

Influência de um Exoesqueleto sobre as Características Cinéticas e Musculares Durante a Marcha Utilizando Primitivas de Movimento

Polyana Ferreira Nunes, polyananunes@usp.com

Guido Gomez Peña, doguigomez@hotmail.com

Wilian Miranda dos Santos, wilianmds@yahoo.com.br

Adriano Almeida Goncalves Siqueira, siqueira@sc.usp.br

Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de São Paulo, Brasil; Centro de Estudos Avançados em Reabilitação e Centro de Robótica de São Carlos, SP, Brazil

Resumo. A fim de auxiliar os fisioterapeutas no processo de reabilitação de indivíduos com alguma deficiência motora dos membros inferiores, a engenharia vem desenvolvendo nos últimos anos exoesqueletos. O presente trabalho tem como objetivo avaliar a influência da estrutura de um exoesqueleto de membros inferiores sobre as características cinéticas e musculares de um sujeito saudável caminhando em uma esteira através das relações entre primitivas motoras e pesos para diferentes configurações de marcha. As primitivas de movimento são calculadas a partir de sinais de eletromiografia de superfície (EMG) e de torques obtidos através da Dinâmica Inversa do Opensim, utilizando como entrada as posições das juntas e as forças de reação do solo. Um conjunto de experimentos foi realizado para avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto nas primitivas motoras durante a caminhada. Um sujeito saudável caminhou em uma esteira em duas condições: primeiro, não vestindo o exoesqueleto, e, na sequência, vestindo o dispositivo.

Palavras chave: *rehabilitation robotics, Inverse dynamics, computer network, serious games, telerehabilitation, distributed system*

1. INTRODUÇÃO

O número de casos de Acidente Vascular Cerebral (AVC) tem aumentado consideravelmente devido ao crescimento da participação relativa de pessoas idosas em sociedades de todo o mundo. Cerca de 50% dos sobreviventes de AVC, podem ter sequelas graves no sistema neuro-musculo-esquelético incluindo danos às áreas neurais que controlam o movimento dos membros superiores e inferiores. Em geral, os pacientes que têm algumas sequelas no sistema neural, seja por AVC ou alguma lesão causada por trauma, exigem tratamentos fisioterapêuticos para uma melhor qualidade de vida do ponto de vista da saúde física e mental.

Novas tecnologias para reabilitar o sistema neuro-musculo-esquelético têm sido propostas e desenvolvidas por grupos de pesquisa na área de robótica de reabilitação desde o início do século XXI. Recentemente, um grande número de exoesqueletos de membros inferiores e órteses ativas para assistência e reabilitação foram desenvolvidos e relatados na literatura (Contreras, 2016), (Chen, 2016).

Os exoesqueletos podem ser utilizados para assistência, tendo como principal objetivo apoiar pacientes que tenham sofrido lesão completa da medula espinhal e que não poderão recuperar os movimentos, ou utilizados para reabilitação, sendo que neste caso o exoesqueleto promoverá a reorganização do motor cortical a fim de melhorar os padrões de caminhada dos pacientes. Neste artigo, utilizamos o exoesqueleto modular para membros inferiores apresentado em Dos Santos et al. (2017) para avaliar os torques e as primitivas de movimento. A modularidade do exoesqueleto está presente tanto na possibilidade de trabalhar em uma ou mais juntas do paciente quanto na forma de atuação de articulações do sistema robótico.

Uma das tarefas mais importantes na biomecânica é determinar com precisão os torques que atuam nas articulações humanas durante a marcha. Para atingir esse objetivo, são necessárias as forças de reação do solo e um número suficiente de variáveis cinemáticas que serão aplicadas utilizando um modelo biomecânico para calcular os torques via Dinâmica Inversa.

As ativações dos músculos durante a caminhada na esteira são estimadas por sinais de eletromiografia de superfície (EMG), sendo possível identificar e avaliar a intenção motora e realizar o controle de dispositivos, como apresentado em Dollar and Herr (2008). Os perfis cinemáticos (posições das articulações do quadril, joelho e tornozelo) foram avaliados processando os dados obtidos com Unidades de Medidas Inerciais (IMUs, do inglês *Inertial Measurement Units*). As forças de reação do solo foram obtidas da literatura e normalizadas (Kirtley, 1985) e os dados cinéticos (torques do quadril, joelho e tornozelo) foram obtidos pela Dinâmica Inversa utilizando o OpenSim.

É sabido que o sistema nervoso simplifica o controle motor agrupando os músculos em unidades motoras (UM) que

juntas formam os módulos, e a combinação desses módulos, denominada de primitiva motora, geram o comportamento motor (Turvey et al., 1978). A modularidade tem sido observada em várias formas, como traços cinemáticos, campos de força da coluna vertebral e sinergias musculares (Flash, 2005).

As primitivas motoras foram amplamente estudadas considerando experiências com animais (Bizzi Et al., 2008), (Giszter, 2015), (d'Avella et al., 2003), bem como com humanos (Li et al., 2013), (Ivanenko et al., 2004). A combinação dessas primitivas motoras com pesos diferentes, formam um conjunto mínimo de componentes capazes de reconstruir todas as possíveis ativações musculares ou perfis de posição, o que pode ser comprovado em trabalho prévio (Nunes et al., 2017).

Para extrair as primitivas motoras a fim de analisar os dados visando sua redução de dimensionalidade e eliminação de características desnecessárias (Lee et al., 2001), foi utilizada a fatorização da matriz não-negativa NNMF, uma ferramenta estatística que mantém uma restrição de valores positivos nas primitivas em decomposição. An et al. (2013) usaram NNMF para analisar as primitivas musculares de assentos com diferentes alturas, e Steele et al. (2013) analisaram o impacto que o número e a escolha dos músculos têm em análises de primitivas em um modelo musculoesquelético. Esta restrição é essencial porque as ativações musculares processadas a partir de dados EMG sempre têm valores positivos. No entanto, no caso dos torques, foi utilizada a análise estatística de Componente Principal (PCA) (Person, 1901), uma vez que podem ser gerados valores de torques positivos e negativos.

Para fins comparativos, duas condições são consideradas: em primeiro lugar, o sujeito caminhou sem o exoesqueleto à 3,3 km/h (velocidade confortável definida pelo usuário) e depois, vestindo o dispositivo, em duas velocidades 2,5 km/h e 3,3 km/h. A caminhada, também denominada de ciclo da marcha, é o período entre o momento em que o calcâneo toca o solo e o próximo impacto do calcanhar do mesmo membro. O ciclo da marcha é constituído por duas fases, ou seja, a fase do apoio e a fase do equilíbrio. A fase de apoio constitui por volta de 60% do ciclo da marcha e inicia-se quando o calcanhar de um pé toca o solo e termina quando esse pé eleva-se do solo. A fase de equilíbrio inicia-se assim que o pé sai do solo e termina quando o calcanhar do mesmo pé toca o solo novamente. A fase de equilíbrio constitui cerca de 40% do ciclo da marcha (Ishida, 1997).

Por tanto, o presente trabalho tem como objetivo avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto sobre as características cinéticas e musculares através das relações entre primitivas motoras e seus respectivos pesos para as diferentes condições de uso. O objetivo futuro é desenvolver uma estratégia de controle robótico capaz de melhorar a recuperação de pacientes com movimentos de membros inferiores comprometidos, analisando seu movimento através das primitivas motoras.

2. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade muscular e cinético durante a caminhada, um conjunto de experimentos foi realizado. Por 2 minutos, a uma velocidade confortável sob duas condições: primeiro, não usando o exoesqueleto e, na sequência, vestindo o exoesqueleto, um indivíduo saudável (masculino, 29 anos, 84 kg, 1,77 m) foi instruído a caminhar na esteira. As velocidades médias foram de 3,3 km/h e 2,5 km/h, respectivamente. Os primeiros e últimos vinte passos foram descartados da análise, 40 etapas foram consideradas para cada condição. O usuário também reproduziu o experimento com o exoesqueleto na velocidade de 3,3 km/h. A fim de medir os sinais de cinco músculos dos membros inferiores: reto femoral (RF), vasto medial (VM), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF) e gastrocnemius lateral (GL), foi utilizado o sistema Trigno Wireless EMG (Delsys Inc., Natick, MA, EUA). Os dados EMG foram coletados a 2 kHz em um computador separado usando o Delsys Software EMGworks e depois processado usando MATLAB (The MathWorks, Inc, Natick, MA, EUA). Os perfis cinemáticos para os membros inferiores foram avaliados processando os dados de 7 IMUs (MTx, estático RMS-error <1, e RMS-error dinâmico <2) da XSens Technologies, Netherlands. Os sensores foram fixados no tronco, coxa, perna e pé, Figura 1.

Para estimar os torques foi utilizado o OpeSim, um software livre que permite construir e analisar modelos do sistema neuro-musculo-esquelético, uma vez que, o uso de modelos permite conhecer analiticamente cada componente musculoesquelético além das relações funcionais entre suas variáveis. O OpenSim será melhor discutido na Seção 2.1 abaixo.

2.1 OpenSim

O OpenSim¹ é um software livre que permite construir, intercambiar e analisar modelos do sistema neuromusculoesquelético e simulações dinâmicas de movimento. Foi introduzido em 2007 na conferência da Sociedade Americana de Biomecânica e, desde então, tem sido utilizado em uma grande variedade de aplicações incluindo pesquisa em biomecânica, projeto de dispositivos médicos, ciências de reabilitação e ortopedia, neurociência, análise ergonômica, robótica, biologia e educação.

¹ <http://opensim.stanford.edu>



Figure 1. Sistema Trigno Wireless EMG e sistema de IMUs.

Diversos dispositivos e ferramentas tem sido utilizados na busca de obter parâmetros que forneçam melhores resultados, tais como o uso de tecnologia de captura de movimento, dinamômetro, plataformas de força e imagens médicas que, usados em conjunto com modelos neuro-musculo-esqueléticos, fornecem uma base sólida na análise biomecânica (Lloyd e Besier (2003).

Neste sentido o uso de modelos permite conhecer analiticamente cada componente musculoesquelético e neurofisiológico, além das relações funcionais entre suas variáveis, permitindo abstrair como as variáveis de entrada são processadas por cada componente, a fim de produzir uma saída (Sartori et al., 2016).

O modelo usado no desenvolvimento deste estudo, corresponde ao modelo OpenSim Gait2392, um modelo computacional do sistema musculoesquelético humano, tridimensional, com 23 graus de liberdade e 92 atuadores músculo-tendão que representam 76 músculos dos membros inferiores e do torso. O modelo de músculo adimensional adotado neste modelo está baseado na implementação de Thelen et al. (2003) e ele pode ser mudado e modificado. As dimensões do modelo padrão, sem escala, correspondem a um sujeito de 1.80 m de altura com uma massa de 75,16 kg.

Neste estudo, foi gerado um modelo em escala, segundo as medidas antropométricas e massa corporal do indivíduo que vestiu o exoesqueleto. Esse modelo será uma das entradas da Dinâmica Inversa para o cálculo dos torques.

2.2 Dinâmica Inversa

A ferramenta Dinâmica Inversa (DI) determina o conjunto de torques nas articulações responsáveis por um determinado movimento, fazendo uso da cinemática que o descreve (posição, velocidade e aceleração) e das forças externas aplicadas ao modelo. Neste trabalho, para o cálculo da DI, os dados de posição angular das juntas foram obtidos com as IMUs, com o sujeito sem o exoesqueleto e depois, vestindo o dispositivo em duas velocidades (2,5 km/h e 3,0 km/h).

A equação clássica de movimento para encontrar o torque das juntas podem ser escritas da seguinte forma:

$$\tau = M(\ddot{\theta})\theta + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (1)$$

sendo $M(\ddot{\theta})$ a matriz de inércia, $C(\theta, \dot{\theta})$ o vetor das forças de Coriolis e centrípetas, $G(\theta)$ o vetor de forças gravitacionais e τ o vetor de forças de cada junta.

Três arquivos de dados são necessários como entrada para a ferramenta de Dinâmica Inversa, conforme Figura 2:

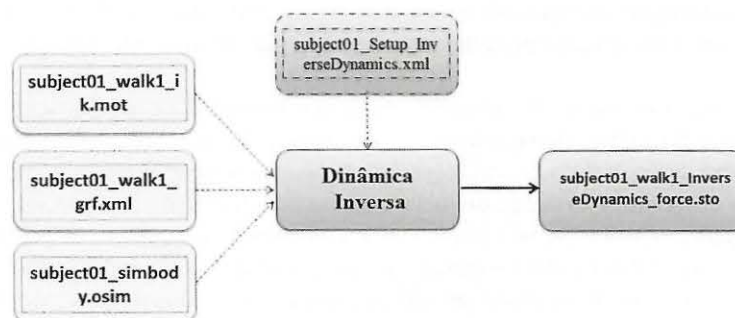


Figure 2. Entradas e saídas necessárias para uma ferramenta de dinâmica inversa.

- Subject01walk1ik.mot: Arquivo de movimento que contém as coordenadas generalizadas que descrevem o movimento do modelo (Ângulos);

- Subject01walk1grf.xml: Dados de força externa (forças de reação do solo, momentos e centro da localização da pressão);
- Subject01simbody.osim: Modelo do OpenSim específico do sujeito com suas características antropométricas, gerado a partir da escala de um modelo genérico com a Ferramenta de Scale (parâmetros inerciais).

O arquivo gerado .sto é um arquivo de armazenamento que contém os históricos de tempo dos torques das juntas e as forças que atuam ao longo dos eixos de coordenadas. O arquivo subject01SetupInverseDynamics.xml é um arquivo de configuração da ferramenta de dinâmica inversa.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos do conjunto de experimentos realizados para avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular durante a caminhada. A Figura 3 mostra os sinais de EMG normalizados, que correspondem à atividade muscular do reto femoral (RF), vasto medial (VM), tibial anterior (TA), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio lateral (GL) do sujeito durante os experimentos. A fase de apoio, dentro do ciclo da marcha, varia de 0 à aproximadamente 1 segundo e a segunda fase, fase de equilíbrio, a partir de 1 segundo.

A partir dos sinais de EMG, três primitivas e seus respectivos pesos foram extraídos, utilizando a NNMF, para cada um dos cinco músculos durante as fases de caminhada (apoio e equilíbrio), de acordo com a Figura 4.

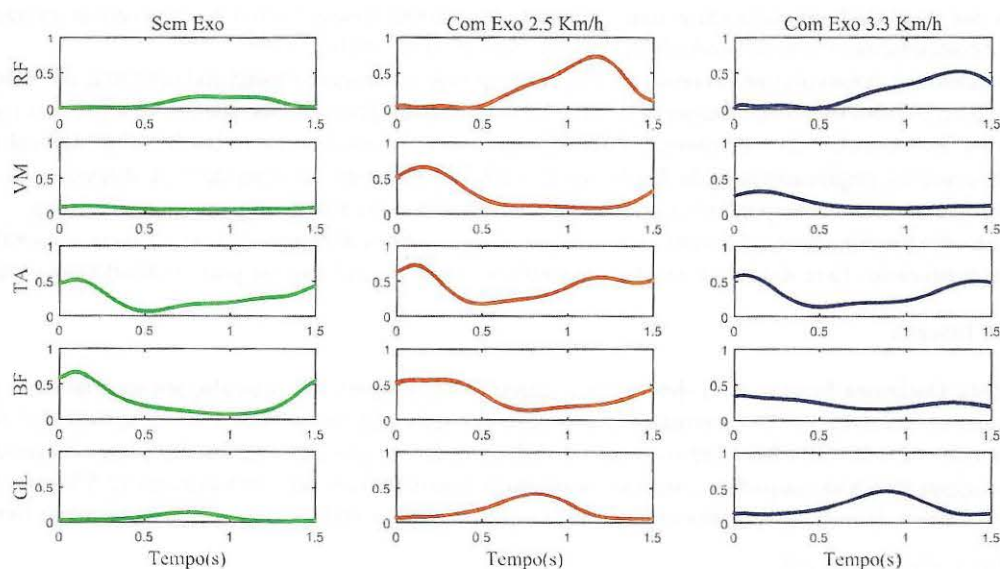


Figure 3. Sinal de EMG Normalizado.

Conforme a Figura 4, Primitiva 1, logo no final da fase de equilíbrio e início da fase de apoio, o músculo tibial anterior apresenta uma maior ativação, principalmente quando o usuário caminha vestindo o exoesqueleto. Por ser um músculo que se estende na lateral da tíbia, ele auxilia na dorsiflexão do pé, evitando que os dedos se arrastem no chão. Na primitiva 1 também pode ser observada uma ativação mais duradoura do bíceps femoral, músculo da coxa ativado ao tocar o pé no chão.

Por outro lado, o gastrocnêmio lateral, um músculo menos importante para equilíbrio e estabilização, apresenta maior ativação na fase final de suporte e início do equilíbrio (suporte terminal), de acordo com o peso da primitiva 2. Quando o usuário caminhou vestindo o exoesqueleto, as ativações desse músculo também foram maiores.

O reto femoral, flexão do quadril e extensão do joelho, apresentaram uma maior ativação no final do apoio e início da fase de equilíbrio, na preparação para o contato com o solo e a absorção do impacto, conforme primitiva 3.

A Figura 5 mostra os torques calculados do quadril, joelho e tornozelo calculados através da Dinâmica Inversa pelo Opensim, conforme Eq. 1, e a Figura 6 mostra as primitivas obtidas a partir dos torques calculados.

As primitivas dos torques das juntas foram obtidas utilizando PCA, e ao analisar os pesos das primitivas nas três condições de caminhada do usuário, percebe-se que o usuário faz um esforço maior para manter seu padrão de marcha natural quando caminha com o exoesqueleto.

Na primitiva 2, na fase de apoio (final da fase), quando o quadril tende a se manter neutro ao se estender o joelho, nota-se que o usuário faz um esforço maior ao utilizar o exoesqueleto, o que pode ser confirmado ao analisar os pesos do

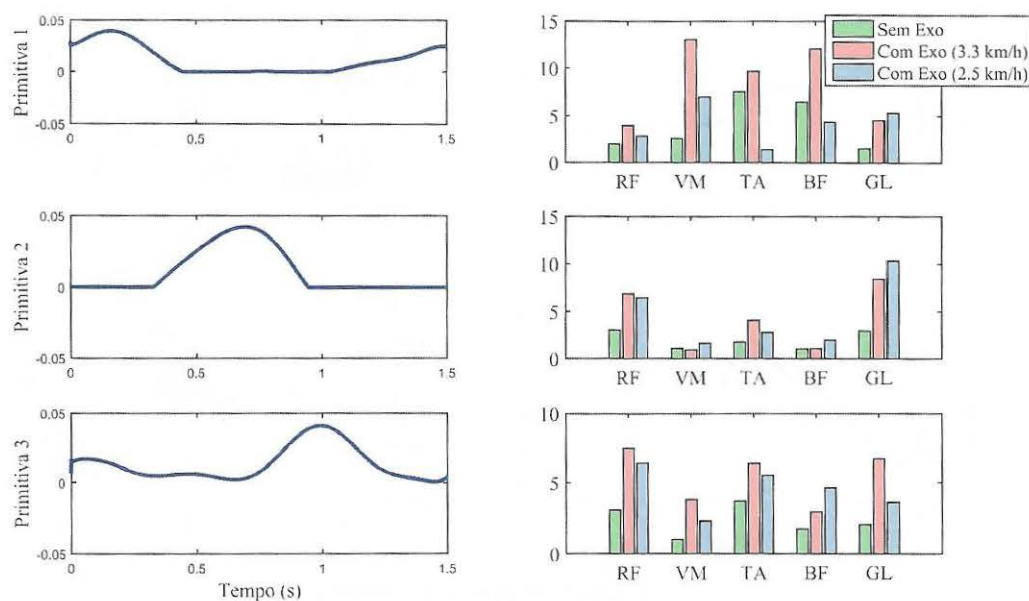


Figure 4. Primitivas dos sinais EMG.

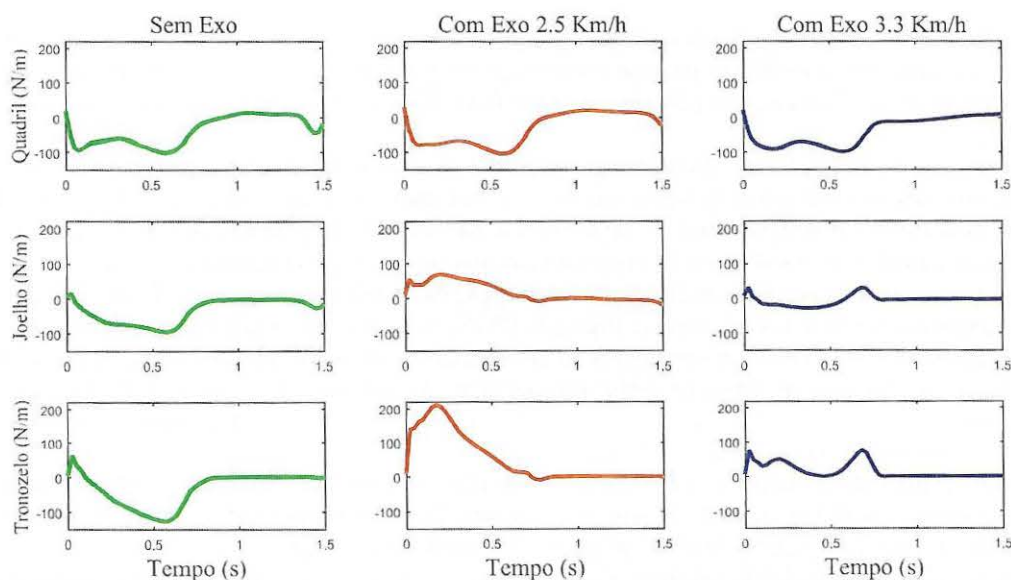


Figure 5. Torque calculado pela Dinâmica Inversa.

músculo reto femoral da primitiva 2, Figura 4, uma vez que o reto femoral está relacionado com o movimento de extensão do joelho.

Observa-se em todas as juntas um peso maior quando o usuário caminha vestindo o exoesqueleto, como por exemplo a primitiva 1 à uma velocidade de 3,3 km/h, quando o usuário dá o passo e estende a articulação do quadril no início da fase da apoio e quando, ao colocar o pé no chão após o aplainamento do pé, o usuário faz uma força maior da articulação do tornozelo (dorsiflexão) também na fase de apoio.

As respostas reconstruídas pelos algoritmos possuem um alto grau de fidelidade, sendo que a variação em todos os conjuntos foi superior a 98%, indicando vantagens claras na eficiência computacional para a abordagem baseada em NNMF e em PCA.

Assim, os resultados sugerem que, a partir de um conjunto mínimo de componentes (três primitivas de EMG e duas primitivas de torque), é possível reconstruir todas as possíveis estimulações musculares ou de atividade cinética para várias condições de utilização do exoesqueleto.

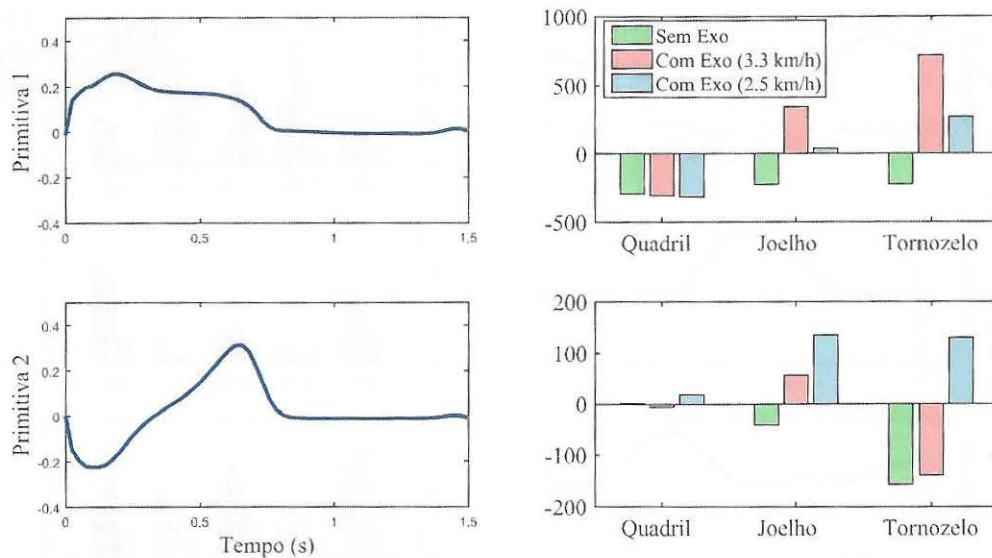


Figure 6. Primitiva dos torques.

4. CONCLUSÃO

Neste trabalho, propomos avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto sobre as características cinéticas e musculares, através das relações entre primitivas motoras e seus respectivos pesos. Para identificar e avaliar as intenções motoras durante a caminhada foi utilizada a eletromiografia de superfície (EMG) e para obter as posições das articulações foram utilizadas IMUs.

A partir dos sinais de EMG, foram calculadas as primitivas motoras de movimento, que combinadas com diferentes pesos, formam um conjunto mínimo de componentes que foram capazes de reconstruir toda a possível estimulação muscular. Utilizando as IMUs foi possível obter as variáveis cinemáticas que, em conjunto com as forças de reação de solo, foram aplicadas utilizando um modelo biomecânico para calcular os torques via Dinâmica Inversa.

Para extrair as primitivas musculares, utilizou-se a Fatorização da Matriz Não-Negativa (NNMF) e no caso dos torques, foi utilizada a análise estatística de Componente Principal (PCA), uma vez que, podem ser gerados valores de torques positivos e negativos. Os algoritmos foram capazes de reconstruir as respostas com um alto grau de fidelidade, onde a variação em todos os conjuntos de sinais foi maior do que 98%. As ativações musculares (EMG) e os torques obtidos pelo sujeito caminhando podem ser explicados como a combinação de três primitivas musculares e apenas duas primitivas derivadas de torques combinados com pesos distintos.

Os resultados experimentais também mostram que os perfis cinéticos são minimamente modificados quando uma velocidade confortável é selecionada. No entanto, um aumento da extensão do quadril quando o usuário dá o passo e maior dorsiflexão do tornozelo podem ser observadas em velocidade mais elevada.

Em ambos os casos de velocidade vestindo o exoesqueleto, a atividade muscular e a força realizada pelo usuário aumentaram, o que caracteriza um maior esforço para manter o padrão de caminhada. Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (Número 26054813.1.0000.5504).

5. REFERÊNCIAS

- AN, Q. ET AL. Muscle synergy analysis of human standing-up motion with different chair heights and different motion speeds. **Systems, Man, and Cybernetics (SMC), 2013 IEEE International Conference on**. IEEE, 2013. p. 3579–3584.
- BIZZI, E. ET AL. Combining modules for movement. **Brain research reviews**, v. 57, p. 125–133, 2008.
- CHEN, B. ET AL. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 5, p. 26–37, special Issue: Orthopaedic Biomaterials and Devices, 2016.
- CONTRERAS-VIDAL, J.L. ET AL. Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. **Journal of Neural Engineering**, v. 13, p.1–16, 2016.
- D'AVELLA, A.; SALTIEL, P.; BIZZI, E. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor

- behavior. **Nature neuroscience**, v. 6, p. 300–308, 2003.
- DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. **IEEE Transactions on Robotics**, v.24, p.144–158, 2008.
- DOS SANTOS, W.M. ET AL. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. **Rehabilitation Robotics (ICORR), 2017 International Conference on**. IEEE, 2017, p. 447–451.
- FLASH, T.; HOCHNER, B. Motor primitives in vertebrates and invertebrates. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 15, p.660–666, 2005.
- GISZTER, S.F. Motor primitives – new data and future questions. **Current Opinion in neurobiology**, v. 33, p. 156–165, 2015.
- IVANENKO, Y.P.; POPPELE, R.E. ; LACQUANITI, F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. **The Journal of physiology**, v. 556, p. 267–282, 2004.
- ISHIDA, R.; S. Nomenclatura em Análise de Marcha, In: Saad, M.; Batistella, L. R. **Análise de Marcha**, São Paulo: Lemos Editorial, 1997.
- KIRTLEY, C.; WHITTLE, M.W.; JEFFERSON, R.J. Influence of walking speed on gait parameters. **Journal of biomedical engineering**, v.7, p.282–288, 1985.
- LEE, D.D.; SEUNG, H.S. Algorithms for non-negative matrix factorization. **Advances in neural information processing systems**, p.556–562, 2001.
- LI, Z.; HAYASHIBE, M.; GUIRAUD, D. Forward estimation of joint torque from Emg signal through muscle synergy combinations. **In Neural Engineering (NER), 6th International IEEE/EMBS Conference on**. IEEE, p. 806–809, 2013.
- LLOYD, D.G.; BESIER, T.F. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. **Journal of Biomechanics**, p. 765–776, 2003.
- NUNES P.F.; DOS SANTOS W.M.; NOGUEIRA S.L.; SIQUEIRA A.A.G. Analyzing Motor Primitives of Healthy Subjects Wearing a Lower Limb Exoskeleton. **2017 24th ABCM International Congress of Mechanical Engineering - COBEM**. ABCM, 2017.
- PAATERO, P.; TAPPER, U. Positive matrix factorization: A nonnegative factor model with optimal utilization of error estimates of data values. **Environmetrics**, vol. 5, p. 111–126, 1994.
- PERSON, K. On lines and planes of closest fit to system of points in space. **Philosophical Magazine**, v. 2, p. 559–572, 1901.
- SARTORI, M.; LLOYD, D.G.; FARINA, D. Neural data-driven musculoskeletal modeling for personalized neurorehabilitation technologies. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 63, p. 879–893, 2016.
- STEELE, K.M.; TRESCH, M.C.; PERREAULT, E.J. The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses. **Frontiers in computational neuroscience**, v.7, p. 105, 2013.
- THELEN, D.G. ET AL. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. **Transactions-American Society Of Mechanical Engineers Journal Of Biomechanical Engineering**, American Society Mechanical Engineers, v. 125, p. 70–77, 2003.
- TURVEY, M.T.; SHAW, R.E.; MACE, W.M. Issues in a theory of action: degrees of freedom, coordinative structures, and coalitions, **Attention and Performance**, p. 557–595, 1978.

6. AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi apoiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Programa de Apoio à Pós-Graduação e à Pesquisa Científica e Tecnológica para Tecnologia Assistiva no Brasil (PGPTA), processo no. 3457/2014, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), processo no. 2013/14756-0.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

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