

CONTROLE DE IMPEDÂNCIA E ADMITÂNCIA UNIDIMENSIONAL VOLTADO À REABILITAÇÃO

Breno Akihiro Yamamoto, Universidade Federal de Uberlândia, brenoakiy@gmail.com

Rogério Sales Gonçalves, Universidade Federal de Uberlândia, rsgoncalves@ufu.br

Resumo. A neuroreabilitação é uma forma de terapia pela qual o paciente com funções motoras debilitadas pode recuperar parte de suas funcionalidades. Alguns dos procedimentos do processo de reabilitação consistem de atividades repetitivas, simulando uma atividade motora real, como na reabilitação da marcha em que as atividades emulam o caminhar. Na robótica aplicada à reabilitação, o controle de interação (também denominado controle de impedância/admitância) é um método de controle particularmente atrativo. É possível controlar o modo e o nível de assistência dado ao paciente na reabilitação. Neste trabalho controladores de impedância e admitância são modelados com o objetivo de desenvolver um atuador para utilização em estruturas robóticas para reabilitação. Seu funcionamento é avaliado por meio de simulações computacionais. Testes experimentais foram realizados em dois dispositivos desenvolvidos atestando sua aplicabilidade. O controle de impedância se mostra sensível às características do mecanismo, sendo imprescindível considerar uma baixa impedância mecânica no projeto do robô. O controle de admitância é atraente pela aplicabilidade em robôs de maior impedância mecânica.

Palavras chave: Robótica. Controle. Impedância. Admitância. Reabilitação.

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma estratégia de assistência adaptativa à pacientes em reabilitação, com o uso de atuadores cujo controle é baseado nos métodos de controle de impedância e de admitância. É um trabalho preliminar que faz parte do desenvolvimento de um novo robô para reabilitação da marcha humana através da manipulação da pélvis humana. Desta forma, neste trabalho são modelados, implementados e analisados os controladores de impedância e de admitância para mecanismos de um grau de liberdade. No futuro pretende-se implementar esse tipo de controle em articulações prismáticas na estrutura do novo robô de reabilitação.

O problema da implementação de um sistema robótico para reabilitação da marcha humana é bastante amplo, com exemplos de estruturas na forma de exoesqueleto atuando nas juntas, na forma de plataformas suportando os pés, entre outras (Susko et. al, 2016). Este trabalho concentra-se no problema envolvendo a pélvis, mais especificamente, na atuação do movimento linear baseada em controle de impedância/admitância.

Para atingir o objetivo deste trabalho, primeiramente são apresentados alguns conceitos básicos de reabilitação, seguido do conceito do controle de impedância/admitância. A modelagem e a implementação dos controladores são apresentadas. Na sequência, estes controladores são simulados numericamente e implementados experimentalmente.

2. REABILITAÇÃO E O PAPEL DO CONTROLE DE INTERAÇÃO

A neuroreabilitação pode ser definida como o processo de recuperação das capacidades funcionais físicas do paciente, dentro dos limites de seu Sistema Nervoso Central (SNC), visando à maximização do potencial das partes do corpo (Charness, 1986). A principal causa da diminuição das funcionalidades físicas do corpo é a ocorrência de um Acidente Vascular Encefálico (AVE), quando regiões do cérebro têm a irrigação sanguínea comprometida por causa do entupimento ou do rompimento de vasos sanguíneos (Burton et. al, 2012).

Para o tratamento do paciente nestes casos, a neuroreabilitação é comumente empregada. A neuroreabilitação parte de alguns princípios básicos, como a repetição de movimentos, a intensidade do treino, o aumento gradual da dificuldade dos movimentos e o feedback do desempenho do paciente (Kitago e Krakauer, 2013). Com base nestes princípios, atividades motoras são desenvolvidas, com metas definidas, a um nível adequado de repetição e intensidade, complementadas com feedback constante do progresso do paciente.

Uma forma de terapia usual para reabilitação da marcha humana é feita com o uso de uma esteira, com terapeutas exercendo forças sobre as pernas e os quadris do paciente, garantindo a trajetória correta dos membros durante o caminhar. O uso de dispositivos robóticos é, portanto, de grande valor, tendo em vista que se trata de uma atividade repetitiva e que requer esforço contínuo por parte do terapeuta (Susko et. al, 2016).

Na robótica industrial tradicional, geralmente, se deseja controlar a posição dos atuadores. Neste esquema de controle, o controlador recebe informações da posição dos atuadores, e opera no sentido de reduzir o erro entre a posição real e a posição desejada. A força decorrente da dinâmica do mecanismo e da interação com o meio fica implícita e é secundária. Em outras aplicações, ocorre o inverso, ou seja, é desejado o controle da força no elemento terminal do mecanismo. Neste caso, o controlador opera no sentido de reduzir o erro entre a força real medida e a força desejada a ser aplicada pelo mecanismo. A posição passa a ser, portanto, uma variável secundária e implícita, que depende da natureza da interação com o meio. Numa aplicação de reabilitação do caminhar, ambos os esquemas de controle são inadequados. O controle

de posição levaria à execução do movimento com erro mínimo, sem qualquer controle sobre a força imprimida pelo paciente, de forma que a atividade pudesse ser realizada mesmo sem a contribuição do usuário. Por outro lado, o controle de força, embora pudesse controlar a força que o paciente exerce, é incapaz de garantir a execução correta do movimento.

O conceito de controle de impedância/admitância (também chamado de controle de interação) foi proposto por Hogan (1985). No controle de impedância/admitância, não se controla a posição ou a força de forma independente. Neste esquema de controle é controlada a interação dinâmica entre as variáveis. É especificada a impedância (ou a admitância) do manipulador, isto é, a relação dinâmica entre força e posição.

Em algumas aplicações a interação dinâmica em si é o principal objetivo do sistema de controle. É esse o objetivo, por exemplo, de aplicações da robótica na reabilitação. Na reabilitação, uma maneira comumente empregada do controle de impedância é especificar uma trajetória sobre a qual o paciente deve realizar o movimento, de tal forma que o robô ofereça assistência ativa na execução (Pérez et. al, 2015). Nesta metodologia, o robô só irá exercer força sobre o paciente se houver desvio da trajetória pré-programada (assistindo-o na execução correta do movimento).

3. MODELAGEM E IMPLEMENTAÇÃO DOS CONTROLADORES DE INTERAÇÃO

De acordo com Hogan (1985), os sistemas físicos podem ser caracterizados de duas formas diferentes: como impedâncias ou admitâncias. Uma impedância recebe fluxo (e.g., velocidade) e produz esforço em contrapartida (e.g., força). Por outro lado, uma admitância recebe esforço (e.g., força) e produz fluxo (e.g., velocidade). A consequência mais importante da interação dinâmica entre sistemas é que um complementa o outro, isto é, se um é considerado uma impedância mecânica, então o outro é necessariamente uma admitância, e vice-versa.

Define-se a impedância mecânica de um sistema (denotada por Z), como a relação entre a força (ou torque) produzida em sua interface com o ambiente, decorrente de uma velocidade (ou velocidade angular) imposta no sistema, na mesma interface. Define-se a admitância mecânica (denotada por Y), como a relação entre a velocidade (ou velocidade angular) produzida na interface com o ambiente, decorrente de uma força (ou torque) imposta na mesma interface (Kurfess, 2005).

Para sistemas lineares, a admitância é o inverso da impedância mecânica, e ambas são comumente representadas por funções de transferência, $Y(s)$ e $Z(s)$, respectivamente, onde s é a variável complexa no domínio da frequência. A impedância/admitância determina a relação entre as variáveis força e posição, mas por si só não as determina individualmente (Kurfess, 2005).

3.1. Modelagem dos controladores de interação

A lei de controle de impedância é obtida a partir da equação da dinâmica total do conjunto robô-paciente, e da equação da dinâmica que se deseja implementar no robô. A dinâmica total do conjunto robô-paciente, que relaciona força e deslocamento (Pérez et. al, 2015), é dada pela Eq. (1).

$$\sum F = F_R + F_H = M_T \ddot{x}(t) + V_T \dot{x}(t) + G_T(x) \quad (1)$$

O somatório de forças se dá pela força do robô F_R e pela força do paciente F_H . Os coeficientes M_T , V_T representam a inércia total e os efeitos de atrito presentes no sistema, respectivamente. O termo $G_T(x)$ representa o efeito da força gravitacional.

A Equação (2) descreve a dinâmica desejada do robô, ou seja, o comportamento que se deseja implementar.

$$M \ddot{x} = F_H + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (2)$$

onde os coeficientes M , B e K denotam a inércia, o amortecimento e a rigidez desejados para o robô, respectivamente. O termo x_d representa a posição desejada. Os parâmetros podem ser, em teoria, escolhidos de forma arbitrária. Uma posição ou uma trajetória “ideal” (também chamada de trajetória virtual) pode ser definida por x_d . A trajetória virtual pode ser compreendida como uma trajetória nominal, que irá determinar para que direção o mecanismo irá exercer uma força. O movimento em si dependerá das propriedades de impedância e da interação com o meio. Um desvio na velocidade desejada fará com que o robô produza uma força em contrapartida. Analogamente, um desvio na posição desejada fará com o que o robô produza uma força no sentido de corrigir a posição real.

Combinando as Eqs. (1) e (2), considerando acelerações desprezíveis e definindo o termo de inércia desejado como $M = M_T$, pode-se obter a Eq. (3), que representa a força a ser aplicada pelo robô a fim de se obter a dinâmica desejada.

$$F_R = G_T(x) + B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (3)$$

Quando não há efeito da força gravitacional (e.g., movimentos no plano horizontal), a lei de controle se resume à Eq. (4).

$$F_R = B(\dot{x}_d - \dot{x}) + K(x_d - x) \quad (4)$$

A função de transferência nesse caso é dada pela Eq. (5), e o diagrama de blocos é mostrado na Fig. (1). No controlador de impedância, se faz necessário o uso de um controlador de força na malha mais interna. Em adição, é necessária a leitura da posição do robô.

$$\frac{F_R}{X} = Bs + K \quad (5)$$

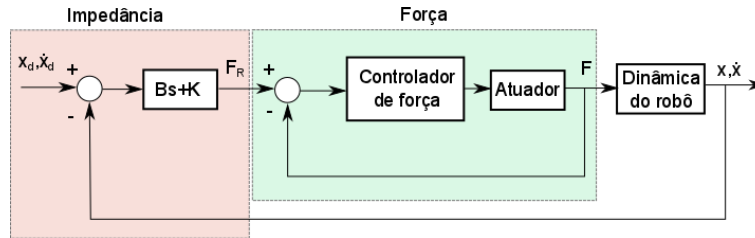


Figura 1. Diagrama de blocos do controlador de impedância.

O controlador de admitância é obtido notando-se que a admitância mecânica é dada pelo inverso da impedância mecânica. Considerando-se as mesmas simplificações feitas para o controlador de impedância, obtém-se, portanto, a Eq. (6) da função de transferência do controlador de admitância.

$$\frac{X}{F_R} = \frac{1}{Bs + K} \quad (6)$$

O diagrama de blocos é mostrado na Fig. (2). No controlador de admitância, se faz necessário o uso de um controlador de posição na malha mais interna. Em adição, é necessária a leitura da força aplicada pelo robô.

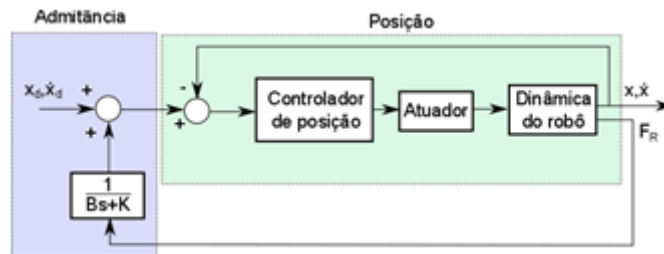


Figura 2. Diagrama de blocos do controlador de admitância.

3.2. Implementação dos controladores de interação

Os controladores foram testados em duas montagens diferentes, uma com um mecanismo de fuso de esferas, e outra com uma placa de acrílico. Na montagem com o fuso de esferas, Fig. (3a), o movimento de rotação do servomotor é convertido em movimento de translação da castanha. Para esta montagem, foram implementados controladores de impedância e admitância, este último com a inserção de uma célula de carga para a medição de força na castanha. Na montagem com a tala de acrílico, Fig. (3b), o servomotor é acoplado diretamente à tala. Esta última é parte de um projeto de pesquisa para reabilitação da movimentação da mão. Foi implementado nesta montagem apenas o controle de impedância, que é mais simples por não necessitar da medição do torque de interação.

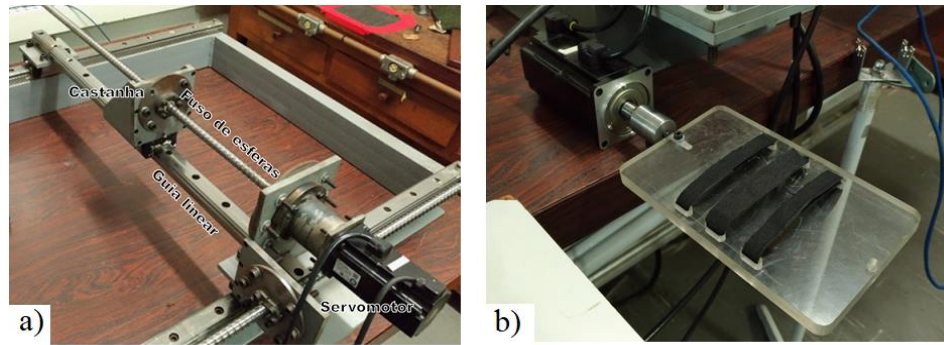


Figura 3. Montagens para teste dos controladores de interação.

A partir das Eqs. (5) e (6), os controladores foram convertidos para a forma discreta e implementados no microcontrolador Arduino Mega. O servomotor Yaskawa (2007) foi usado em conjunto com o servodrive do mesmo fabricante, nos controles de força e posição internos aos controladores de impedância e admitância, respectivamente.

4. SIMULAÇÃO

Foram realizadas simulações do comportamento dos controladores de interação em ambiente Simulink/MATLAB. Na primeira simulação, é observada a resposta a uma perturbação na forma de uma força constante aplicada por um pequeno intervalo de tempo. Na segunda, além da perturbação, é definida uma trajetória virtual senoidal, sobre a qual deseja-se que o mecanismo percorra. Os controladores de impedância 1 e 2 denotam os controladores implementados no mecanismo do fuso de esferas e na tala de acrílico, respectivamente.

4.1. Resposta à perturbação

A Figura (4) mostra a resposta à perturbação do controlador de impedância 1 (montagem com fuso de esferas). A posição de referência é dada em zero. Na Figura (4a), foram incluídos termos de rigidez e amortecimento. Ao se aplicar a força externa, a posição se aproxima lentamente a uma posição final, determinada pela rigidez K . O efeito de B é o de suavizar a variação. Ao se retirar a força, a posição tende a reestabelecer a posição de referência zero. Na Figura (4b), há apenas o termo de amortecimento, e pode ser observado como a posição varia à velocidade constante, com a aplicação da força. Ao se retirar a perturbação, o sistema permanece na mesma posição, já que não há rigidez. O comportamento para o controlador de admitância e para o controlador de impedância 2, da tala de acrílico, é análogo.

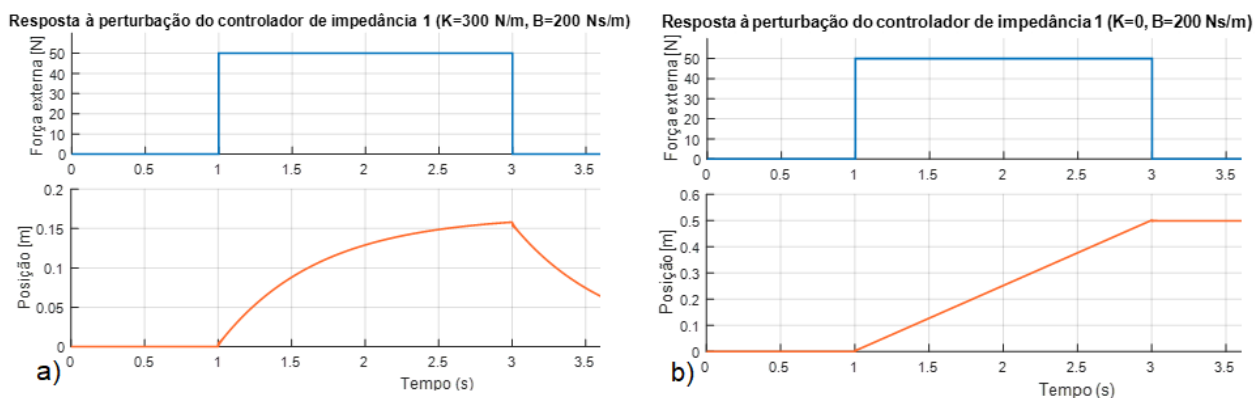


Figura 4. Resposta à perturbação do controlador de impedância 1.

4.2. Seguimento de trajetória virtual senoidal

A Figura (5) mostra a resposta do controlador de admitância com seguimento de trajetória virtual senoidal. Estão incluídos no modelo do controlador termos de rigidez e de amortecimento. A posição é mantida sobre a trajetória até que se ocorram perturbações. É possível perceber que com a aplicação da força constante, a trajetória real se desvia da trajetória virtual por um valor determinado por K . O coeficiente de amortecimento B limita a velocidade do mecanismo, suavizando as mudanças bruscas na força. Ao se retirar a força, o sistema reestabelece a trajetória virtual.

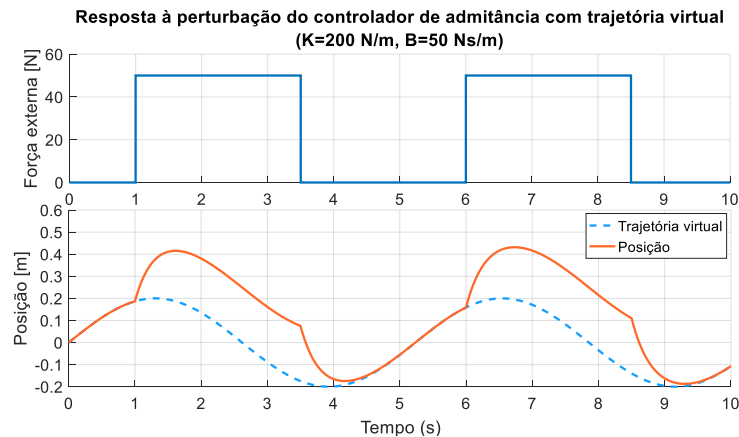


Figura 5. Resposta à perturbação do controlador de admitância com trajetória virtual.

Na reabilitação, o resultado da simulação corresponderia à execução de uma trajetória pré-programada, em que forças do paciente sobre o mecanismo resultariam num pequeno desvio da trajetória virtual. O robô exerceria forças sobre o paciente, de intensidade determinada por B e K , auxiliando-o na correta execução do movimento.

5. EXPERIMENTOS

Os experimentos com o controlador de impedância 1 (montagem com fuso de esferas) foram feitos aplicando força manualmente sobre a castanha e observando a resposta do sistema. A Figura (6) mostra a posição e a força da castanha, para o controlador com apenas o termo de rigidez. O eixo de posição foi invertido para melhor visualização. Nota-se que a força é proporcional ao deslocamento a partir da posição de referência zero. O controlador funciona como esperado, no entanto, a sensação ao se movimentar a castanha manualmente é a de uma força excessiva para movimentá-la. O comportamento é explicado pela alta inércia do mecanismo do fuso. O ganho mecânico é bastante alto, o que dificulta o *backdrive*, i.e., a movimentação do mecanismo por uma força na saída (castanha). Essa é uma limitação do mecanismo, que interfere no desempenho do controlador de impedância.

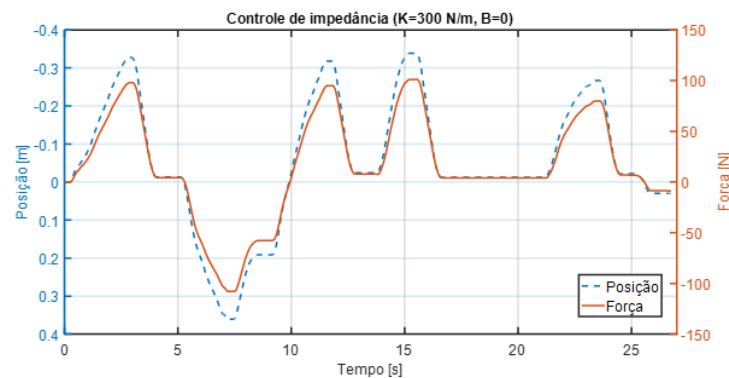


Figura 6. Posição e força no controle de impedância 1 (montagem com fuso de esferas).

Foi feito o experimento de seguimento de trajetória com o controlador de impedância 2 (montagem com tala de acrílico). A mão é posicionada diretamente sobre a tala de acrílico, e é forçada de modo a percorrer a trajetória virtual senoidal. A posição, a força e a trajetória virtual senoidal são mostradas na Fig. (7). A força atua no sentido de corrigir a posição e estabelecer a trajetória virtual. A sensação que se tem é a de que o sistema tende a conduzir a mão no seguimento da trajetória senoidal. Embora haja desvios na amplitude do movimento em relação à trajetória idealizada, o perfil do deslocamento se assemelha ao desejado. Observa-se que o torque se ajusta de modo a manter o mecanismo sobre a trajetória virtual.

No entanto, há problemas quanto à linearidade do servomotor. Foi constatado que o servomotor apresenta alguns pontos com atrito maior, o que desestabiliza a resposta, principalmente quando se retira a mão da tala. O efeito do atrito não-linear fica mais aparente quando a inércia total do mecanismo e mão é baixa.

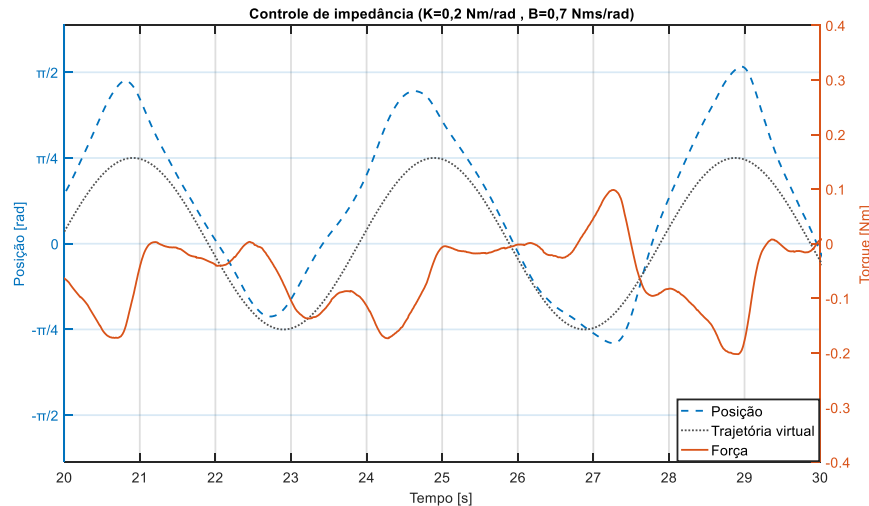


Figura 7. Posição e força no controle de impedância 2 com trajetória virtual.

6. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram desenvolvidos controladores de interação para serem utilizados em robôs de reabilitação no futuro, em especial, robôs para reabilitação da marcha humana.

Com base nos resultados, podem ser feitas algumas conclusões quanto ao uso de controladores de interação em atividades de reabilitação. No caso do controle de impedância, é imprescindível que o mecanismo tenha baixa impedância. No experimento com o fuso de esferas recirculantes, a alta relação de transmissão do mecanismo torna a resistência à movimentação da castanha alta, o que afasta a dinâmica do sistema da dinâmica desejada.

É importante também o conhecimento do comportamento e da função de transferência do mecanismo. No caso do experimento com a tala de acrílico com controle de impedância, por conta da baixa impedância da montagem, ficaram bastante aparentes os efeitos da dinâmica não-linear do servomotor. Embora o sistema sem resistência do meio tenha se comportado diferentemente do esperado, a performance do sistema com resistência da mão foi adequada.

No controle de admitância, é necessária a leitura de força/torque entre o mecanismo e o ambiente, mas há menos restrições quanto às características do mecanismo, tornando-o uma alternativa promissora para robôs de reabilitação.

7. REFERÊNCIAS

- BURTON, G.; LAZARO, R.; ROLLER, M. **Neurological Rehabilitation**. 6.ed. St. Louis: Mosby, 2012. 1280p.
- CHARNESS, A. **Stroke/Head Injury: A Guide to Functional Outcomes in Physical Therapy Management**. 1.ed. Rockville: Aspen Systems Corp, 1986. 320p.
- HOGAN, N. **Impedance Control: An Approach to Manipulation**. In: American Control Conference, 1984, San Diego, pp. 304-313.
- KITAGO, T.; KRAKAUER, J. W. **Motor Learning Principles for Neurorehabilitation**. Handbook of Clinical Neurology. 3.ed, 2013.
- KURFESS, T. R. **Robotics and Automation Handbook**. 2005 ed. Taylor & Francis, 2005. 608p.
- PÉREZ, J. C. I; SIQUEIRA, A. A. G.; KREBS, H. I. **Assist-as-needed ankle rehabilitation based on adaptive impedance control**. In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015, Singapore, pp. 723-728.
- SUSKO, T.; SWAMINATHAN, K.; KREBS, H. I. MIT-Skywalker: A Novel Gait Neurorehabilitation Robot for Stroke and Cerebral Palsy. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, pp. 1089-1099, 2016.
- YASKAWA. **AC Servo Drives Sigma-5 Product Catalog**. Yaskawa Electric Corporation, 2007. 238p. Catálogo de produtos.

8. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a UFU, FAPEMIG, CNPQ e CAPES pelo apoio financeiro parcial para realização deste trabalho.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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