

Controle de Impedância Aplicado em uma Órtese Tornozelo-Pé Ativa

Bruno Jardim

Laboratório de Mecatrônica, Departamento de Engenharia Mecânica - USP - São Carlos,
e-mail: jardim@sc.usp.br

Heitor A. Martins

Laboratório de Mecatrônica, Departamento de Engenharia Mecânica - USP - São Carlos,
e-mail: heitor_matrins@hotmail.com

Adriano A. G. Siqueira

Laboratório de Mecatrônica, Departamento de Engenharia Mecânica - USP - São Carlos,
e-mail: siqueira@sc.usp.br

1. Introdução

Há milhões de pessoas no mundo com deficiência no caminhar que necessitam de dispositivos que as auxiliem em sua reabilitação ou que as assistam permanentemente. A robótica vem sendo cada vez mais empregada como uma alternativa eficiente e promissora para o desenvolvimento de tais dispositivos. Dispositivos mecatrônicos para os membros inferiores só foram desenvolvidos recentemente e têm demonstrado resultados importantes, promovendo um caminhar mais natural (Blaya & Herr 2004).

Neste artigo são apresentados o projeto e a construção de uma órtese tornozelo-pé ativa com impedância variável da articulação do tornozelo. Utiliza-se um atuador elástico em série para gerar esta característica e técnicas de controle para mimetizar o comportamento do tornozelo humano. Atuadores elásticos em série são caracterizados por possuírem dois ou mais pares de molas introduzidas entre a transmissão e o efetuator, (Robinson, Pratt, Paluska & Pratt 1999, Sensiger & Weir 2006). A introdução de molas no atuador garante tolerância a impactos, armazenamento de energia, possibilidade de controle de força e impedância, propriedades necessárias para reproduzir o caminhar humano.

2. Órtese tornozelo-pé ativa

No projeto da órtese tornozelo-pé ativa foram consideradas as medidas antropométricas de uma pessoa de 1.75 m, dimensões e massas do pé e da perna, e os ângulos observados normalmente no caminhar de um indivíduo saudável. Dessa forma, a órtese deve permitir uma amplitude de movimento similar à humana, mas que, por segurança, não exceda os ângulos normalmente observados na articulação do tornozelo durante o caminhar.

A fixação do pé do paciente ao dispositivo é realizada através de uma bota ortopédica especialmente confeccionada. Também foi considerado um apoio em polipropileno para a parte posterior da perna (panturrilha). O acionamento da órtese tornozelo-pé ativa é realizado pelo atuador elástico em série, fixado na parte de trás do dispositivo construído. A Figura 1 mostra o desenho da órtese em *Solid Edge* e a configuração final da órtese com o atuador elástico e a bota ortopédica.



Figura 1: Órtese tornozelo-pé ativa.

3. Atuadores elásticos em série

Para superar problemas referentes ao controle de força em acionamentos por motores elétricos, foi proposto em (Robinson et al. 1999) a inclusão de um conjunto de molas entre a saída do motor e o efetuator. Esta configuração, denominada atuador elástico em série, permite a realização dos controles de força e impedância. A Fig. 2 mostra o atuador elástico desenvolvido tendo como base o atuador proposto em (Robinson et al. 1999), com dispositivos de fixação específicos para a órtese tornozelo-pé ativa.



Figura 2: Atuador elástico em série.

O controle de impedância, proposto neste artigo, é realizado via controle de posição do motor. A força aplicada à carga é calculada a partir da medida do deslocamento do potenciômetro linear deslizante fixo na peça de suporte da castanha.

4. Controle de impedância

Nesta seção o controle de impedância proposto em (Pratt, Willisson, Bolton & Hofman 2004) é adaptado para o acionamento da órtese tornozelo-pé ativa na configuração de impedância variável. O atuador elástico em série é modelado como um sistema massa-mola-amortecedor, com massa equivalente m_m , coeficiente de amortecimento b_m , e

constante elástica k , dado por:

$$m_m \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m = F_m - F_l, \quad (1)$$

com $F_l = k(x_m - x_l)$, sendo x_m a posição linear da castanha do fuso de esferas, x_l a posição da carga, F_m a força gerada pelo motor e F_l a força aplicada à carga.

A impedância desejada é definida como a relação entre a força aplicada à carga, F_l , e a posição da carga, x_l :

$$F_l = F_v - K_v x_l - B_v \dot{x}_l, \quad (2)$$

sendo F_v a força aplicada à carga desejada, K_v a rigidez desejada e B_v o amortecimento desejado.

Utilizando a eq. (1), a posição da carga pode ser escrita como função da posição desejada do motor (na realidade, esta variável será enviada para o controle interno de posição do motor) e a força na carga:

$$x_l = x_m^d - \frac{F_l}{k}. \quad (3)$$

Substituindo 3 em 2:

$$F_l = F_v - K_v x_m^d + \frac{K_v}{k} F_l - B_v \dot{x}_m^d + \frac{B_v}{k} \dot{F}_l. \quad (4)$$

O termo final da equação acima contribui para o aumento do ruído devido à derivada do sinal da força. Além disso, o valor de k é na prática muito maior que o valor de B_v desejado. Portanto, este termo pode ser eliminado da lei de controle, ou seja:

$$F_l = F_v - K_v x_m^d + \frac{K_v}{k} F_l - B_v \dot{x}_m^d. \quad (5)$$

Como está sendo utilizado o controle de posição do atuador elástico em série, é necessário gerar uma solução para a posição desejada do motor:

$$x_m^d = \frac{F_v + \frac{K_v - k}{k} F_l - B_v \dot{x}_m^d}{K_v}. \quad (6)$$

5. Resultados

O seguinte experimento foi realizado: uma força oscilatória foi aplicada pelo usuário utilizando a OTPA. Os resultados obtidos para diferentes comportamentos do atuador elástico em série podem ser vistos nas Figuras 3 e 4.

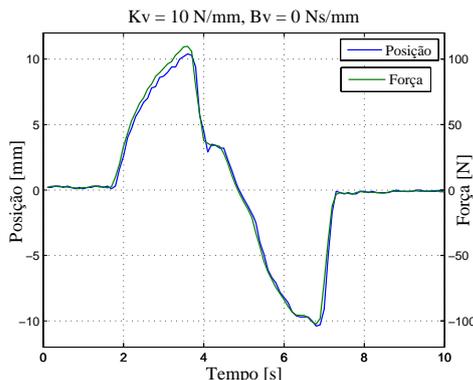


Figura 3: Operação como uma mola virtual.

Na Figura 3, o atuador comporta-se como uma mola com $K_v = 10$ N/mm. A força na saída é proporcional ao deslocamento, o que caracteriza tal comportamento. Na Figura 4, o atuador comporta-se como um amortecedor com $B_v = 40$ Ns/mm. Note que o atuador se comporta como um amortecedor, no qual a posição de saída acompanha a integral da força.

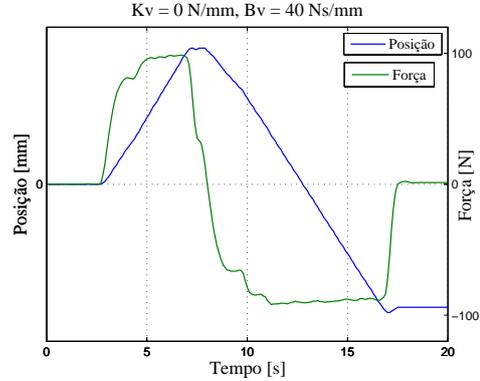


Figura 4: Operação como um amortecedor virtual.

Conclusão

Neste artigo são apresentados os resultados da implementação do controle de impedância em uma órtese tornozelo-pé ativa. Pode-se notar que com a introdução da série elástica a um atuador é possível realizar o controle de impedância e obter desempenho semelhante à sistemas biológicos, nos quais se observa impedância variável nas articulações. Como trabalho futuro, pretende-se implementar na órtese tornozelo-pé ativa uma seqüência de caminhar com impedância variável de acordo com as características do paciente e do terreno.

Agradecimentos

Este trabalho contou com o apoio do CNPq (bolsa de mestrado e iniciação científica PIBIC) e da FAPESP (processo no. 2006/00006-5).

6. Referências bibliográficas

- Blaya, J. B. & Herr, H. (2004). Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* **12**(1).
- Pratt, G. A., Willisson, P., Bolton, C. & Hofman, A. (2004). Late motor processing in low-impedance robots: Impedance control of series-elastic actuators, *Proceedings of the 2004 American Control Conference*, Boston, Massachusetts, USA.
- Robinson, D. W., Pratt, J., Paluska, D. & Pratt, G. (1999). Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot, *Proceedings of the 1999 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Atlanta, pp. 561 – 568.
- Sensiger, J. W. & Weir, R. F. (2006). Improvements to series elastic actuators, *Proceedings of the IEEE/ASME Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications*, Beijing, China, pp. 1–7.