



MODELO COMPUTACIONAL HUMANO-EXOESQUELETO PARA PROJETO E SIMULAÇÃO DE CONTROLES DE INTERAÇÃO APLICADOS À NEUROREABILITAÇÃO ROBÓTICA DE MEMBROS INFERIORES

Denis Mosconi, Universidade de São Paulo, denis.mosconi@usp.br, <http://orcid.org/0000-0003-0565-6714>

Melkzedekue Moreira, Universidade de São Paulo, melkzedekue@usp.br, <https://orcid.org/0000-0001-9162-2531>

Adriano A. G. Siqueira, Universidade de São Paulo, siqueira@sc.usp.br, <http://orcid.org/0000-0003-0663-156X>

Resumo. No campo da reabilitação robótica de vítimas de Acidente Vascular Cerebral (AVC), controles de interação humano-robô são responsáveis por garantir a segurança do usuário, bem como a eficácia do tratamento. Contudo, os testes e validações de tais controles é ainda um desafio, visto que requer contato físico entre humanos e robôs, podendo colocar o usuário em risco. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um modelo computacional humano-exoesqueleto, baseado no modelo neuromusculoesquelético *Leg6Dof9Musc* do *OpenSim*, e um algoritmo de simulação elaborado no *MATLAB*, a fim de testar controles de interação desenvolvidos para reabilitação de membros inferiores. O modelo foi testado utilizando-se dados experimentais provenientes da fase de balanço do caminhar, sendo testado com um controle de impedância. Os resultados obtidos provaram que o sistema é factível e aplicável, garantindo economia de tempo e recursos bem como a prevenção de acidentes nos testes e desenvolvimentos de controles de interação.

Palavras chave: Modelo de interação, *OpenSim*, Terapia assistida por robô

1. INTRODUÇÃO

De acordo com a Organização Mundial da Saúde, em 2030 haverá 200 milhões de pessoas com alguma incapacidade motora em decorrência de Acidente Vascular Cerebral (AVC), um número próximo da atual população brasileira. A qualidade de vida das vítimas é mitigada diante das incapacidades motoras remanescentes da doença, além disso, os familiares da vítima também são afetados, especialmente em países subdesenvolvidos: na América Latina, uma família cujo membro se torna vítima de AVC tem grandes chances de se sujeitar à pobreza extrema (Organização Mundial da Saúde, 2011).

Terapias de reabilitação auxiliam na recuperação das habilidades perdidas com o AVC, entretanto, uma crescente demanda faz com que novos métodos sejam procurados para aumentar a eficácia de tais tratamentos. A terapia assistida por robôs é uma área promissora no desenvolvimento das atividades de reabilitação, substituindo o esforço do terapeuta, garantindo movimentos mais intensos, com repetibilidade, uniformidade, e obtenção de dados objetivos a respeito do paciente, eliminando a necessidade de vários terapeutas por paciente aumentando a disponibilidade de mão de obra (Diaz et al., 2011; Jutinico et al, 2017).

A interação humano-robô deve garantir a segurança do paciente e do terapeuta bem como a eficácia do tratamento, satisfazendo ao paradigma de assistir quando necessário, que é o conceito de que o robô só deve fornecer torque ao paciente quando este não consegue realizar o movimento por si só. A fim de satisfazer tais exigências, diversos controles de interação foram desenvolvidos, baseados em: impedância (Jutinico et al, 2017), adaptação (Peña, 2017), inteligência artificial (Xu et al, 2018), transparência (Nunes, Dos Santos e Siqueira, 2018) e robustez (Guzman et al, 2018).

Entretanto, testar, validar e sintonizar tais controles requer contato físico entre usuário e robô, o que, além de colocar o usuário e o equipamento em risco de acidente, requer razoável quantidade de recursos e tempo para serem preparados e executados.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver e testar um modelo computacional de interação humano-exoesqueleto útil para o projeto, simulação, validação e sintonia de controles de interação entre humanos e robôs de reabilitação de membros inferiores.

Abordagens computacionais do tipo foram utilizados por Sousa, Freire e Bo (2019) para reproduzir movimentos de um indivíduo utilizando uma neuroprótese híbrida para reabilitação, por Peña et al (2019) para estimativa de torque de um usuário vestindo um exoesqueleto de membros inferiores, por Nunes, Dos Santos e Siqueira (2018) para analisar a influência de um exoesqueleto nos torques desenvolvidos por um usuário vestindo-o. Além desses, outros trabalhos



relacionados com modelos de interação e simulação computacional incluem: simulação de pacientes utilizando próteses, órteses ou exoesqueletos (Handford e Srinivasan, 2018), desenvolvimento de controle de interação (Guzman et al, 2018) e desenvolvimento de ambientes de simulação (Agarwal, Neptune e Deshpande, 2016). Porém, tais trabalhos apresentam aplicações específicas, principalmente no que diz respeito aos controles, não sendo facilmente adaptáveis para outros tipos de controles ou movimentos.

2. METODOLOGIA

O procedimento metodológico para a concepção deste trabalho pode ser dividido em três principais partes: desenvolvimento do modelo de interação, desenvolvimento do algoritmo de simulação e simulação de um controle de impedância utilizando dados experimentais. A realização de cada uma dessas partes é apresentada com detalhes, a seguir.

2.1 Modelo de Interação Humano-Exoesqueleto

O modelo de interação humano-exoesqueleto desenvolvido neste trabalho consiste em um modelo computacional do sistema neuromusculoesquelético (SNM) pertinente à perna humana direita, no qual foi acoplado um modelo virtual de um exoesqueleto, representado por atuadores de coordenadas adicionados às juntas do quadril e joelho.

O SNM utilizado é o *leg6dof9musc* que consiste em um modelo computacional tridimensional representante do conjunto composto pela pélvis, fêmur, tíbia e pé, com 6 graus de liberdade movimentados por 9 atuadores os quais representam os músculos do membro em questão. Tal modelo é disponibilizado pelo OpenSim¹ e apresentado na Fig. 1(b).

O exoesqueleto virtual acoplado ao SNM foi baseado no ExoTao, que é um exoesqueleto de membros inferiores desenvolvido por Santos et al (2017) (Fig. 1(a)). O ExoTao consiste em uma estrutura tubular leve, com seis juntas independentes, provendo uma característica modular ao robô. Tal característica permite que o exoesqueleto seja configurado para tratar, por exemplo, uma única junta do paciente, sem que este tenha que vestir o robô completamente. Cada junta é equipada com um encoder absoluto AksIMTM (Renishaw), exceto nas juntas dos joelhos, onde um atuador elástico em série desenvolvido por Santos, Caurin e Siqueira (2017) é utilizado.

O modelo computacional do exoesqueleto foi criado editando-se o modelo *leg6dof9musc* e adicionando-se atuadores de coordenadas às juntas do quadril e joelho. Tais atuadores proveem um movimento angular no plano sagital, tal qual o fazem os atuadores do ExoTao.

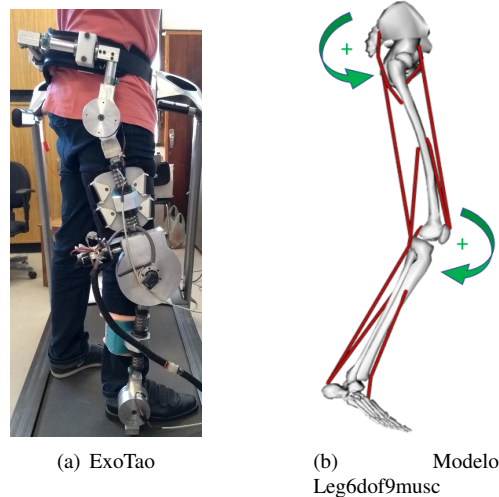


Figure 1. (a) Um usuário vestindo o ExoTao, (b) Leg6dof9musc: modelo neuromusculoesquelético da perna direita. As linhas vermelhas são os atuadores musculares. As setas verdes indicam a localização dos atuadores de coordenadas que modelam os atuadores do ExoTao

Um atuador de coordenada é um atuador virtual do OpenSim que aplica um torque (ou força) generalizado às juntas do modelo. A força aplicada pelo atuador é o produto do sinal de controle de entrada e a força máxima que o atuador é capaz de exercer (Eq. 1).

$$\tau = u \cdot \tau_{max} \quad (1)$$

¹<http://opensim.stanford.edu>



enebi 2022

O modelo de interação foi ajustado para representar um indivíduo do sexo masculino, com 29 anos de idade, 1,77 m de altura e pesando 84 kg. Tal ajuste foi realizado utilizando-se a ferramenta *Scale Tool* do OpenSim. Durante a fase de ajuste o modelo teve sua massa aumentada em 8 kg, a fim de representar a massa do exoesqueleto completo com seus atuadores.

Algumas simplificações foram consideradas: os atuadores não têm atraso na resposta e possuem 100% de eficiência, os eixos das juntas do robô e do usuário são colineares, o torque é aplicado diretamente à junta em questão e os centros de massa dos membros do usuário e do robô são alinhados. O tornozelo foi travado em um ângulo de 90 graus a fim de representar uma órtese passiva.

2.2 Algoritmo de Simulação Baseado na Dinâmica Direta

A fim de reproduzir os controles de interação, um algoritmo baseado no conceito de dinâmica direta foi desenvolvido no MATLAB, combinando as competências de modelagem e simulação do OpenSim com as de controle do MATLAB. A API do OpenSim permite que suas bibliotecas sejam acessadas através do MATLAB de maneira que o modelo neuromusculoesquelético bem como funções específicas do OpenSim (e.g. funções para acessar os estados do modelo) possam ser utilizados. Um fluxograma do programa utilizado pode ser visualizado na Fig. 2.

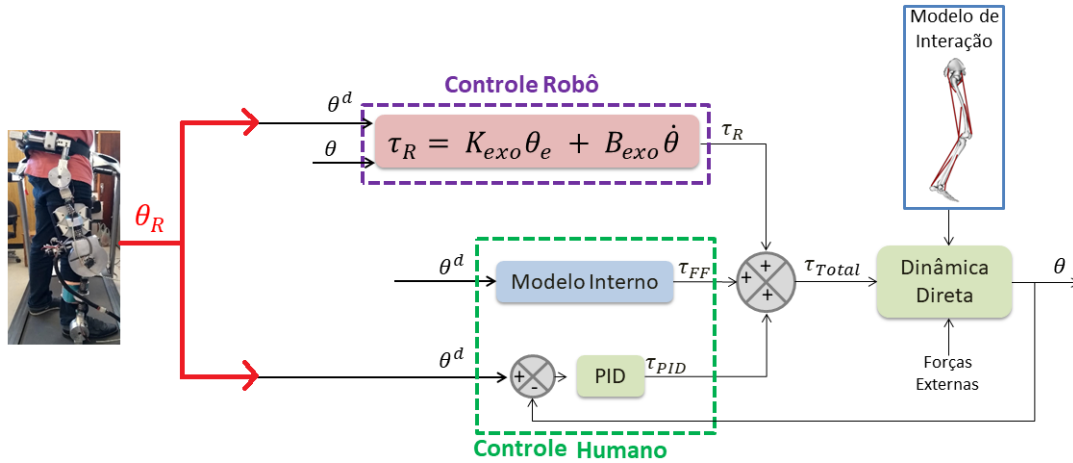


Figure 2. Algoritmo baseado na dinâmica direta para simulação dos controles de interação aplicados no modelo de interação humano-exoesqueleto.

O bloco **Controle Robótico** contém a lei do controle de interação do exoesqueleto da qual provêm os torques generalizados (τ_R). Neste trabalho, foi utilizado um controle de impedância, cuja lei é expressa pela Eq. 2 e as posições do robô (θ_R) foram medidas experimentalmente com um indivíduo vestindo o exoesqueleto e caminhando em uma esteira.

$$\tau_R = K_R \theta_e - B_R \dot{\theta} \quad (2)$$

onde τ_R é o torque exercido pelo exoesqueleto, $\theta_e = \theta^d - \theta$ é o erro de posição da junta, $\dot{\theta}$ é a velocidade angular da junta e K_R e B_R são parâmetros de rigidez e amortecimento virtuais, respectivamente.

As posições das juntas do ExoTao medidas durante o experimento (i.e. quando o usuário caminhou pela esteira vestindo o exoesqueleto) foram usadas como entradas de referência para o algoritmo de simulação, de forma que $\theta^d = \theta_R$.

O **Controle Humano** simula o comportamento humano, e é baseado no conceito de modelo interno e controle feedforward-feedback (Frey et al, 2011; Wolpert, Miall e Kavato, 1998). Tal conceito afirma que o cérebro possui um modelo da dinâmica inversa do corpo humano, de maneira que, dado um determinado movimento, através desse modelo é possível estimar os torques necessários em cada junta para que o indivíduo realize tal movimento. Tal modelo é representado na Fig. 2 como uma malha feedforward, capaz de prover o torque estimado (τ_{FF}). Como distúrbios podem afetar a boa execução do movimento, causando um erro de seguimento da trajetória (o qual é percebido pelo indivíduo através dos sinais aferentes), uma malha feedback provê um torque de correção (τ_{PID}) a fim de garantir que o movimento desejado seja executado. Neste trabalho a malha feedforward consiste na ferramenta *Inverse Dynamics Tool* do OpenSim e a malha feedback é um controle proporcional-integral-derivativo (PID).

Os torques do robô e do usuário são somados resultando em um **torque total** (τ_{Total}) que é aplicado no modelo de interação através dos atuadores de coordenadas (neste trabalho não foram utilizados atuadores musculares, a fim de reduzir custo computacional). Então, a rotina de Dinâmica Direta determina a posição real das juntas (θ), através da integração



enebi 2022

numérica das equações dinâmicas do modelo, considerando as entradas de torques e os efeitos das forças externas. A função de integração numérica utilizada foi a ODE45 do MATLAB.

As **Forças Externas**, como o próprio nome diz, são forças provenientes do ambiente no qual o sistema humano-robô está se movimentando (e.g. Forças de Reação do Solo).

Neste trabalho, todas as simulações foram realizadas em um computador com processador Intel®Core™i7-5500 2.40 GHz, 8.00 GB of RAM, placa de vídeo dedicada com memória de 2.00 GB, Windows 10 Home Single Language 64 bits. O OpenSim versão 3.3 e o MATLAB R2017b foram as plataformas onde as simulações ocorreram.

2.3 Teste do Sistema Utilizando um Controle de Impedância

Para o modelo de interação e o algoritmo de simulação, um sujeito (com as mesmas características antropométricas citadas na seção 2.1) vestindo o ExoTao caminhou em uma esteira a uma velocidade de 2 km/h durante 3 minutos.

Como não foi realizada nenhuma medição das forças de reação do solo, durante a caminhada do indivíduo sobre a esteira, apenas a fase de balanço foi analisada, de maneira que não há interferência de tais forças. Para tanto, as medições da posição das juntas (θ_R) durante execução de dez passos foram utilizadas para determinar um valor médio dessas posições. Em seguida, os recursos gráficos do OpenSim foram utilizados para determinar a fase de balanço e assim produzir a entrada de referência do algoritmo de simulação (θ^d).

A fim de testar o controle de impedância, o modelo de interação foi considerado como representando um indivíduo com fraqueza muscular, ou seja, incapaz de prover os torques necessários para realizar o movimento por si só. Vale ressaltar que, a pessoa que caminhou na esteira é saudável, ou seja, esperou-se que o modelo, amparado pelo controle de interação, executasse durante a simulação o mesmo movimento que uma pessoa saudável executa durante o caminhar. Para simular a fraqueza, o torque estimado através da malha feedforward foi reduzido em 20%.

O controle de impedância foi configurado para uma rigidez virtual $K_R = 65 \text{ N.m/rad}$ e para um amortecimento virtual $B_R = 6 \text{ N.m.s/rad}$.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Analisando-se as Fig. 3(a) e 3(b), é possível verificar que o modelo seguiu bem a referência, movimentando bem tanto a junta do quadril quanto do joelho, com um erro máximo menor do que 3.5° para o quadril e 2.5° para o joelho.

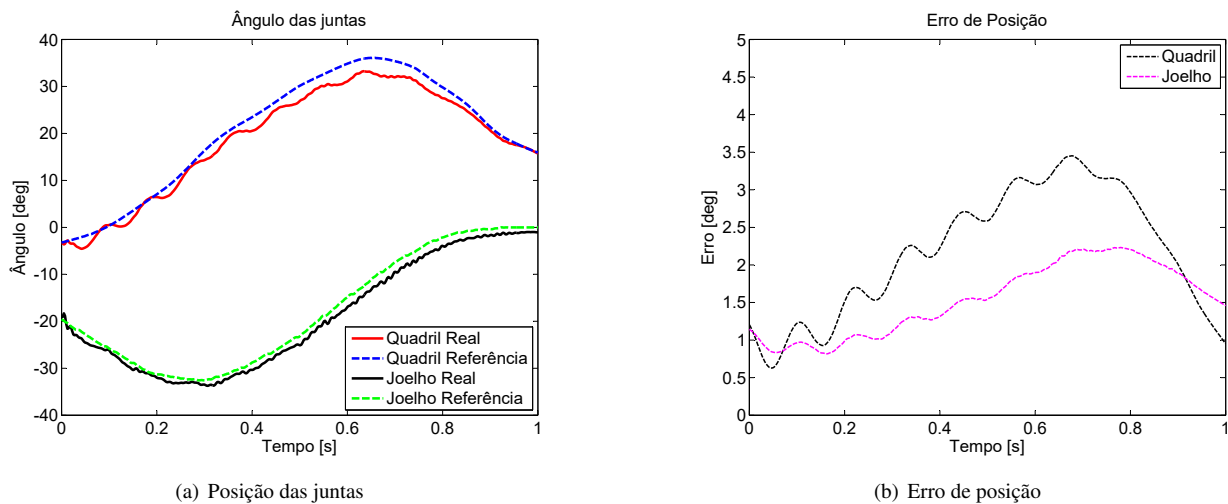


Figure 3. (a) Posições das juntas (Real = $\hat{\theta}$ e Referência θ^d), (b) Erro de posição. Erro RMS: 0.51° para quadril e 0.39° para o joelho.

Analisando-se as Fig. 4(a) e 4(b) é possível inferir que o controle de impedância serviu bem ao modelo de interação, fornecendo um torque auxiliar a fim de compensar os erros de seguimento. O torque PID também contribuiu para minimizar os erros de seguimento, porém como o modelo foi simulado como sendo um indivíduo com fraqueza muscular, nem o torque PID somado ao torque estimado feedforward foi suficiente para que os erros de seguimento fosse mitigados. É possível afirmar também que o controle de impedância atende ao paradigma de assistir quando necessário de maneira que, quando os erros de seguimento se aproximam de zero, o torque fornecido pelo robô decresce.



enebi 2022

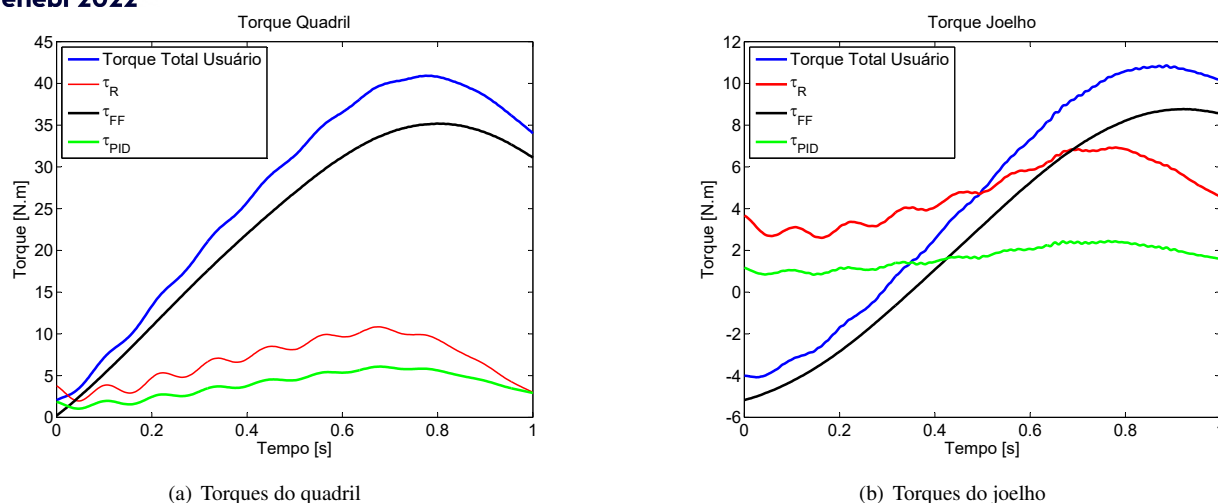


Figure 4. Torques do quadril (a) e do joelho (b), sendo que o torque total de usuário é a soma dos torques feedforward e feedback ($\tau_{FF} + \tau_{PID}$).

A simulação levou cerca de 10 minutos para ser preparada e 8 minutos para ser executada, sendo que, em um tempo total de menor que meia hora, a simulação foi preparada e executada permitindo que o controle de interação fosse analisado e ajustado.

Como **vantagens** do uso de modelos de interação podem-se citar agilidade e flexibilidade no desenvolvimento dos controles de interação, visto que o controle de impedância usado neste trabalho (quadro *controle do robô* da Fig. 2) pode ser substituído por qualquer outro controle de interação. Economia de recursos financeiros, de tempo e espaço, além da garantia da segurança tanto do usuário quanto do equipamento são também vantagens da abordagem computacional aqui apresentada.

Como **desvantagens**, podem-se indicar limitações relacionadas às incertezas de modelagens, erros de integração numérica e elevado grau de dificuldade em lidar com grande número de variáveis (especialmente as que possuem elevada complexidade de modelagem).

Embora haja limitações como as citadas acima, o uso de modelos de interação permite o desenvolvimento e simulação de controles de interação relacionados à reabilitação robótica, bem como torna possível a modelagem do comportamento humano, e também propicia a análise dos efeitos da influência das forças externas nos modelos e controles.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um modelo de interação humano-exoesqueleto e de um algoritmo de simulação, para desenvolvimento, testes e sintonia de controles de interação aplicados na neuroreabilitação robótica. O sistema proposto foi testado através da simulação de um controle de impedância, utilizando-se dados coletados experimentalmente. Os resultados provaram que o sistema é factível e aplicável, garantindo economia de tempo e recursos bem como a prevenção de acidentes nos testes e desenvolvimentos de controles de interação.

5. REFERÊNCIAS

- Agarwal, P., Neptune, R. R. e Deshpande, A. D., A simulation framework for virtual prototyping of robotic exoskeletons. **Journal of Biomechanical Engineering**, ASME International, v. 138, n. 6, pp. 1-15, 2016.
- Diaz, I. et al, Lower-limb robotic rehabilitation: Literature review and challenges, **Journal of Robotics**, Vol. 2011, 2011.
- Frey, S. H. et al, Neurological Principles and Rehabilitation of Action Disorders: Computation, Anatomy, and Physiology Model, **Neurorehabilitation and Neural Repair**, vol. 25, 6S-20S, 2011.
- Dos Santos, W. M. et al, Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation, in 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics, London, England: IEEE, 2017.
- Dos Santos, W. M.; Caurin, G. A. P. and Siqueira, A. A. G., Design and Control of an Active Knee Orthosis Driven by a Rotary Series Elastic Actuator, **Control Engineering Practice**, 58, pp. 307-318, 2017.
- Guzman, C. H. et al, Robust control of a hip?joint rehabilitation robot, **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 35, p. 100-109, 2017.



enebi 2022

- Handford, M. L. and Srinivasan, M., Energy-optimal human walking with feedback-controlled robotic prostheses: A computational study, **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 26, n. 9, pp. 1773-1782, 2018.
- Jutinico, A. L. et al, Impedance control for robotic rehabilitation: A robust markovian approach, **Frontiers in Neuro-robotics**, v. 11, pp. 43, 2017.
- Nunes, P. F., Dos Santos W. M. e Siqueira, A. A. G., Control strategy based on kinetic motor primitives for lower limbs exoskeletons. **In: 10th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems**, São Paulo, Brasil: ElsevierBV, 2018. v. 51, pp.402-406.
- Organização Mundial da Saúde, **Global Atlas on cardiovascular disease prevention and control**, Switzerland: World Health Organization, 2011, pp. 155.
- Peña, G. G., Controle de Impedância Adaptativo Dirigido por EMG para Reabilitação Robótica, **Tese de Doutorado**, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.
- Peña, G.G. et al, Feasibility of an optimal emg-driven adaptive impedance control applied to an active knee orthosis, **Robotics and Autonomous Systems**, n. 112, pp. 98-108, 2019.
- Sousa, A. C. C., Freire, J. P. C. D. e Bo, A. P. L., Integrating hip exosuit and FES for lower limb rehabilitation in a simulation environment, **IFAC-PapersOnLine**, v. 51, n. 34, pp. 302-307, 2019.
- Xu, L. et al, Dynamics based fuzzy adaptive impedance control for lower limb rehabilitation robot, **Neural Information Processing**, pp. 316-326, 2018.
- Wolpert, D. M.; Miall, R. C. and Kawato M., Internal models in the cerebellum, **Trends in Cognitive Sciences**, vol. 2, Issue 9, 338-347, 1998.

6. AGRADECIMENTOS

Este trabalho é apoiado pela Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade de São Paulo, Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código Financeiro 001, PGPTA, sob concessão 3457/2014, e Fundação de Pesquisa de São Paulo (FAPESP), sob concessão 2013 / 14756-0

Agradecimentos a CAPES pela concessão das bolsas de doutorado ao aluno Melkzedekue de M. A. C. Moreira (Processo: 88887.498688/2020-00)

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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