

CONTROLE “ASSIST-AS-NEEDED” EM ESTRUTURAS ROBÓTICAS ATUADAS POR CABOS PARA REABILITAÇÃO DAS ARTICULAÇÕES DO CORPO HUMANO

Thiago Alves, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia -MG, Brasil, thiagoalves.mec7@gmail.com

Matheus Chaves D’Carvalho, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia -MG, Brasil, matheus.chaves.dcarvalho@gmail.com

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

Resumo. Este trabalho apresenta uma estrutura robótica de um grau de liberdade atuada por um cabo para ser aplicada na reabilitação das articulações do corpo humano, utilizando a estratégia de controle “assist-as-needed”, apenas quando e quanto necessário. Um jogo foi desenvolvido para fornecer feedback visual e estimular o paciente a realizar o protocolo de reabilitação. Na interface gráfica do jogo, é possível “ensinar” um movimento a ser repetido pela estrutura, e, durante a execução, armazenar dados que podem fornecer informações sobre diagnóstico, desempenho e evolução do paciente. A estrutura seguiu as posições do movimento gravado sem grandes alterações na trajetória e funciona sob demanda do paciente, permitindo um maior controle sobre o movimento por parte deste.

Palavras chave: Robótica. Estrutura atuada por cabo. Assist-as-needed. Controle de Impedância. Reabilitação.

1. INTRODUÇÃO

Lesões neurológicas podem ocasionar perdas/debilidades de movimentos do corpo humano. A repetição de movimento do membro debilitado do corpo humano pode ajudar o paciente a restabelecer/melhorar as funções deste. Este processo, geralmente, demanda do terapeuta/profissional da saúde várias horas por dia de trabalho intenso e repetitivo sendo geralmente limitado a atender um paciente por vez. Como consequência, as sessões de reabilitação são mais curtas do que o necessário para obter um resultado terapêutico ótimo, devido à falta de pessoal e fadiga do terapeuta. Ainda, o treinamento assistido manualmente carece de repetibilidade, e de medição objetiva dos progressos e desempenho do paciente. Desta forma, o uso da robótica tem se mostrado bastante promissor auxiliando não só os pacientes, mas também os terapeutas (Riener et al., 2005; Ceccarelli e Romdhane, 2010).

Os robôs industriais, por muitas vezes utilizados na reabilitação, têm estruturas rígidas, são rápidos e fabricados para não terem interação com seres humanos durante sua operação, além disso várias questões relativas à segurança devem ser levadas em consideração quando da aplicação destes na reabilitação (Cannella e Ottaviano, 2008; Mao et al., 2015).

Os exoesqueletos construídos para reabilitação humana possuem como desafio, além do alto custo, a grande variabilidade das formas e dimensões dos membros do corpo humano para cada paciente, gerando dificuldades em coincidir o centro de rotação das juntas humanas com as articulações do robô (Beyl et al., 2009).

Devido a estas dificuldades as estruturas atuadas por cabos podem ser uma alternativa viável na área de reabilitação devido a características como grande espaço de trabalho, transportabilidade, flexibilidade, baixo peso e conforto para o paciente. Estas estruturas consistem em uma plataforma fixa, ligada por um ou mais cabos a uma plataforma móvel, que pode ser movimentada alterando os comprimentos dos cabos e evitando que estes fiquem sem tensão. (Cannella e Ottaviano, 2008; Gonçalves et al., 2015; Mao et al., 2015).

Estes dispositivos também podem ser acoplados a simuladores de realidade virtual, mostrando o movimento realizado pelo paciente e seu desempenho, que pode ser armazenado e comparado posteriormente, permitindo facilitar o diagnóstico, personalizar a terapia e verificar a evolução do paciente (Krebs et al., 2003; Ceccarelli e Romdhane, 2010).

Os exercícios passivos (movimento imposto externamente ao paciente) são usados para aumentar a amplitude de movimento das articulações e a flexibilidade de músculos, tendões e ligamentos, e também para o restabelecimento dos circuitos proprioceptivos perdidos pela deficiência (Carel et al., 2000). Estudos sugerem que a assistência ativa (quando o movimento é realizado voluntariamente pelo paciente) poderia ter grandes benefícios relacionados com a recuperação funcional. Lotze et al. (2003), conclui que uma curta sessão de movimentos ativos é mais efetiva que uma sessão de movimentos passivos em termos de melhoria do desempenho motor.

A terapia ativa-assistida é usada quando o paciente não pode fazer os movimentos de forma independente. Assim, são transmitidas forças externas ao paciente, pelo terapeuta ou mecanismos que guiem e assistam o movimento, para que esse consiga fazer os movimentos que tenta fazer (Lum et al., 2002). Entretanto, se o paciente diminuir sua participação, esforço ou atenção durante a terapia de reabilitação, devido à assistência robótica, a recuperação pode ser mais lenta. Melhores resultados são obtidos com “assist-as-needed” (assistir quando e quanto necessário), que altera a quantidade de assistência em tempo real conforme o desempenho e progresso do paciente (Zhang et al., 2013).

Dessa forma este trabalho apresenta um mecanismo de um grau de liberdade atuado por cabo para reabilitação individual das articulações do corpo humano implementado com um controle “assist-as-needed”. Primeiramente, são apresentados os conceitos de controle de estruturas com estratégia adaptativa de assistência presentes na literatura. Após o protótipo da estrutura com um jogo implementado e os resultados experimentais iniciais são apresentados.

2. ESTRATÉGIAS ADAPTATIVAS DE ASSISTÊNCIA ROBÓTICA PARA REABILITAÇÃO

O sistema neuromuscular pode ser descrito como uma impedância mecânica que recebe movimento como entrada e em resposta gera uma força. A impedância mecânica do sistema neuromuscular determina as forças de atuação e reação dos membros. O controle que o sistema nervoso faz da impedância determina o movimento do membro e a força sobre os objetos que este manipula (Hogan, 1985b).

Hogan (1985a) propôs um novo paradigma para o controle de manipuladores robóticos onde em vez de controlar a posição (controle de posição) ou a força (controle de força) independentemente, se estabelece uma relação dinâmica entre a força exercida pelo atuador do robô e a velocidade do mesmo, o controle de impedância. Este controle tem sido amplamente utilizado em robótica de reabilitação devido a sua capacidade de manter a força de interação entre o robô e o humano dentro de níveis seguros, enquanto contribui na realização dos exercícios durante a terapia de recuperação.

A forma mais simples de implementar um controle de impedância é definir que a força exercida pelo robô seja proporcional ao erro de posição. Em um robô para assistência ou reabilitação, esta é uma forma de assistência ativa, pois o robô só intervém se o paciente desviar do movimento desejado, trajetória predefinida. Assim a força exercida como resposta é incrementada proporcionalmente a este desvio (Lum et al., 1993).

O MIT-MANUS (Hogan et al., 1992) é provavelmente o primeiro dispositivo robótico utilizado com sucesso para terapias de reabilitação motora. Durante a terapia, o paciente, sentado em frente ao robô, deve movimentar o efetuador do braço robótico em direção a um alvo predeterminado. Uma tela na sua frente fornece um *feedback* visual do movimento e da posição do alvo. Se o paciente não consegue realizar o movimento, o robô guia o mesmo até o alvo como um terapeuta faria durante uma terapia convencional.

O LOKOMAT (Jezernik et al., 2003) é um sistema que consiste de uma órtese bilateral ajustável, atada aos membros inferiores do paciente e atua sobre a flexão/extensão de joelho e quadril de ambas pernas durante o caminhar, enquanto suporta parte do seu peso. Em Hidler et al. (2009), foi apresentado um estudo comparando o treinamento com o LOKOMAT ao treinamento convencional em pessoas pós-AVE (Acidente Vascular Encefálico) e foi observado que pacientes que receberam treinamento convencional tiveram maiores recuperações em termos de velocidade e distância que aqueles que receberam treinamento no robô. Em Jezernik et al. (2004) foi apresentado um conjunto de estratégias para promover a participação ativa do paciente na marcha, e não apenas permitir a atuação do robô passivamente. Segundo os autores, este tipo de algoritmo promoveria uma reabilitação mais efetiva.

Conjuntamente com o LOKOMAT estão sendo desenvolvidos jogos e/ou interfaces com *feedback* visual. Meyer-Heim et al. (2007) apresentam uma avaliação clínica dos protótipos pediátricos do “LOKOMAT®”, apresentado como “*DGO*” (*Driven Gait Orthosis*). O “*DGO*” oferece um sistema de *biofeedback* com três diferentes representações gráficas, a fim de melhorar o envolvimento das crianças durante a caminhada. Os resultados obtidos indicaram uma melhoria significativa na velocidade da marcha, sendo o “*DGO*” integrado com sucesso como parte do programa de reabilitação clínica. Götz et al. (2011) apresentam um ambiente de jogo, denominado “*Gabarello*”, que une as metas terapêuticas obtidas da neurologia clínica com elementos motivadores da concepção do jogo durante a reabilitação da marcha assistida por robô. A atividade do paciente é analisada através de medições de forças e transformadas em parâmetros do jogo, mantendo a motivação do paciente por meio dessa interação de dados.

Em Perez Ibarra (2014) é apresentado o desenvolvimento de uma estratégia de assistência adaptativa mediante a implementação de um controle de impedância variável para o robô de reabilitação do tornozelo *Anklebot* que assiste ao paciente somente quando e quanto for necessário, *assist-as-needed*. A quantidade de assistência dada pelo robô também é adaptada conforme o desempenho do paciente em jogos desenvolvidos. Estes consistem em atingir uma sequência de alvos, com uma pontuação acumulada como parte da realimentação, para estimular o paciente. Os resultados confirmaram que o aumento do desempenho do paciente gera uma diminuição da assistência robótica, e vice-versa.

Diversas estruturas atuadas por cabo estão em desenvolvimento (Gonçalves et al., 2015). Dentre estas se destaca o sistema “*Freebal*” (Prange et al, 2009) que consiste em uma estrutura robótica para reabilitação do membro superior baseada em cabos que diminuem os esforços durante os movimentos em conjunto com um ambiente virtual que visa estimular a prática dos exercícios. As forças nos cabos podem ser aumentadas ou diminuídas dependendo do nível do jogo, simulando uma compensação de gravidade conforme o desempenho do paciente. Melhorias na performance do movimento de alcançar objetos foram observadas em pacientes que tiveram AVE crônico. O *Diego*, desenvolvido pela Tyromotion (2017) é um dispositivo de reabilitação para ombros e braços versátil, uni e bilateral, que possui um sistema de compensação inteligente de gravidade e se adapta às necessidades individuais de cada paciente. O *Diego* também possui um sistema de realidade virtual que estimula e facilita o treinamento.

3. DISPOSITIVO PROPOSTO

Neste trabalho é apresentada uma estrutura robótica com uma plataforma móvel (tala/alça) atuada por um cabo com comprimento variável, Fig. 1(a). A estrutura é composta por: plataforma fixa, motor de corrente contínua, célula de carga mais filtro passa-baixa e encoder. O controle é realizado por uma placa Arduino MEGA 2560 em conjunto com o Matlab através do pacote *MATLAB Support Package for Arduino Hardware* utilizado para permitir a comunicação entre o MATLAB e uma placa Arduino (MATLAB, 2017). Foi desenvolvido em paralelo um jogo, utilizando o MATLAB App Designer, que faz a comunicação com a estrutura fornecendo um *feedback* visual para o utilizador. Um botão físico

interage com o sistema (finaliza uma ação) e um botão de emergência corta o fornecimento de energia e para o motor.

A célula de carga, Fig. 1(b) é utilizada na gravação do movimento para definir o sentido de operação do motor, enrolando e/ou desenrolando o cabo; e na execução do movimento para medir a quantidade de força aplicada pelo paciente, ou seja, sua participação. Caso a força medida seja baixa, significa que o paciente está participando da execução do movimento, caso contrário, a maior parte do movimento está sendo realizada pela estrutura.

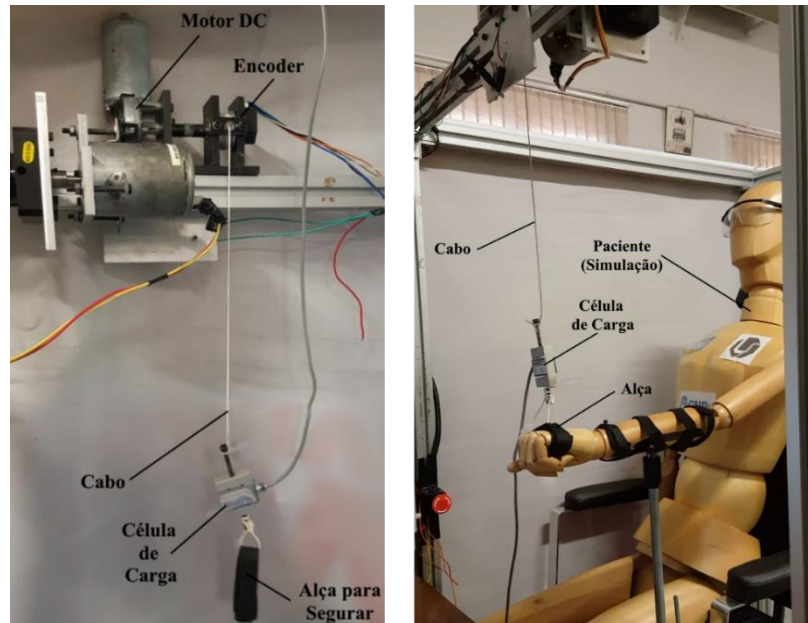


Figura 1 – Protótipo da estrutura robótica atuada por um cabo utilizada neste trabalho. (a) componentes da estrutura robótica. (b) Simulação de reabilitação do punho em um boneco de madeira.

O princípio de funcionamento do sistema pode ser resumido como: o terapeuta ou profissional da saúde irá “ensinar” à estrutura o movimento a ser executado utilizando a metodologia “*teaching-by-showing*” que consiste em “ensinar” o movimento “mostrando” como o mesmo deve ser realizado conforme Fig. 2 (b) e (c); após a gravação do movimento, este será executado pela estrutura pela quantidade de repetições pré-definidas; durante a execução do movimento a estrutura analisa a participação do usuário através da medição da força na célula de carga e, a partir desse valor, determina o aumento ou diminuição da assistência robótica (torque do motor). Dados como tempo, posição e força aplicada são constantemente armazenados e podem ser transformados em parâmetros de desempenho do paciente, permitindo facilitar o diagnóstico, personalizar a terapia e acompanhar sua evolução ao longo das sessões.

A gravação do movimento é iniciada ao clicar no botão “GRAVAR” presente na aba de configurações do jogo, Fig. 2 (a), e o seguinte algoritmo é iniciado: o dispositivo mede a força através da célula de carga, se o valor medido for menor do que um limiar inferior, 0,4 Volts (correspondente a aproximadamente 575 gramas), o motor é acionado no sentido de enrolamento do cabo e a plataforma sobe, e caso o valor medido seja maior o motor é acionado no sentido de desenrolar e a plataforma desce; em paralelo há a leitura e armazenamento da posição do encoder, esse processo é realizado a cada 1 ms, até que a gravação do movimento seja finalizada pelo usuário. Nesta aba também é possível enrolar ou desenrolar o cabo, parar o motor e selecionar a tensão de saída do PWM para o motor DC (0 à 5V).



Figura 2 – Gravação do Movimento. (a) Interface da aba de gravação e configurações do jogo. (b) e (c) Metodologia “*teaching-by-showing*” ensinando o início e o fim do movimento desejado (simulação).

Após a gravação do movimento desejado, entra-se na fase de execução dos movimentos gravados, a qual seleciona-se um dos *Movimentos* pré-definidos (*MOV 1*, 2 ou 3) ou o último movimento gravado (*MOV 0*) na interface do jogo (Fig. 3). Seleciona-se um algoritmo de execução (“*Execução*” ou “*Extremos*”) e a *Amplitude* do movimento, que é um multiplicador (entre 0,5 e 1,5) alterado pelo terapeuta de acordo com a capacidade do paciente em cada sessão, Fig. 3. Há ainda um algoritmo para fins de testes e simulações pelo terapeuta ou desenvolvedor (“*Simulação*”).



Figura 3 – Interface Principal do jogo desenvolvido.

O Algoritmo “*Execução*” tenta seguir exatamente cada posição armazenada no movimento selecionado, isto é, controle de torque do motor baseado no erro de posição, procurando diminuí-lo. A desvantagem deste modo é a possibilidade de assistir em demasia o paciente em algumas situações, por exemplo, quando o paciente inicia o movimento com baixa participação, mas incrementa sua participação ao longo do mesmo. Para compensar o erro de posição acumulado, o sistema pode assistir o paciente mais do que o necessário neste instante.

Já no algoritmo “*Extremos*”, a estrutura não tenta seguir exatamente cada posição armazenada, mas apenas os extremos da curva do movimento através da análise do sinal da derivada do movimento armazenado em relação ao tempo, Fig. 4. Quando o sinal é alterado, significa que houve uma inversão no sentido do movimento desejado (um extremo) e, portanto, o motor também muda o sentido de operação. Neste algoritmo o paciente pode recuperar o controle sobre a execução do movimento mesmo que tenha iniciado de forma não satisfatória, baixa participação.

Para o controle do torque do motor é utilizado uma constante proporcional à força medida na célula de carga, ou seja, quanto menor a participação atual do paciente (maior valor medido na célula de carga), maior a participação do motor e vice-versa. Para realização do controle de impedância é necessário ainda a parcela do amortecimento, proporcional a velocidade de operação. No entanto, na estrutura proposta a velocidade de operação é baixa o suficiente de forma que não houve contribuições significativas relacionados a esse termo.

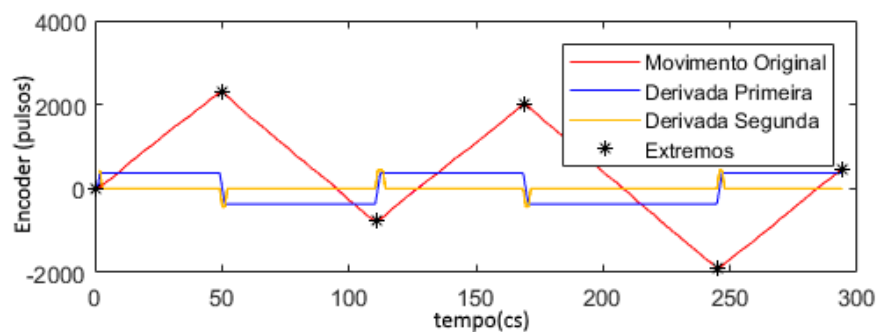


Figura 4 – Representação gráfica do algoritmo “*Extremos*”.

O objetivo do jogo desenvolvido é levar a bola de basquete até a cesta executando o movimento vertical, Fig. 3. No início do jogo a bola, na posição inferior, Fig. 5 (a) sobe quando um movimento ascendente é executado, Fig. 5 (b). Após atingir a cesta, Fig. 5 (c), a posição da bola é reinicializada, Fig. 5 (d) e a “mão” precisa retornar para buscá-la, Fig. 5 (e). A força medida pela célula de carga é mostrada ao usuário em um indicador, Fig. 3 e 5, alertando-o caso sua participação seja insatisfatória (laranja ou vermelho) e incrementando sua pontuação por um valor mais baixo (1 ponto); se sua participação for satisfatória, amarelo ou verde, a pontuação é incrementada em 2 e 3 pontos respectivamente.

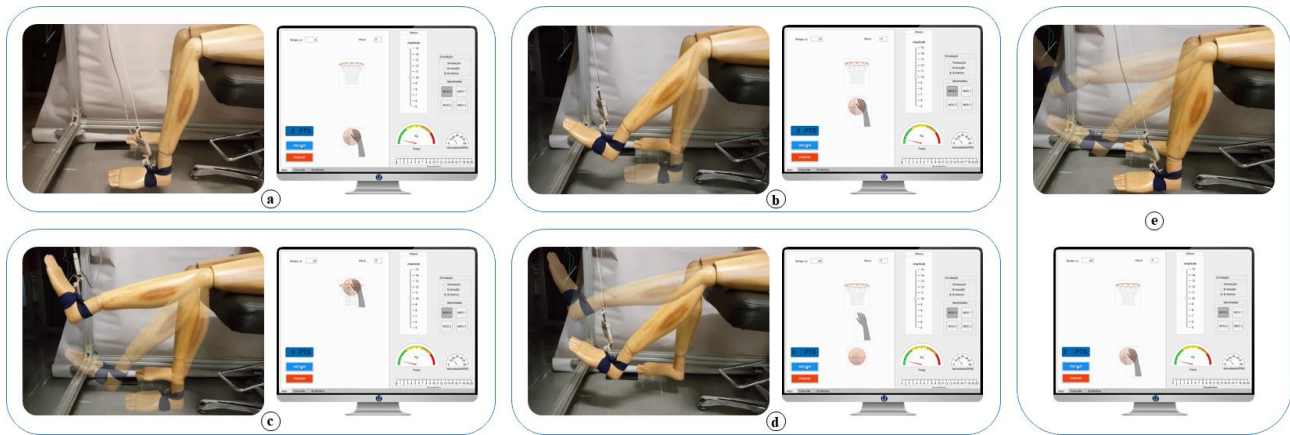


Figura 5 – Etapas da Execução do Jogo relacionado ao movimento executado. (a) Início; (b) Movimento de subida iniciado; (c) Cesta/Altura máxima atingida; (d) Retorno (movimento de descida); (e) Finalização/Reinício da etapa (a).

4. RESULTADOS

A estrutura proposta realizou o controle “assist-as-needed”, sendo que o algoritmo “Extremos” apresentou um bom comprometimento entre executar o movimento gravado e não assistir em demasia o paciente nas situações citadas anteriormente. Após o término da sessão de terapia, os dados (tempo, posição e força aplicada) podem ser acessados e analisados, Fig. 6, para avaliar o desempenho do paciente e acompanhar sua evolução ao longo das sessões de reabilitação. Percebe-se a partir do gráfico, Fig. 6, que a estrutura seguiu as posições do movimento gravado de forma semelhante em todas as 3 repetições, pois o controle do torque do motor compensa a não-participação do usuário (maior força medida), de forma a sempre executar o movimento de acordo com o selecionado. Desta forma o sistema funciona sob a demanda do paciente sem gerar alterações na trajetória do movimento, como esperado.

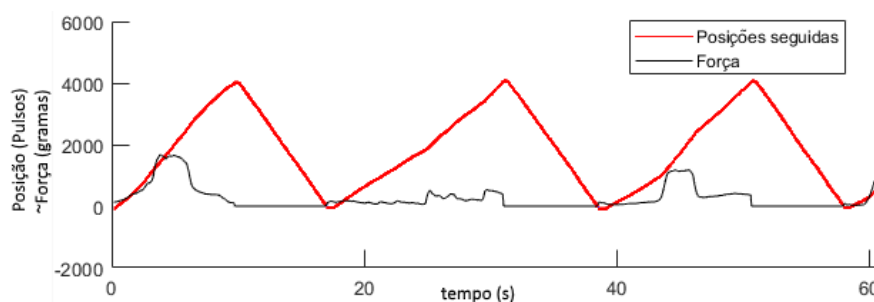


Figura 6 – Gráfico dos dados armazenados (tempo, posição e força aplicada).

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentado o protótipo de uma estrutura robótica atuada por cabo com controle “assist-as-needed”. Este dispositivo será aplicado na reabilitação individual das articulações do corpo humano. A interface gráfica construída permite a personalização da terapia para cada paciente de acordo com suas necessidades, podendo “ensinar” um movimento, definir a sua amplitude e controlar a quantidade de assistência robótica de acordo com a demanda do paciente. O jogo desenvolvido fornece feedback visual para o paciente, estimulando-o a participar do processo de reabilitação. Os algoritmos propostos permitem alternar entre um menor erro de posição, ou maior controle sobre o movimento por parte do paciente. A aquisição de dados como tempo, posição e força aplicada pode fornecer informações importantes sobre o diagnóstico, o desempenho e a evolução do paciente. A estrutura seguiu as posições do movimento gravado sem grandes alterações na trajetória mesmo quando houve uma menor participação do usuário e funciona sob demanda do paciente, permitindo um maior controle sobre o movimento por parte deste.

5. REFERÊNCIAS

- BEYL, P. et al., Safe and compliant guidance in robot-assisted gait rehabilitation using proxy-based sliding mode control, **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Japan, 2009.
- CANNELLA, G.; OTTAVIANO, E.; CASTELLI G., A Cable-Based System for Aiding Elderly People in Sit to Stand Transfer, **The International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics**, San Juan, Argentina, n. 19, 2008.
- CAREL, C. et al. Neural Substrate for the Effects of Passive Training on Sensorimotor Cortical Representation; A Study with Functional Magnetic Resonance Imaging in Healthy Subjects. **Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism**, Nature Publishing Group, vol.20, n.3, p. 478-484, 2000.
- CECCARELLI, M.; ROMDHANE, L., Design Issues for Human-Machine Platform Interface in Cable Based Parallel Manipulators for Physiotherapy Applications, **Journal of Zhejiang University SCIENCE A**, 2010.
- GONÇALVES, R. S.; CARVALHO, J. C. M. ; RIBEIRO, J.F ; SALIM, V. V. Cable-Driven Robot for Upper and Lower Limbs Rehabilitation. **Handbook of Research on Advancements in Robotics and Mechatronics**. 1ed.: IGI Global, 2015, p. 284-315
- GÖTZ, U. et al., A Virtual Reality System for Robot-Assisted Gait Training Based on Game Design Principles, **International Conference on Virtual Rehabilitation**, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, 2011.
- HIDLER, J. et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, SAGE Publications, vol.23, n.1, p.5-13, 2009.
- HOGAN, N. et al. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. In: International Work shop on Robot and Human Communication, 1. Tokyo. **Proceedings...**, Tokyo: IEEE, p. 161-165, 1992
- HOGAN, N. Impedance control: an approach to manipulation. **Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control**, ASME, vol.107 (Parts 1-3), n.1, p. 1-24. 1985a.
- HOGAN, N. The mechanics of multi-joint posture and movement control. **Biological Cybernetics**, p. 315-331. 1985b.
- JEZERNIK, S.; COLOMBO, G.; MORARI, M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, IEEE, vol.20, n.3, p. 574-582, 2004.
- KREBS, H. I. et al. Rehabilitation Robotics: Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy. **Autonomous Robots**, Springer, vol.15, n.1, p. 7-20. 2003.
- LOTZE, M. et al. Motor learning elicited by voluntary drive. **Brain**, Oxford University Press, vol.126, n.4, p. 866-872, 2003.
- LUM, P. et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. **Topics in Stroke Rehabilitation**, Thomas Land, vol.8, n.4, p. 40-53. 2002.
- LUM, S. P., REINKENSMEYER, D. J., LEHMAN, S. L. Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, vol.1, n.3, p. 185-91. 1993
- MAO, Y. et al. Human Movement Training With a Cable Driven ARm EXoskeleton (CAREX). **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 23, No. 1, January, 2015.
- MATLAB, Site Matlab Support Package. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/supportpkg/arduinoio>. Acesso em 28 out. 2017
- MEYER-HEIM, A., REIFFER, C., BORGGRAEFE, I., **Robot-assisted gait training for children with central motor disorders**, Hocoma, 2007.
- PEREZ IBARRA, J. C., **Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo**, 2014.
- PRANGE, G.B. et al. An explorative Study Into Changes in Reach Performance After Gravity Compensation Training in Chronic Stroke Patients. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Japan, 2009.
- TYROMOTION, Site da Tyromotion. Disponível em: <http://tyromotion.com/en/products>. Acesso em: 04 set. 2017
- ZHANG, M.; CLAIRE, D. T.; XIE, S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, vol.10, n.1. 2013.

6. AGRADECIMENTOS

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

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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