

MÓDULO PARA REABILITAÇÃO DO PUNHO HUMANO

Thiago Martins de Deus, Faculdade de Engenharia Mecânica, UFU, thiagomd@mestrado.ufu.br
João Carlos Mendes Carvalho, Faculdade de Engenharia Mecânica, UFU, jcmendes@mecanica.ufu.br
Rogério Sales Gonçalves, Faculdade de Engenharia Mecânica, UFU, rsgoncalves@mecanica.ufu.br

Resumo. Este trabalho mostra os resultados preliminares do desenvolvimento de um módulo para auxílio na reabilitação do punho humano. O dispositivo é capaz de auxiliar o paciente na execução de um movimento predeterminado repetidamente. Uma vez que a trajetória predefinida pode ocasionar desconforto ou até dor ao paciente este deve ter a liberdade de modificar a trajetória definida a qualquer momento. Para tanto foi utilizado a estratégia de controle de impedância, fazendo com que o módulo apresente um comportamento similar a um sistema massa-mola-amortecedor cujos parâmetros podem ser modificados pelo terapeuta conforme a evolução da terapia no paciente.

Palavras chave: controle de impedância, reabilitação do punho, robótica.

1. INTRODUÇÃO

Uma parte importante do processo de reabilitação de membros humanos é o tratamento assistido que consiste na realização de movimentos específicos repetidamente com auxílio de um fisioterapeuta, trata-se de um trabalho muitas vezes árduo para o profissional. Logo a automação desse processo auxilia ambas as partes, paciente e terapeuta. Com a reabilitação assistida roboticamente, o terapeuta pode configurar trajetórias e perfis de esforços precisos, proporcionando ainda uma forma quantitativa de medição do progresso do paciente.

Desta forma, neste trabalho é apresentado o desenvolvimento de um módulo para auxílio na reabilitação dos movimentos do punho humano.

2. MOVIMENTOS DO PUNHO E ANTEBRAÇO

O complexo articular do punho, Fig. (1), compreendido pelas articulações rádio-cárpica e médio-cárpica possui dois graus de liberdade e permite a rotação do punho em torno dos eixos coronal (flexão/extensão) e ântero-posterior (desvio radial/ulnar). Existe ainda o movimento de pronação/supinação que ocorre através das articulações radiolunares proximal e distal do antebraço. Este movimento consiste na rotação do rádio em torno da ulna permitindo o giro do antebraço, e consequentemente do punho, em torno do próprio eixo, (Blair, 2001). Na Figura (2) estão ilustrados os movimentos citados.



Figura 1 - Complexo articular do punho e articulação radioulnar (Mcfarlane, 2010).

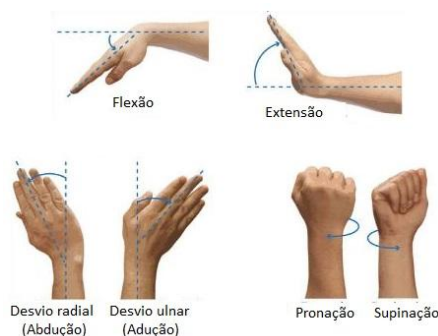


Figura 2 - Movimentos do punho (Miller e L. Carpenter, 2014)

Os valores médios das amplitudes angulares das articulações referidas neste trabalho estão descritos na Tab. (1), (Leighton, 1987). Cabe ressaltar que a amplitude dos movimentos articulares do corpo humano podem sofrer variações devido a particularidades genéticas, idade, treinamento, patologias, traumas físicos ou até reações fisiológicas como inflamações.

Tabela 1. Limites angulares dos movimentos do punho, (Leighton, 1987)

Movimento	Amplitude angular
Pronação	0° a 80°
Supinação	0° a 90°
Extensão	0° a 70°
Flexão	0° a 80°
Desvio radial	0° a 20°
Desvio ulnar	0° a 30°

3. DESCRIÇÃO DO MÓDULO

O módulo consiste em um mecanismo atuado por um motor de corrente contínua, Fig. (3). O *feedback* da posição angular do motor é fornecido por um *encoder* digital absoluto de 10 bits. O torque entre o apoio para a mão do paciente e o eixo do motor é medido através de sensores resistivos de força, os quais ficam excêntricos ao eixo e, portanto, multiplicando-se a distância entre o sensor e eixo obtém-se o torque.

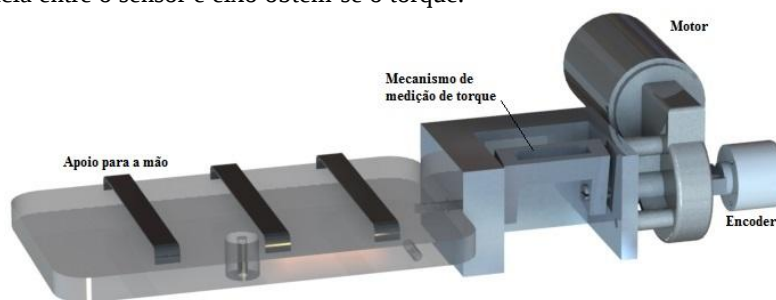


Figura 3 - Módulo para reabilitação do punho.

A potência do motor é controlada por modulação de largura de pulso (PWM), através de um driver constituído por uma ponte-H com MOSFETs de potência. Uma placa com um microcontrolador embarcado é responsável por controlar o driver de potência e fazer a leitura dos sensores de força, posição do encoder e corrente do motor. Esta placa se comunica com um computador através da porta USB, todos os cálculos referentes ao controle são efetuados no computador.

4. SISTEMA DE CONTROLE

A natureza da tarefa executada pelo módulo exige que o controle tenha flexibilidade, uma vez que, a mão do paciente estará fixada ao elemento terminal, apoio para mão, Fig. 3. O controle rígido da trajetória poderia em certos casos causar desconforto, dor ou até mesmo danos ao paciente. Portanto, em cascata com um controlador de posição convencional PI, adota-se um controlador de impedância que permite ao usuário se desviar da trajetória imposta obedecendo a uma determinada relação dinâmica, i. e., impedância.

O objetivo do controle de impedância é manter uma determinada relação dinâmica entre a força ou torque externo aplicado ao elemento terminal e seu estado cinemático (posição, velocidade e aceleração). Neste caso foi utilizado um controlador de impedância linear de segunda ordem tal qual um sistema massa-mola-amortecedor. O operador do dispositivo pode configurar o momento polar de inércia, o amortecimento e a rigidez necessários. A relação dinâmica entre essas variáveis pode ser expressa pela Eq. (1), (Almeida *et al.*, 1999).

$$J_d(\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) = -T_e \quad (1)$$

Onde $\ddot{\theta}$ e $\ddot{\theta}_d$ são as acelerações angulares atual e desejada, respectivamente, $\dot{\theta}$ e $\dot{\theta}_d$ são as velocidades angulares atual e desejada e θ e θ_d são as posições angulares atual e desejada. J_d , B_d e K_d são o momento polar de inércia, o amortecimento e a rigidez desejados, respectivamente. T_e é o torque externo (aplicado pelo paciente).

Isolando $\ddot{\theta}$ na Eq. (1), tem-se a aceleração que o sistema deve desenvolver para apresentar o comportamento dinâmico desejado. Portanto o *setpoint* do controlador, $\ddot{\theta}_r$, é definido como sendo a própria aceleração $\ddot{\theta}$, conforme Eq. (2):

$$\ddot{\theta}_r = \ddot{\theta}_d - J_d^{-1} \cdot [B_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) + K_d(\theta - \theta_d) + T_e] \quad (2)$$

A aceleração angular $\ddot{\theta}_r$, por sua vez, é integrada duas vezes em relação ao tempo, desse modo tem-se a posição angular que o controlador de posição deve seguir. O diagrama completo de controle pode ser visto na Fig. 4.

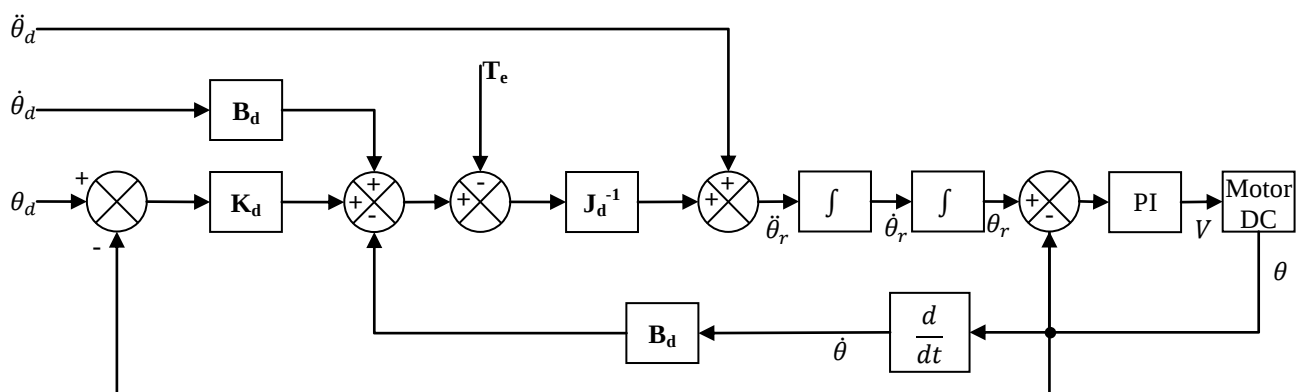


Figura 4 - Diagrama do sistema de controle.

5. RESULTADOS E CONCLUSÕES

Com o sistema configurado com os seguintes parâmetros de impedância, $K_d = 0,01$ [N.m/rad], $B_d = 0,01$ [N.m.s/rad] e $J_d = 0,01$ [Kg.m²], foram obtidos os resultados mostrados na Fig. (5). Esses parâmetros foram escolhidos para testar a sensibilidade dos sensores e o funcionamento do sistema de controle, por isso foram escolhidos valores relativamente baixos de modo a permitir maiores velocidades e acelerações angulares, bem como a manipulação do elemento terminal com o mínimo de esforço externo.

A trajetória escolhida foi uma senóide com frequência de 0,1 [Hz], amplitude igual a $\pi/2$ [rad] e centralizada em π [rad]. O torque externo foi aplicado manualmente de maneira aleatória, simulando o comportamento do paciente em uma situação súbita de desconforto.

Foi feita ainda, para fins de comparação, a simulação numérica do sistema massa-mola-amortecedor com os parâmetros supracitados utilizando a função *ode45* do software Matlab[®]. O modelo diferencial, tirado da Eq. (1), foi alimentado com os torques obtidos no sistema real.

Os testes iniciais foram satisfatórios, o erro relativo de controle se manteve abaixo de 1,4% e o comportamento do sistema ficou suficientemente próximo do comportamento esperado segundo a simulação numérica, Fig. (5). Nota-se que devido aos pequenos parâmetros de impedância foi possível se desviar da trajetória pretendida com pequenos torques.

No entanto, melhorias precisam ser implementadas. O sistema exibe um comportamento vibratório para altos valores de rigidez devido ao *gap* no mecanismo de medição do torque. A otimização do projeto mecânico e a implementação de um filtro de Kalman está prevista para redução de problema.

Por segurança a trajetória do elemento terminal é limitada no *software* de modo que $\dot{\theta}_r$ fique no intervalo de $0,2 \pi$ a $1,6 \pi$, e portanto nunca execute uma volta completa. Mas, a implementação de um sistema híbrido que controla a força e impedância simultaneamente também está prevista, dessa forma a força imposta pelo motor também será limitada.

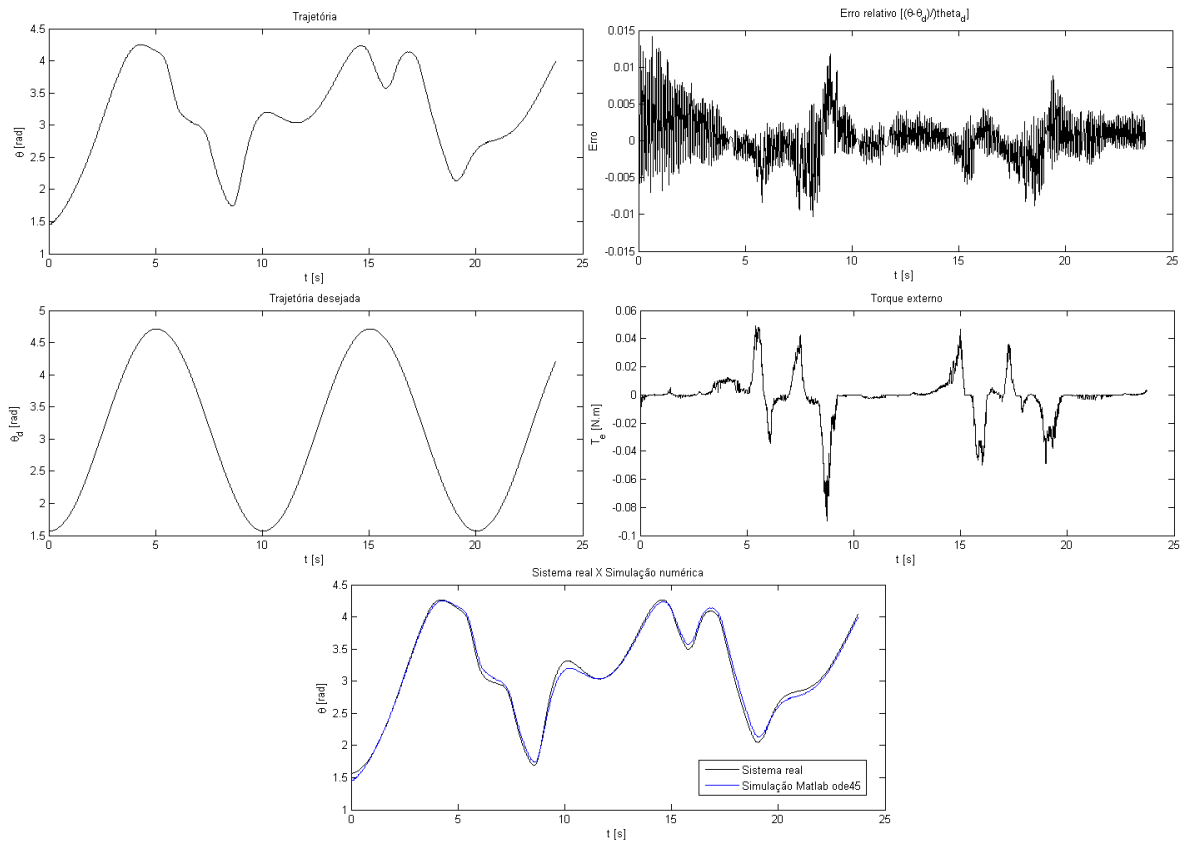


Figura 5 - Resultados obtidos para controle de impedância ($K_d = 0,01$ [N.m/rad], $B_d = 0,01$ [N.m.s/rad], $J_d = 0,01$ [Kg.m²])

6. REFERÊNCIAS

- Almeida, F.; Lopes, A.; Abreu, P., 1999. "Force-Impedance Control: a new control strategy of robotic manipulators". Pólo FEUP, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. Porto, Portugal.
- Blair, J. R. F., 2001. "Biomecânica Global". Mar. 2014.
<<http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesaude/fisioterapia/biomecanica.htm>>.
- Leighton, 1987. "Tabela de Referência da American Academy of Orthopaedic Surgeons". Mar. 2014.
<http://www.saudeemmovimento.com.br/saude/tabelas/tabela_de_referencia_fangulares.htm>
- Mcfarlane, Dr. Bruce., 2010. "Notes on Anatomy and Physiology: The Elbow-Forearm Complex". Mar. 2014.
<<http://ittcs.wordpress.com/2010/10/15/notes-on-anatomy-and-physiology-the-elbow-forearm-complex/>>.
- Miller, M.; Carpenter, L.. "Objective Examination of the Radiocarpal Joint". Mar. 2014.
<<http://morphopedics.wikidot.com/radiocarpal-joint>>

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a UFU, FEMEC, FAPEMIG, CAPES e CNPQ pelo apoio financeiro parcial a este trabalho.

8. ABSTRACT

This work shows the preliminary results of the development of a human wrist robotically assisted rehabilitation module. It's a device able to assist the patient to perform a predetermined movement repeatedly. Since a predetermined trajectory may cause discomfort to the patient, he should be able to refuse following the trajectory at any time. Thus an impedance control strategy was used so the module behaves like a mass-spring-damper system whose parameters can be freely modified by the therapist according to the patient treatment evolution.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.