de operação do Joelho MR durante a caminhada

3 MODELAGEM

3.1 Modelagem experimental

O torque do acoplamento/ freio MR apresenta comportamento linear em relação à variação da corrente elétrica na bobina e condição inicial nula. Nessas condições é possível usar uma função de transferência para representar o comportamento da saída $T(s)$ em função da entrada $U(s)$, como indicado pela Eq. (1).

$$\frac{T(s)}{U(s)} = \frac{K_{MR}}{1 + \frac{L_C}{R_C} s} e^{-s\tau} \quad (1)$$

onde K_{MR} é a constante de torque do acoplamento/freio MR em função da tensão na bobina, L_C é a indutância da bobina e R_C a resistência da bobina. A resposta de torque em malha aberta à entrada de tensão na bobina do acoplamento e freio MR foi obtida utilizando a bancada experimental descrita em Andrade et al. (2017). Foi aplicado um degrau de tensão de 5V com duração de 0,8s, e o experimento foi realizado 3 vezes para cada sistema. Os dados coletados nos experimentos e o modelo indicado na Eq. (1) foram utilizados para avaliar as funções de transferência do acoplamento e do freio MR. Uma vez avaliada a resposta de posição e a resposta de torque no acoplamento e freio MR, torna-se necessário avaliar a capacidade do atuador produzir torque ativo adequado para a função.

O experimento foi realizado com o driver ESCON 70/10 operando no modo controle de corrente de malha fechada. O setpoint de corrente foi determinado por um sinal de tensão de 0 V a 10 V vindo do sistema de aquisição de dados USB-6003, através da interface de comandos. O motor EC 60 flat foi considerado uma fonte de torque ativo, apresentando torque de saída proporcional à corrente de entrada. O acoplamento MR foi alimentado com 2,0A, para transmitir todo torque produzido pelo motor; o freio MR não foi alimentado. Um degrau de corrente de 1,0 A foi aplicado no motor no instante 1,0s com duração de 1,8s, o experimento foi realizado três vezes.

A função *ident* do software MATLAB calculou as funções de transferência com melhor representatividade (Tabela 1).

Tabela 1. Função de transferência do acoplamento, freio MR e moto-reductor

Sistema	Função de Transferência
Acoplamento MR	$\frac{T(s)}{U(s)} = \frac{3,171}{1 + 0,0286s} e^{-8.3E-03s}$
Freio MR	$\frac{T(s)}{U(s)} = \frac{2,527}{1 + 0,0310s} e^{-8.5E-0,3s}$
Moto-reductor	$\frac{T(s)}{U(s)} = \frac{3,69}{1 + 0,0310s}$

3.2 Modelagem experimental da posição angular do Joelho MR

A unidade motora do Joelho MR foi testada na bancada para avaliar a capacidade de o conjunto produzir movimento ativo. O driver ESCON 70/10 foi configurado para operar o motor no modo controle de velocidade em malha aberta e em malha fechada usando como feedback a velocidade lida pelo sensor de efeito Hall do motor. A posição angular na saída foi monitorada com um potenciômetro de 50kΩ de 10 voltas.

Após o experimento, foi usada a função *ident* do software MATLAB para identificar a função de transferência entre a entrada de tensão no driver e a saída de posição. Considerando a resposta da função de transferência com um polo em -p e um polo em zero, como normalmente é feito em controle de posição de motores elétricos CC, a função de transferência $G(s)$ indicada pela Eq. (2) foi calculada com 93% de correspondência.

$$G(s) = \frac{24,141}{s(1 + 0,32018s)} \quad (2)$$

4 CONTROLE

4.1 Controle de torque do acoplamento e freio MR

Três controladores PI foram sintonizados para cada subsistema, considerando uma resposta rápida e estável. Os parâmetros dos controladores implementados são mostrados na Tabela 2.

Tabela 2. Parâmetros dos controladores

Parâmetros	Acoplamento MR	Freio MR	Moto-redutor
Kp	0,501	0,974	0,730
Ki	15,8	20,04	14,61
Tempo de subida [ms]	20	12	41
<i>Overshoot</i> [%]	0	5.75	0

4.2 Controle de posição do motor e redutor do atuador

A sintonia do controlador foi feita usando a função *pidtool* do software MATLAB. Foi implementado um controlador, cujos parâmetros são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Parâmetros do controlador.

Parâmetro	Valor
Kp	0,60076
Ki	0,067068
Tempo de subida [s]	0,275
<i>Overshoot</i> [%]	50

5 MÁQUINA DE ESTADOS PARA CONTROLE DO ATUADOR MR

A máquina de estados do Joelho MR foi desenvolvida na ferramenta LabVIEW tomando como base os modos de operação acoplamento/freio MR e motor, alternando quando solicitado. Para diminuir os atrasos do sistema e conseqüentemente aumentar a velocidade de resposta, foi implementado a leitura e armazenamento na memória RAM do arquivo de torque correspondente a ação desejada do sistema. Em ambos estados, o valor armazenado do torque de referência armazenado na matriz é subtraído do valor do torque atual, o erro resultante é usado como entrada no controlador do subsistema. O fluxograma exemplificado na Figura 3 apresenta de forma simplificada como acontece o fluxo de dados da máquina de estados.

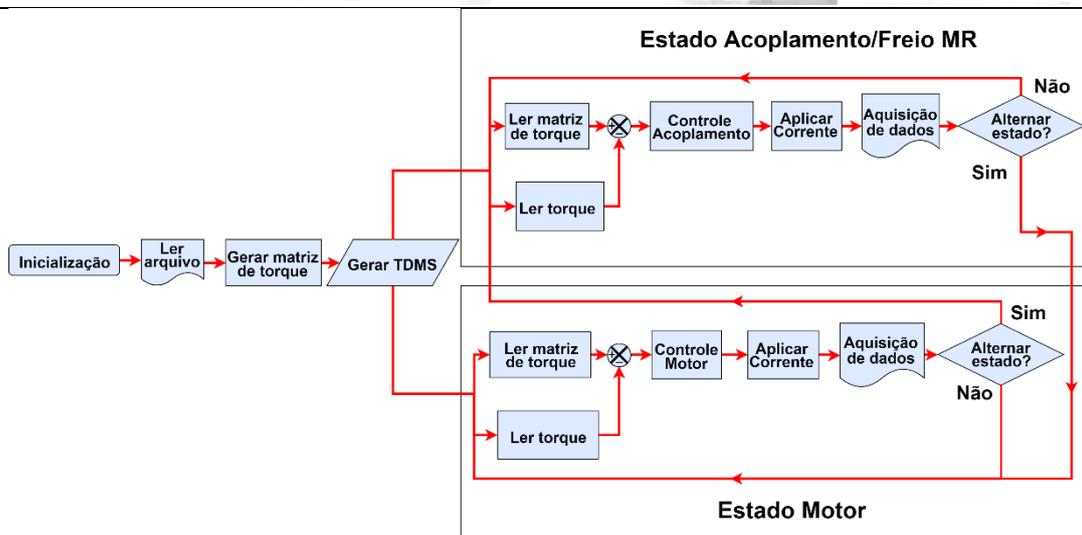


Figura 3. Fluxograma da máquina de estados

A programação da máquina de estados foi desenvolvida no LabVIEW, seguindo as boas práticas de programação do software. A programação foi feita de forma modular desde a inicialização até a troca de estados. Cada módulo é responsável por um subsistema da máquina de estados, como por exemplo, leituras analógicas e controle. Cada um deles acessa o *data cluster*, que carrega e atualiza todos os dados do sistema. Na Figura 4 é apresentada a tela do estado Motor. É possível verificar na figura os módulos e seu sequenciamento.

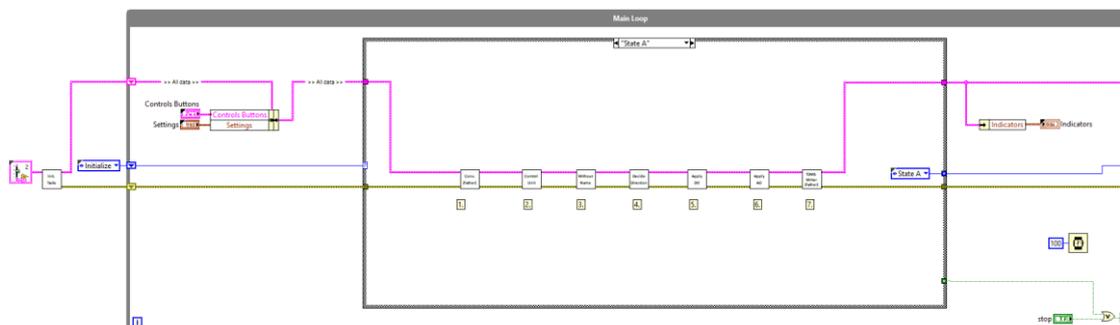


Figura 4. Tela da máquina de estados no estado Motor

O módulo responsável pelo controle do sistema, *Control Unit*, verifica se o controle será realizado de forma automática ou manual, acessa os ganhos definidos pelo usuário e consecutivamente acessa os parâmetros necessários para que a ação de controle seja calculada. Para o sistema desenvolvido, os parâmetros acessados pelo módulo são os definidos pelos tópicos 4.1 e 4.2, modelados para controle de torque e controle de posição, respectivamente. Em cada estado do Joelho MR é disposto uma unidade de controle com seus parâmetros definidos individualmente pelo usuário. É disposto na Figura 5 o fluxo de dados do módulo.

Ao obter a ação de controle na saída do controlador PID, os módulos subsequentes acessam a variável e implementam as alterações no sistema para que o valor de referência seja atingido. Ou seja, a saída PID retorna um valor de corrente para o controlador do acoplamento e freio

MR, e um valor de posição, para o controlador do moto-reductor do atuador. A partir da variável de controle, caso seja necessário, o sistema altera a direção de saída, habilita ou desabilita portas digitais, e após todas as modificações necessárias, altera efetivamente o valor da variável de controle. Por fim, é realizada a aquisição de dados do sistema para avaliação do controle geral, tomando como base desde tempo de resposta até custo energético.

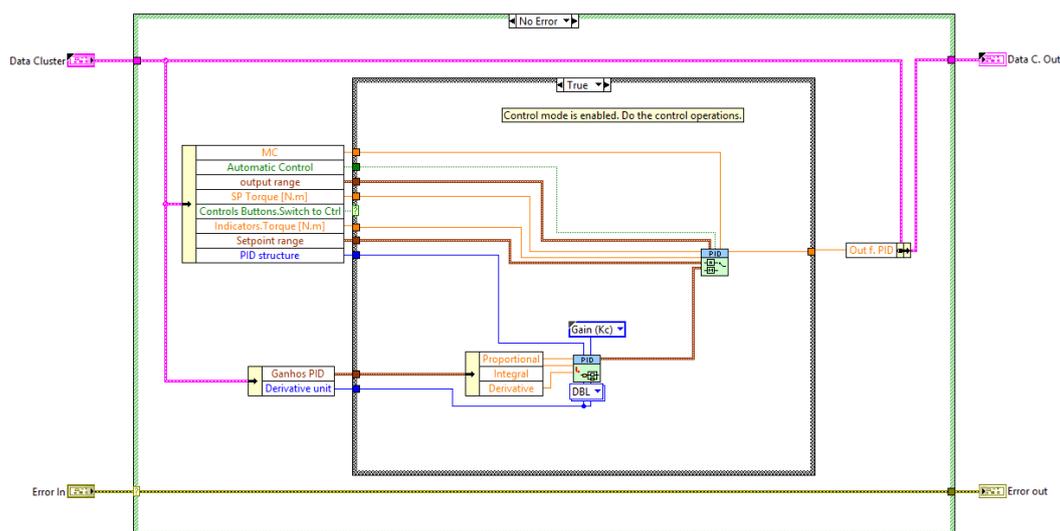


Figura 5. Módulo: Control Unit (Unidade de controle) da máquina de estados

Os resultados experimentais foram usados para simular o controle de torque do Joelho MR e estimar o consumo de energia durante a marcha. Como entrada de referência do sistema foi usado o torque medido em um joelho saudável durante o ciclo da marcha, retirado de Kapti e Yucenur (2006). Foi usado um controlador de estados finitos para fazer a transição entre a unidade motora e o freio MR. A condição de transição entre freio e a unidade motora é o tempo de um ciclo da marcha. A unidade motora é usada apenas entre 15% e 50 % do ciclo. Nas demais subfases da marcha são necessários torques resistivos, que são desenvolvidos pelo freio MR, ou movimento livre.

A Figura 6 apresenta a comparação entre o torque do joelho saudável durante a marcha (linha magenta), o torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e reductor fossem utilizados (linha ciano), como acontece na prótese Power Knee (Össur).

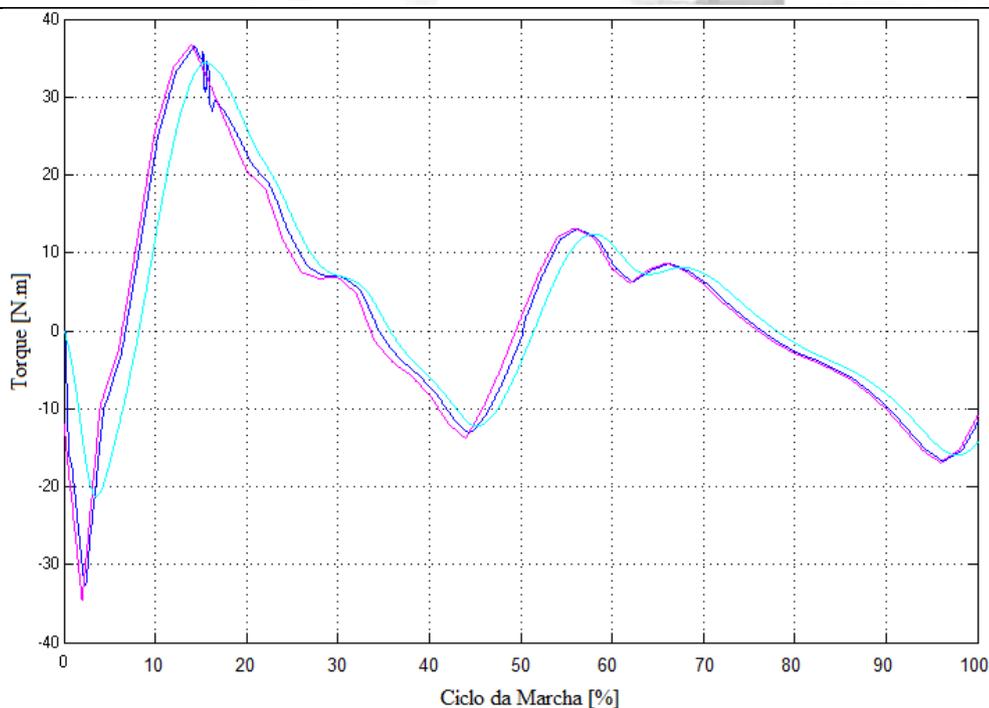


Figura 6. Figura 7. Comparação entre o torque do joelho saudável (linha magenta, KAPTI; YUCENUR, 2006), torque produzido no Joelho MR (linha azul) e torque produzido se somente o motor e redutor fossem utilizados (linha ciano)

Após a avaliação da resposta de torque do sistema, foi estimado o consumo de energia do Joelho MR e comparado com o consumo de energia se somente motor e redutor fossem usados para mover a articulação, como acontece na prótese Power Knee (Össur).

A Figura 7 apresenta a comparação entre a estimativa de consumo de energia durante um passo do Joelho MR (linha azul) e o consumo de energia se somente o motor com redutor fossem utilizados para mover o joelho (linha magenta).

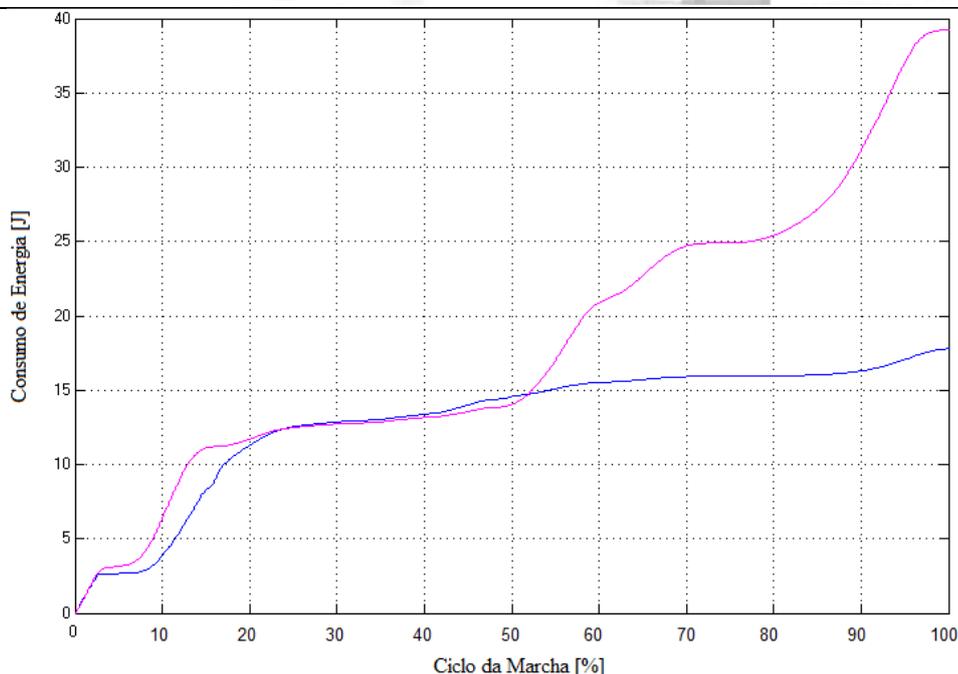


Figura 7. Comparação entre o consumo de energia do Joelho MR (linha azul) e da energia consumida se somente o moto-redutor fosse utilizado (linha magenta)

6 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES:

A resposta do freio MR é mais rápida que a do motor e redutor (linha ciano), como esperado. Como descrito anteriormente, a condição de operação mais rápida é no início do ciclo da marcha, quando o calcanhar toca o solo, o quadríceps necessita contrair excêntrica para desacelerar a flexão do joelho e absorver o choque do contato. O controlador para o freio MR foi implementado para atender a essa solicitação, com tempo de subida de apenas 12 ms. No momento de transição entre o freio MR e a unidade motora, em 15% da marcha, é possível observar uma pequena oscilação da resposta do sistema. Essa transição deve ser melhor investigada quando o controle final do sistema estiver sendo implementado, para evitar desconfortos no usuário.

Em relação ao consumo de energia, caso o movimento do joelho fosse executado apenas pelo conjunto moto-redutor o consumo de energia durante um passo seria de 39,2J, 2,2 vezes maior do que o consumo do Joelho MR durante um passo (17,8 J). O resultado indica que a proposta de utilizar a unidade motora apenas quando a contração concêntrica do quadríceps é necessária e o freio MR nos demais instantes da marcha, reduz significativamente o consumo de energia do sistema. A configuração proposta para o Joelho MR mostra-se mais eficiente energeticamente do que a configuração da prótese Power Knee, Össur, única prótese ativa disponível no mercado, e de alguns joelhos de exoesqueletos que utilizam o motor em todas as subfases da marcha.

Os resultados indicaram que o atuador é promissor para aplicação em próteses transfemorais, provendo resposta adequada e um gasto energético menor se comparado a outros



joelhos de próteses e exoesqueletos. Em experimentos futuros a máquina de estados desenvolvida será utilizada para que o Joelho MR possa ser utilizado para diferentes modos de operação, por exemplo subir e descer escadas.

7 AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o auxílio financeiro da FAPES (Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo, TO 0480/2015, No. 67637574/15).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- Andrade, R., Vieira, I. B., Fontoura, G., Filho, A. B., Vimieiro, C., Test Bench to Experimental Modeling of an Magneto-Reological Actuator for Knee Prostheses and Exoskeletons, 10.26678/ABCM.COBEM2017.COB17-0313, 2017;
- Andrade, R. M, Bento Filho, A. , Vimieiro, C. B. S., Pinotti, M. Optimal design and torque control of an active magnetorheological prosthetic knee. 2018. *Smart Mater. Struct.* <https://doi.org/10.1088/1361-665X/aadd5c>
- Carvalho, J. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole, 2003.
- Chen, J. Z., And Liao, W. H., Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces, *Smart Mater. Struct.* ,v. 19, 035029, (10pp), 2010;
- Guo, H. T., And Liao, W. H., A novel multifunctional rotary actuator with magnetorheological fluid, *Smart Mater. Struct.*, v. 21, 065012, (9pp), 2012;
- IBGE. Censo Demográfico 2010. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/imprensa/ppts/00000008473104122012315727483985.pdf>. Acessado em: 03 out. 2015;
- Kapti, A.O., Yucenur, M.S., Design and control of an active artificial knee joint. *Mechanism and Machine Theory* v. 41, p. 1477–1485, 2006;
- Ma, H., Chen, B., Qin, L., Liao, W.-H. Design and testing of a regenerative magnetorheological actuator for assistive knee braces. *Smart Mater. Struct.* v. 26, 035013, 2017.
- Ministério da saúde. Diretrizes de atenção à pessoa amputada, 2013. Disponível em: http://bvsm.s.saude.gov.br/bvs/publicacoes/diretrizes_atencao_pessoa_amputada.pdf. Acessado em: 29 nov. 2015;
- O'sullivan, S.; Schmitz, T. Fisioterapia Avaliação e Tratamento. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004;
- Sup, F.; Varol, H. A.; Mitchell, J.; Withrow, T. J.; GOLDFARB, M., Preliminary evaluations of a self-contained anthropomorphic transfemoral prosthesis, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 14, No. 6. pp. 667-676, 2009.