

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

ANÁLISE TÉRMICA DE UM ATUADOR MAGNETO-REOLÓGICO PARA JOELHO DE PRÓTESES E EXOESQUELETOS DE MEMBROS INFERIORES

Rafhael Milanezi de Andrade, rafhael.andrade@ufes.br^{1,2}
André Palmiro Storch, andre.pstorch@gmail.com¹
Antônio Bento Filho, antonio.bento@ufes.br¹
Claysson Bruno dos Santos Vimieiro, claysson@demec.ufmg.br^{2,3}
Marcos Pinotti Barbosa, pinotti@demec.ufmg.br²

¹ Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Espírito Santo, Avenida Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras, 29075-910, Vitória, ES, Brazil.

² Laboratório de Bioengenharia, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

³ Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Av. Dom José Gaspar, 500, Coração Eucarístico, 30535-901, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Resumo: Fluidos magneto reológicos (MR) são materiais inteligentes que têm suas propriedades reológicas controladas por um campo magnético induzido. Os fluidos MR são utilizados em muitas aplicações, tais como, amortecedores de estruturas, suspensão de veículos, válvulas, próteses, entre outros. Um atuador magneto reológico associa um motor a um freio e/ou acoplamento que utiliza fluido MR. Dessa forma, o atuador MR possui características multifuncionais. Como o joelho humano possui características ativas e resistivas, o atuador MR pode ser adaptado para substituir ou auxiliar tal articulação de forma satisfatória. Por outro lado, a estabilidade, o controle e a vida útil de fluidos magneto reológicos dependem criticamente de suas características térmicas. Ao se atingir certo limite de temperatura, os aditivos do fluido se deterioram rapidamente e a viscosidade do fluido de base muda, provocando alterações irreversíveis do fluido MR. O objetivo deste trabalho é realizar a análise térmica de um atuador magneto reológico para próteses transfemorais e exoesqueletos, verificando o nível de aquecimento do atuador, para não causar deterioração no fluido MR e desconforto ao usuário do dispositivo. É analisado o caso em que o torque transmitido pelo joelho é controlado para reproduzir a marcha humana aplicando um campo magnético na região de encapsulamento do fluido MR, gerando uma tensão de cisalhamento que varia com a intensidade do campo. A tensão de cisalhamento resultante causa geração de calor, aumentando a temperatura do fluido durante a operação. Outras fontes de calor são as bobinas que geram os campos magnéticos, os rolamentos, o motor e o redutor harmônico que compõem o dispositivo. Os resultados indicam que o atuador MR não apresenta aquecimento excessivo e poderá ser utilizado nas funções propostas sem risco de degradação do fluido ou desconforto para o usuário.

Keywords: Fluido magneto-reológico, atuador magneto-reológico, análise térmica.

1. INTRODUÇÃO

Segundo o Censo Demográfico 2010, no Brasil existem 45.606.048 de pessoas deficientes, cerca de 23,9% da população brasileira. A deficiência motora é a segunda maior causa de deficiência na população brasileira com 13.273.969 pessoas, ou seja, 6,96% da população brasileira. Por outro lado, 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 e Schmitz, 2004). Na tentativa de minimizar as dificuldades enfrentadas pela população deficiente, muitos pesquisadores têm despendido esforços ao longo dos anos para desenvolver equipamentos como próteses e exoesqueletos mais adequados para cada situação. Entretanto, apesar dos avanços, ainda existem limitações para o uso desses dispositivos. Em relação aos exoesqueletos, as principais

dificuldades enfrentadas estão relacionadas ao peso e o elevado consumo de energia (Bogue, 2015, Cestari et al. 2015). Tais equipamentos precisam estar ligados direto à rede elétrica ou carregar pesadas baterias para suprir o consumo de energia dos motores, atuadores e demais dispositivos. Segundo Cestari et al. (2015), o desenvolvimento de atuadores de baixo peso e consumo de energia é algo grande importância para aumentar a viabilidade do uso dos exoesqueletos.

De uma forma geral os atuadores, podem ser divididos em três grandes grupos: passivo, semiativo e ativo (Martinez-Villalpando e Herr, 2009; Geng et al., 2012; Abreu e Ribeiro, 2014). Os dispositivos passivos não permitem o controle do nível de amortecimento e não requerem uma fonte de energia para sua operação, são projetados para cada tipo de aplicação e não permitem ajustes de desempenho (Martinez-Villalpando e Herr, 2009). Os dispositivos semiativos apenas dissipam energia por meio de amortecedores controláveis (Lauwerys et al., 2002). Nesse caso, amortecedores com fluido MR apresentam ótima eficiência (Yang, 2001; Sung e Choi, 2008). Já os dispositivos do tipo ativo são capazes de suprir e dissipar energia de forma controlada (Martinez-Villalpando e Herr, 2009; Geng et al., 2012). Apesar das desvantagens das próteses semi-ativa e passiva, o número de próteses ativas ainda é pequeno e apenas a Power Knee™ (PK, Ossur, Islândia) está disponível no mercado. Além disso, os atuadores para joelhos de exoesqueletos ainda precisam ser aprimorados para reproduzir a marcha de forma adequada a um baixo consumo de energia. Filho et al., (2014), Garcia et al., (2011) e Martinez-Villalpando e Herr, (2009) propõem o uso de atuadores lineares com elemento elástico serial (SEA) entre o fêmur e a tíbia. Essa configuração apresenta características como tolerância a impactos, baixa impedância de saída mecânica e armazenamento passivo de energia mecânica. Entretanto são dispositivos pesados com alto consumo de energia, dificultando sua utilização em próteses ou exoesqueletos. Chen e Liao (2010) e Guo e Liao (2012) desenvolvem dispositivos magneto-reológicos multifuncionais que poderiam ser utilizados em próteses e exoesqueletos, contudo os protótipos apresentam algumas limitações. Em Chen e Liao, (2010) o conjunto motor, redutor e atuador é grande e pesado demais para ser usado em uma prótese ou exoesqueleto. Em Guo e Liao (2012), apesar das dimensões adequadas, o torque de saída é insuficiente para essas aplicações.

Por outro lado, fluidos magneto-reológicos (MR) são soluções coloidais formadas por até 50% do seu volume de micro partículas magneticamente polarizadas misturadas com um óleo inerte, geralmente à base mineral ou à base de silicone. Quando o fluido é submetido a um campo magnético externo, suas partículas começam formar estruturas colunares paralelas às linhas de fluxo magnético; esse comportamento altera as propriedades reológicas do fluido, como viscosidade, tensão limite de escoamento e outras, de forma reversível e proporcional ao campo magnético; o tempo de resposta é na ordem de milissegundos (Yang, 2001). Devido a estas características, os fluidos MR são utilizados no desenvolvimento de dispositivos para muitas aplicações na engenharia e na indústria: suspensões dos veículos (Sung e Choi, 2008), embreagens (Kavlicoglu et al., 2006) freios (Nguyen and Choi, 2010); amortecimento de vibração estrutural (Takashi e Sano, 2005); prótese inteligente (Carlson et al., 2001; Dong et al., 2005, 2006); e outros. Os dispositivos MR, normalmente apresentam baixo consumo de energia e baixa relação peso-torque resistivo, podem ser de grande utilidade para desenvolver atuadores de próteses e exoesqueletos, aumentando a eficiência energética de tais dispositivos (Chen e Liao, 2006). As propriedades do fluido MR dependem fortemente da temperatura, por esta razão, o fluido mostra diferentes desempenhos com a variação de temperatura (Chen et al., 2015). A viscosidade do fluido muda com a variação da temperatura, o que resulta em variação da tensão de cisalhamento do fluido MR. Os fluidos MR utilizam aditivos para diminuir a velocidade de sedimentação e aumentar a dispersão das partículas no fluido (Wang et al., 2014). No entanto, tais aditivos são igualmente sensíveis à variação de temperatura, alguns decompõem-se ao atingir cerca de 100 °C. A operação cíclica sob a alta e baixa temperatura pode conduzir a alterações irreversíveis no fluido MR. Ela pode causar a redução das propriedades reológicas e des controle da tensão de cisalhamento pela influência da aglomeração do material sob condições de campo magnético (Chen et al., 2015). Alguns trabalhos na literatura apresentam metodologias para avaliar como essas propriedades mudam com a temperatura. Chen et al. (2015) propuseram uma montagem experimental para a avaliação de uma transmissão MR (que funciona no modo de cisalhamento do fluido MR) sob diferentes temperaturas, obtendo-se um conjunto de curvas de torque e temperatura com diferentes entradas de corrente. Zipster et al. (2001) propuseram uma montagem experimental que analisa o fluido MR no modo de fluxo, sob diferentes temperaturas. Wang et al (2014) fizeram uma caracterização completa do fluido MR, sob diferentes temperaturas.

Diante do exposto nota-se que, apesar dos avanços e pesquisas em tecnologia assistiva e das pesquisas na área, ainda é necessário desenvolver atuadores específicos para muitas das aplicações. Neste trabalho é apresentada a análise térmica de um atuador magneto-reológico a ser usado em juntas rotativas de joelhos de próteses e exoesqueletos. É verificado o nível de aquecimento do dispositivo, para não causar deterioração no fluido MR e desconforto ao usuário. O torque transmitido pelo joelho é controlado para reproduzir a marcha humana aplicando um campo magnético na região de encapsulamento do fluido MR. A tensão de cisalhamento resultante da aplicação do campo magnético causa geração de calor, aumentando a temperatura do fluido durante a operação. As outras fontes de calor analisadas são as bobinas que geram os campos magnéticos, os rolamentos, o motor e o redutor harmônico que compõem o dispositivo. Os resultados indicam que o atuador MR não apresenta aquecimento excessivo e poderá ser utilizado nas funções propostas sem risco de degradação do fluido ou desconforto para o usuário.

2. DIMENSIONAMENTO DO SISTEMA MR

O torque na saída do sistema MR segue o equacionamento de um fluido escoando entre discos com movimento angular relativo, apresentado na equação abaixo:

$$T = \int_{r_i}^{r_o} \tau_{MR} r_D dA \quad (1)$$

Onde τ_{MR} é a tensão de escoamento do fluido MR, r_D é considerado o raio do disco e A é a área efetiva de contato entre os discos e o fluido. A área de contato pode ser descrita em termos do número de gaps (N), e do raio dos discos internos e externos. Além disso, o fluido MR se comporta como um fluido plástico ideal ou plástico de Bingham quando está sob efeito de um campo magnético. Então a equação anterior pode ser reescrita como.

$$T = 2N\pi \int_{r_i}^{r_o} (\tau_Y + \mu_{MR}\dot{\gamma}) r_D (r_D dr_D) = 2N\pi \left[\frac{\tau_Y}{3} (r_o^3 - r_i^3) + \frac{\omega\mu_{MR}}{4h} (r_o^4 - r_i^4) \right] \quad (2)$$

Onde τ_Y é a tensão limite de cisalhamento do fluido relacionada ao campo magnético aplicado, obtida a partir do catálogo do fabricante, μ_{MR} é a viscosidade do fluido e $\dot{\gamma}$ representa a taxa de cisalhamento do escoamento escrita em função dos raios, espessuras dos gaps (h) e da velocidade angular (ω) dos discos.

A tensão limite de cisalhamento do fluido é 33 kPa e as propriedades do fluido são fornecidas pelo fabricante. O torque calculado produzido pelo sistema MR é de até 90 Nm. O torque mínimo resistivo necessário para a caminhada normal é cerca de 35 Nm e o pico máximo de torque necessário para outras atividades, tais como, descer escadas é de até 90 Nm (Riener et al., 2002).

De modo a assegurar o correto funcionamento do atuador, é importante determinar o tamanho das bobinas responsáveis por criar o campo magnético necessário na área de fluido. A bobina em questão é do tipo multicamadas com fio AWG 25 de cobre esmaltado enrolada em um núcleo de aço carbono SAE 1020.

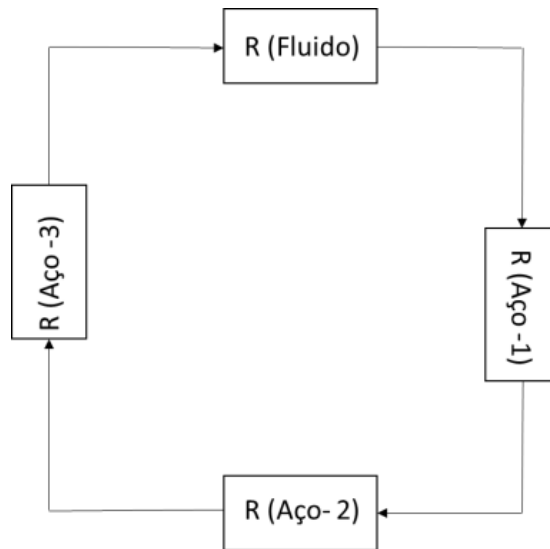


Figura 1. Circuito equivalente de relutâncias

O circuito magnético é concebido de acordo com o esperado quando é aplicada uma corrente. O circuito relutâncias é mostrado na Figura 1. Uma vez que os componentes do circuito são ligados em série, é possível assumir que o fluxo magnético é uniforme, e com a densidade de fluxo magnético na área de fluido como um parâmetro de projeto, o fluxo magnético do circuito pode ser expresso como:

$$\phi = \pi (r_o^2 - r_i^2) B \quad (3)$$

O número de voltas da bobina é calculado como:

$$NI = \phi \sum R_i \quad (4)$$

Onde N é o número de voltas da bobina, ϕ é o fluxo magnético, I é a corrente de entrada, B é o campo magnético e R_i é a relutância de cada item. É importante ressaltar que todos estes procedimentos são válidos apenas se nenhum elemento no circuito atinge a saturação magnética. Uma simulação do campo magnético pelo método dos elementos finitos (FEM) é realizada para avaliar tal condição e validar os cálculos anteriores. Usando ANSYS Workbench, um

modelo axissimétrico 2D é criado para representar a bobina e as outras partes relevantes do circuito magnético. Esta metodologia é utilizada por outros autores antes da fabricação de dispositivos MR (Grunwald e Olabi, 2008; Chen e Liao, 2010; Guo e Liao 2012).

O modelo dinâmico do atuador foi construído a partir dos dados do protótipo digital para executar uma simulação no intuito de verificar seu comportamento dinâmico, largura de banda e validar as configurações do projeto. As equações do modelo dinâmico do atuador são descritas para controle em malha fechada de torque. O modelo de motor de corrente contínua é apresentado como na literatura e, para simplicidade do modelo, todas as conexões são consideradas rígidas. A entrada do sistema é o torque medido em um joelho saudável durante um passo da marcha humana, proposto através dos experimentos de Kapti e Yucenur (2006). O tempo é a condição de transição escolhida entre as funções do dispositivo para essa análise inicial, uma vez que aproxima bem o que de fato acontece na marcha humana.

3. MODELO TÉRMICO DO ATUADOR

De acordo com o *Key Information* da Maxon para os motores DC e EC as perdas do motor são divididas em perdas por fricção, devido à potência mecânica P_{mec} , e em perdas por Efeito Joule P_J do enrolamento (que possui resistência R). Nos motores EC, as perdas no ferro são tratadas como torque de fricção. Portanto, o balanço de potência pode ser tratado como:

$$P_{el} = P_{mec} + P_J \quad (5)$$

em que P_{el} é a potência elétrica do motor. A geração por efeito Joule no motor é dada por:

$$P_J = R \cdot I_{mot}^2 \quad (6)$$

onde I_{mot} é a corrente de entrada no motor. As propriedades térmicas do motor são dadas pelo catálogo da Maxon para o motor *EC 60 flat* é utilizado o modelo 408057.

A resistência térmica é obtida experimentalmente, onde o motor é montado em uma placa vertical de plástico. A metodologia é descrita em Craiu et al. (2010), a fim de se reproduzir as condições de resfriamento padrão.

De acordo com Cengel (2002), pode-se prever a temperatura teórica da carcaça do motor, quando as superfícies livres estão submetidas ao ar, expressa como

$$P_J = \frac{T_s - T_\infty}{R_{th2}} \quad (7)$$

Em que T_s é a temperatura da superfície, T_∞ é a temperatura ambiente adotada como 25 °C, e R_{th2} é a resistência térmica entre a superfície e o ambiente dada pelo fabricante, que também pode ser descrita pela equação (Cengel 2002):

$$R_{th2} = \frac{1}{h_{comb} A_s} \quad (8)$$

Em que h_{comb} é o coeficiente de transferência de calor combinado de convecção e radiação, e A_s é a área da superfície de transferência de calor. Rearranjando a Eq. (8), o valor do coeficiente $h_{comb} = 1,7164 \times 10^{-5} \text{ W/mm}^2 \text{ K}$ é obtido.

No intuito de validar o modelo do motor EC 60 a ser utilizado no atuador, é conduzida uma simulação da temperatura estacionária do motor, apresentada na Figura 2. A superfície externa do motor atinge a temperatura máxima de 51,12 °C em cerca de 7200s, muito próxima da temperatura obtida pelo cálculo de T_s através da Eq. (7) (51,15 °C), validando o método utilizado.

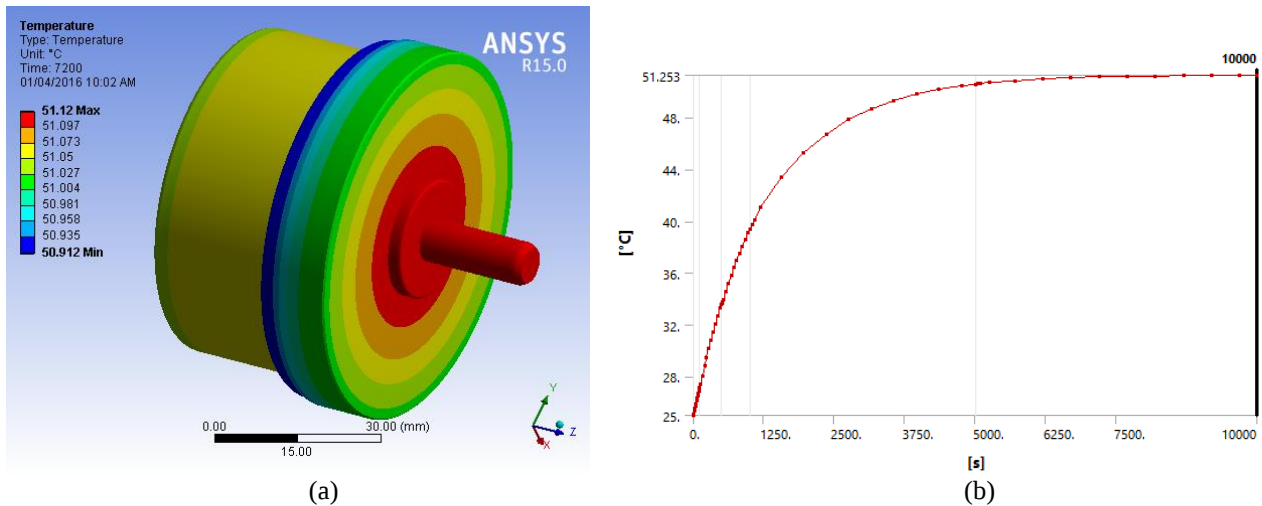


Figura 2. Simulação da temperatura externa do motor nas condições nominais. (a) Distribuição da temperatura após 2h. (b) Variação da temperatura do motor com o tempo.

A condição de trabalho do motor é intermitente. A sua corrente varia de acordo com a necessidade da marcha humana, sendo representada graficamente na Figura 3.

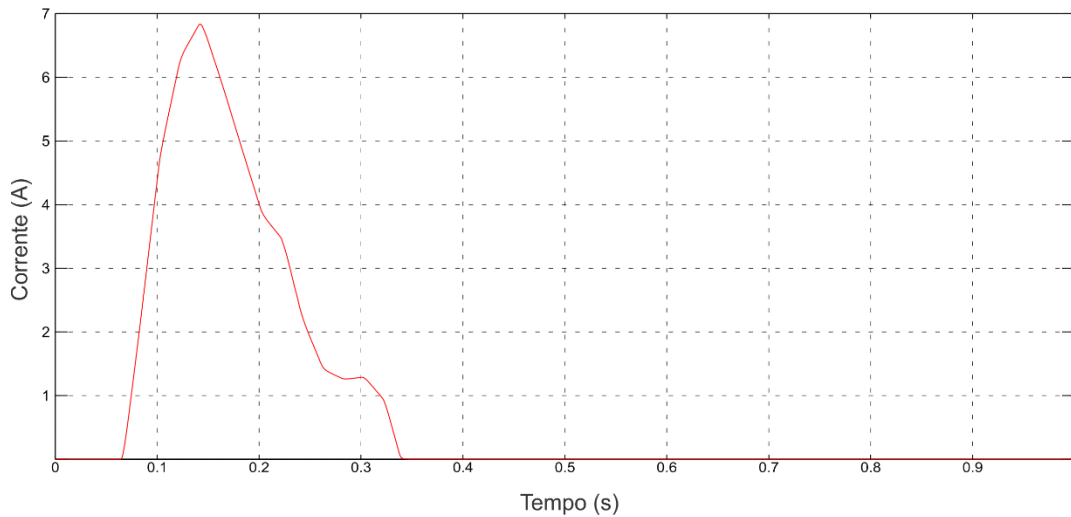


Figura 3. Variação da corrente de entrada no motor durante um ciclo da marcha humana.

Para trabalhos intermitentes, a Maxon recomenda que seja usada a corrente média, I_{RMS} , do ciclo. Simulando novamente o motor, porém com uma geração de calor relativa à I_{RMS} do ciclo da marcha, obtém-se uma temperatura constante de 28,86°C após 2h.

Com relação ao redutor harmônico, segundo o *datasheet* da Harmonic Drive para o CSG-14-100-2a, a geração de calor é na ordem de 1,04 W.

No sistema MR, o acoplamento tem torque ou velocidade angular nulos, alternadamente. Como a potência dissipada em forma de calor no fluido está relacionada ao cisalhamento sofrido com transmissão de torque, o acoplamento não apresenta geração de calor no fluido.

Por outro lado, a condição de cisalhamento/escorregamento, sempre presente no freio MR, gera calor no fluido MR e é a mais crítica de todo o sistema. O fluido utilizado, MRF-132G, possui uma temperatura de trabalho recomendada entre -40 e 150 °C, segundo o fabricante. Entretanto, Chen et al. (2015) relatam que há uma redução da tensão limite de cisalhamento do fluido MR em temperaturas de cerca de 100 °C, devido à deterioração de alguns dos seus aditivos. Por essa razão, é seguro limitar a temperatura de trabalho do fluido MR a 100 °C. Segundo Wang et al. (2015), a geração de calor devido à condição de deslizamento é dada por

$$\dot{\Phi}_d = \frac{T\omega}{V_f} \quad (9)$$

onde $\dot{\Phi}_d$ é a geração volumétrica de calor no fluido, T e ω são o torque e a velocidade angular, respectivamente, da perna em relação ao joelho, e V_f é o volume do fluido.

Wang et al. (2015) descrevem a perda de potência elétrica por efeito Joule na bobina:

$$\dot{\Phi}_C = \frac{I^2 R_C}{V_C} \quad (10)$$

onde $\dot{\Phi}_C$ é a geração volumétrica de calor em cada bobina, I é a corrente que passa pelo fio, R_C é a resistência do fio, e V_C é o volume da bobina.

Os demais componentes a serem modelados são os rolamentos e as superfícies livres de convecção do atuador. De acordo com o catálogo de rolamentos da NTN, o atrito dos rolamentos se torna uma causa de geração de calor que deve ser levada em conta. A Eq. (11) descreve a geração de calor aplicada aos rolamentos.

$$\dot{\Phi}_B = \frac{0.105 \times 10^{-3} \mu P d \Delta \omega}{2V_B} \quad (11)$$

Em que $\dot{\Phi}_B$ é a geração volumétrica de calor no rolamento, μ é o coeficiente de atrito dado pelo *datasheet* do fabricante, P é a carga à que o rolamento está submetido, ω é a velocidade angular, d é o diâmetro interno do rolamento, e V_B é o volume do rolamento.

A convecção natural e a radiação também são consideradas nos demais componentes, as quais as superfícies em contato com o ar estão expostas. O coeficiente de transferência de calor h_T , composto pela radiação e convecção natural é dado por

$$h_T = h_c + h_r \quad (12)$$

em que h_c é o coeficiente de convecção natural e h_r é o coeficiente de radiação de calor. Referindo-se à Wang et al. (2015), o valor adotado é $h_T = 9,7 \text{ W/(m}^2 \text{ °C)}$.

A modelagem 3D do atuador é mostrada na Figura 4. A fim de reduzir o tempo de processamento, foi simulada uma parte correspondente a 1/360 do atuador. O elemento tetraédrico não estruturado foi utilizado para a malha do modelo. Considerando as diferenças dimensionais dos componentes do atuador, foram adotados diferentes tamanhos de malha, com o intuito de se obter uma precisão aceitável dos resultados com tempo de processamento reduzido. Os tamanhos da malha para as regiões do fluido MR e para as regiões dos demais componentes foram de 0,25mm e 2mm, respectivamente. Os valores das condições de contorno são dados na Tabela 1.

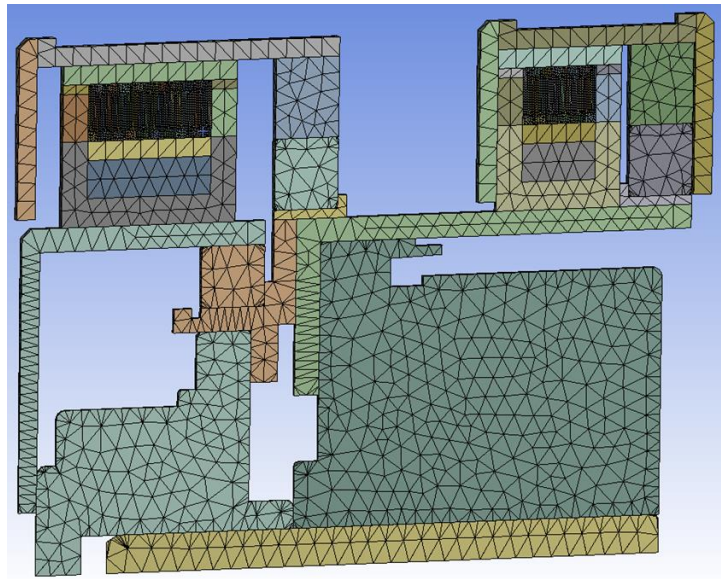


Figura 4. 1/360 do modelo, utilizado para reduzir tempo de processamento.

Tabela 1. Valores das condições de contorno da simulação.

Parâmetro	Valor
Geração de calor do motor	$7,8347\text{e-}6 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do redutor	$3,8300\text{e-}5 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor da bobina	$1,0908\text{e-}5 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor dos rolamentos maiores	$3,9843\text{e-}7 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do rolamento menor	$4,5072\text{e-}7 \text{ W/mm}^3$
Geração de calor do fluido MR	$1,0300\text{e-}3 \text{ W/mm}^3$
Coefficiente de transferência de calor do motor ¹	$1,7164\text{e-}5 \text{ W/mm}^2\cdot^\circ\text{C}$
Coefficiente de transferência de calor dos componentes restantes ¹	$9,7000\text{e-}6 \text{ W/mm}^2\cdot^\circ\text{C}$

¹temperatura ambiente = 25°C

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A simulação do comportamento térmico do joelho MR quando submetido ao regime de funcionamento necessário para uma longa caminhada é apresentado na Figura 5.

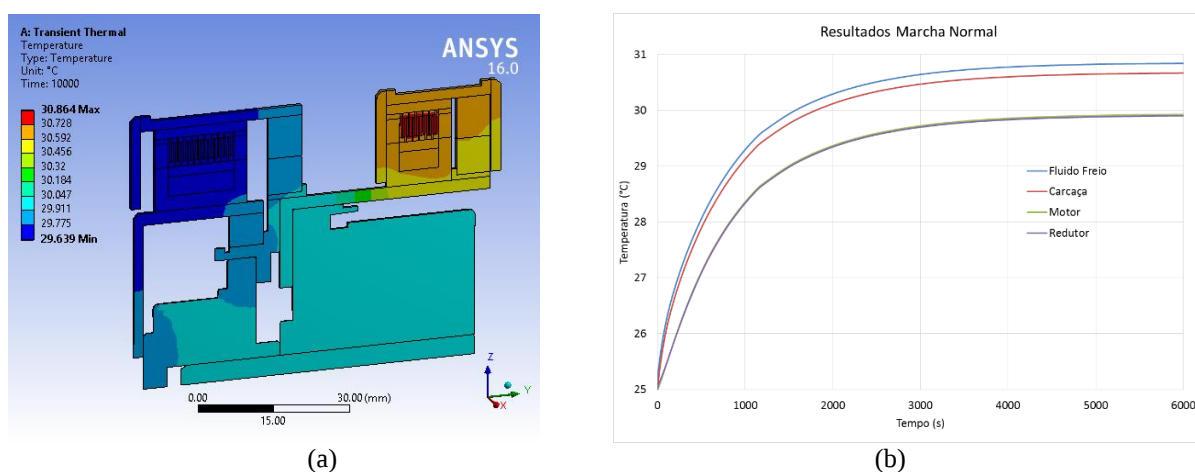


Figura 5. Resultados da simulação para o atuador. (a) Distribuição da temperatura após 1000s. (b) Variação da temperatura de componentes do atuador com o tempo.

A temperatura inicial do atuador e do ambiente é de 25 °C. A temperatura do fluido MR deve ser avaliada com cuidado, devido à baixa temperatura máxima em que pode ser submetido quando comparado às demais partes do atuador (aço 1020, liga de alumínio, cobre). Segundo Chen et al. (2015), uma temperatura de operação entre 0~100 °C não apresenta influência significativa na viscosidade e tensão limite de cisalhamento do fluido MR. Apesar de o fabricante mencionar uma temperatura de operação de até 150 °C para o fluido MR utilizado (MRF-132DG), é seguro limitar a sua temperatura de operação à 100 °C.

De acordo com os resultados da simulação apresentada, a temperatura máxima atingida no estado estacionário foi de 30,864°C na região do fluido MR, bem abaixo da temperatura limitante de 100 °C. A máxima temperatura atingida no motor e redutor harmônico, 29,94°C e 29,92°C, respectivamente, estão dentro do limite de trabalho apresentado nos catálogos, até 125°C e 120°C, respectivamente. A máxima temperatura atingida na superfície do atuador é de 30,68°C, não danosa à pele humana (Moritz e Henriques Jr., 1947), validando o projeto do atuador.

5. COMENTÁRIOS FINAIS

Este trabalho apresenta a análise térmica de um joelho magneto-reológico para próteses e exoesqueletos de membros inferiores. A configuração proposta é concebida para desempenhar uma marcha adequada com um baixo consumo de energia. É apresentado ainda o modelo térmico para os componentes do atuador MR. Motor, redutor, sistema MR e rolamentos são modelados para avaliar o comportamento térmico do joelho quando submetido a uma longa marcha. Os resultados indicam que as temperaturas máximas atingidas em cada componente estão dentro das tolerâncias estabelecidas nos catálogos e nenhum dano é causado a seus componentes, ao fluido MR e ao usuário. Trabalhos futuros serão conduzidos para continuação do desenvolvimento do projeto, dentre eles, a construção de um protótipo físico e testes de desempenho.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer o auxílio financeiro da FAPES (Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santo) e da UFES (Universidade Federal do Espírito Santo).

Os autores agradecem também a RevalMetalmecânica Ltda. por fornecer recursos e mão de obra para começar a construir o dispositivo.

Os autores gostariam de agradecer especialmente ao Professor Marcos Pinotti Barbosa por suas grandes contribuições.

7. REFERÊNCIAS

- Abreu, G. L. C. M. e Ribeiro, F. A., 2014, Modelagem matemática de um amortecedor com fluido magnetoreológico, CONEM 2014;
- Bogue, R., 2009, Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 36 Iss: 5. p.421 – 427.
- Carvalho, J., 2003, Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. São Paulo: Manole.
- Carlson, J. D., Matthis, W. and Toscano, J. R., 2001, Smart prosthetics based on magnetorheological fluids, *Proc. SPIE*, 4332, 308–16;
- Cestari, M., Sanz-Merodio, D., Arevalo, J. C., Garcia, E., 2015, An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons. *IEEE/ASME Transactions On Mechatronics*, Vol. 20, No. 2, April 2015. p. 889-898.
- Cengel, Y. A., 2002, *Heat Transfer: A Practical Approach*, Second Edition. McGraw-Hill.
- Chen, J. Z.; Liao, W. H., 2006, A leg exoskeleton utilizing a magnetorheological actuator. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. p. 824-829.
- Chen, J. Z., and Liao, W. H., 2010, Design, testing and control of a magnetorheological actuator for assistive knee braces, *Smart Mater. Struct.*, 19, 035029, (10pp);
- Chen, S., Huang, J., Jian, K., Ding, J., 2015, Analysis of Influence of Temperature on Magnetorheological Fluid and Transmission Performance, *Advances in Materials Science and Engineering*, 2015, 1-7.
- Craiu, O., Machedon, A., Tudorache, T., Morega, M., Modreanu, M., 2010, 3D Finite Element Analysis of a Small Power PM DC Motor, 12th International Conference on Optimization of Electrical and Electronic Equipment;
- Dong, S. F., Lu, K. Q., Sun, J. Q. and Rudolph, K., 2005, Rehabilitation device with variable resistance and intelligent control, *Med. Eng. Phys.*, 27, 249–55;
- Dong, S. F., Lu, K. Q., Sun, J. Q. and Rudolph, K., 2006, A prototype rehabilitation device with variable resistance and joint motion control, *Med. Eng. Phys.*, 28, 348–55;
- Filho, A. B., Andrade, R. M., Matos, M. C., 2014, Digital Prototyping of a Series Elastic Actuator for Exoskeletons, CONEM 2014;
- Garcia, E., Arevalo, J. C., MunOz, G., 2011, On the biomimetic design of agile-robot legs. *Sensors*, Basel, Switzerland, 11, 11305;
- Geng, Y., Yang, P., Xu, X., Chen, L., 2012 Design and simulation of Active Transfemoral Prosthesis. 24th Chinese Control and Decision Conference (CCDC). p. 3724-3728.
- Grunwald, A., Olabi, A. G., 2008, Design of magnetorheological (MR) valve, *Sens Actuators*, A148, 211–223;
- Gudmundsson, K. H., Jonsdottir, F. and Thorsteinsson, F., 2010, A geometrical optimization of a magneto-rheological rotary brake in a prosthetic knee, *Smart Mater. Struct.*, 19, 035023;
- Guo, H. T., and Liao, W. H., 2012, A novel multifunctional rotary actuator with magnetorheological fluid, *Smart Mater. Struct.*, 21, 065012, (9pp);
- Herr, H., Wilkenfeld, A., 2003, User-adaptive control of a magnetorheological prosthetic knee, *Ind Rob.*, 30(1):42-55.;
- Kapti, A.O., Yucenur, M.S., 2006. Design and control of an active artificial knee joint. *Mechanism and Machine Theory* 41, 1477–1485.
- Kavlicoglu, B. M., Gordaninejad, F., Evrensel, C., Fuchs, A. and Korol, G., 2006, A semi-active magnetorheological fluid limited slip differential clutch, *Trans. ASME, J. Vib. Acoust.*, 128, 604–10;
- Kawamoto, H. and Sankai, Y., 2002, Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3, *Proc. IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics*, 4, TP1B2;
- Lauwerys, C., Swevers, J. and Sas, P., 2002, Linear control of car suspension using nonlinear actuator control, *Proceedings do ISMA2002*, Leuven-Bélgica;
- Maxon DC motor and maxon EC motor Key information. Disponível em http://www.maxonmotor.com/medias/sys_master/root/8815460712478/DC-EC-Key-Information-14-EN-42-50.pdf?attachment=true
- Martinez-Villalpando, E. C., Her, H., 2009, Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking, *J.Rehabilitation Res. Development*, 46, 361-374;
- Moritz, A. R., Henriques Jr., F. C., 1947, Studies of thermal injuries: II The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *AM J Pathol*; 23:695-720.
- Nguyen, Q. H. and Choi, S. B., 2010, Optimal design of an automotive magnetorheological brake considering geometric dimensions and zero-field friction heat, *Smart Mater. Struct.*, 19, 115024;
- NTN Ball and Rolling Bearings, Cat.No.2200/E, NTN Corporation;
- O’Sullivan, S.; Schmitz, T. *Fisioterapia Avaliação e Tratamento*. 4. ed. São Paulo: Manole. 2004.

- Park, E. J., et al. A performance evaluation of an automotive magnetorheological brake design with a sliding mode controller. *Mechatronics*. vol. 16, Iss. 7. 2006. p. 405-416.
- Riener, R., Rabuffetti, M., Frigo, C., 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture* 15, 32–44.
- Sung, K. G., and Choi, S. B., 2008, Effect of an electromagnetically optimized magnetorheological damper on vehicle suspension control performance, *Proc. Inst. Mech. Eng.*, 222, 2307–19;
- Takashi, T., Sano, A., 2005, Fully Adaptive Vibration Control for Uncertain Structure Installed with MR Damper , American Control Conference, 2005. Proceedings of the 2005, 7, 4753 – 4759;
- Trujillo, S.; Cutkosky, M., 2009, Thermally Constrained Motor Operation for a Climbing Robot. *IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA '09*. p. 2362-2367.
- Wang, D., Zi, B., Zeng, Y., Hou, Y., Meng, Q., 2014, Temperature-dependent material properties of the components of magnetorheological fluids, *J Mater Sci*, 49, 8459–8470.
- Wang, D., Zi, B., Zeng, Y., Xie, F., Hou, Y., 2015, An investigation of thermal characteristics of a liquid-cooled magnetorheological fluid-based clutch, *Journal of Smart Materials and Structures*, 24, 1-13;
- Yang, G., 2001, Large-scale magnetorheological fluid damper for vibration mitigation: modeling, testing and control, PhD Dissertation University of Notre Dame, Indiana, USA.
- Zipster, L., Richter, L., Lange, U., 2001, Magnetorheologic fluids for actuators, *Sensors and Actuators A*, 92, 318-325.

8. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

THERMAL ANALYSIS OF A MAGNETORHEOLOGICAL KNEE FOR PROSTHESES AND EXOSKELETONS

Rafhael Milanezi de Andrade, rafhael.andrade@ufes.br^{1,2}

André Palmiro Storch, andre.pstorch@gmail.com¹

Antônio Bento Filho, antonio.bento@ufes.br¹

Claysson Bruno dos Santos Vimieiro, claysson@demec.ufmg.br^{2,3}

Marcos Pinotti Barbosa, pinotti@demec.ufmg.br²

¹ Department of Mechanical Engineering, Universidade Federal do Espírito Santo, Avenida Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras, 29075-910, Vitória, ES, Brazil.

² Bioengineering Laboratory, Department of Mechanical Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha, 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

³ Department of Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Av. Dom José Gaspar, 500, Coração Eucarístico, 30535-901, Belo Horizonte, MG, Brazil.

Abstract: Magnetorheological (MR) fluids are smart materials that have their rheological properties controlled by an induced magnetic field. MR fluids have been used in devices with multiple purposes, such as damping vibrations in structures and vehicle suspensions, in valves, prostheses and others. A magnetorheological actuator associates an actuator to a brake or coupling that uses MR fluid. Thus, the MR actuator have multifunctional characteristics. Since the knee develops active torque and brake function in human gait, a MR actuator may be a promising application in order to replace or support the human knee. On the other hand, the stability, control and life of magnetorheological fluids critically depend on their thermal characteristics. By reaching a certain temperature limit, the fluid additives quickly deteriorate and the base fluid viscosity changes, leading to irreversible changes of the MR fluid. The objective of the presented study is to perform the thermal analysis of a magnetorheological actuator used in transfemoral prosthesis and exoskeletons, verifying the heating level of the actuator, so that the MR fluid degradation and the user's discomfort can be avoided. It is analyzed the case in which the transmitted torque by the knee is controlled to reproduce the human gait by applying a magnetic field in the MR fluid enclosure, generating a shear stress that varies with the field's intensity. The resulting shear stress generates heat, increasing the fluid temperature during the operation. In this system, other heat sources are the coils, which generate the magnetic fields, the bearings, the motor and the harmonic drive constituting the device. Results show that the MR actuator do not present excessive heating and can be used in the proposed functions, without risks of degradation or discomfort for the user.

Keywords: Magnetorheological fluid, magnetorheological actuator, thermal analysis.