

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS**

Luca Borgonovi

**Desenvolvimento de Modelo de Interação
Humano-Exoesqueleto Acionado por Sinais EMG para
Reabilitação do Movimento de Flexão e Extensão do
Joelho**

São Carlos

2024

Luca Borgonovi

**Desenvolvimento de Modelo de Interação
Humano-Exoesqueleto Acionado por Sinais EMG para
Reabilitação do Movimento de Flexão e Extensão do
Joelho**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Mecatrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Mecatrônico.

Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

Coorientador: Prof. Dr. Denis César Mosconi Pereira

**São Carlos
2024**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

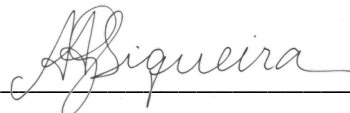
B734d Borgonovi, Luca
Desenvolvimento de modelo de interação
humano-exoesqueleto acionado por sinais EMG para
reabilitação do movimento de flexão e extensão do
joelho / Luca Borgonovi; orientador Adriano Almeida;
coorientador Denis Mosconi. São Carlos, 2024.

Monografia (Graduação em Engenharia Mecatrônica)
-- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade
de São Paulo, 2024.

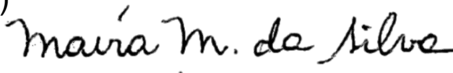
1. Interação humano-robô. 2. Modelo
biomecânico. 3. OpenSim. 4. Reabilitação robótica. 5.
Robôs vestíveis. I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO**Candidato: Luca Borgonovi****Título: Desenvolvimento de Modelo de Interação Humano-Exoesqueleto
Acionado por Sinais EMG para Reabilitação do Movimento de Flexão e Extensão
do Joelho****Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo
Curso de Engenharia Mecatrônica.****BANCA EXAMINADORA****Professor Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira (EESC/USP)
(Orientador)**

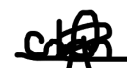
Nota atribuída: 10,0 (dez)


(assinatura)**Professora Dra. Máira Martins da Silva (EESC/USP)**

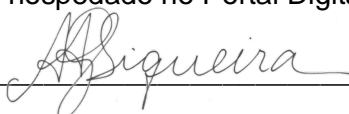
Nota atribuída: 10,0 (dez)


(assinatura)**Professor Msc. Denis Cesar Mosconi Pereira (IFSP)**

Nota atribuída: 10,0 (dez)


(assinatura)**Média: 10,0 (dez)****Resultado: Aprovado****Data: 03/12/2024**

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

SIM ☒ NÃO ☐ Visto do orientador

*Este trabalho é dedicado a toda a comunidade de Bioengenharia,
como uma pequena contribuição para o desenvolvimento de
novas tecnologias que melhorem a saúde e a vida das pessoas.*

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por sempre me dar a determinação de que preciso para lutar por aquilo em que acredito.

Agradeço também aos meus familiares: meus pais Neusa e Nino, minha namorada Letícia e meus irmãos Ângelo, Bruno, Maristella e Sandra. Vocês são as pessoas que me fazem feliz e tornam os meus dias melhores. Obrigado por fazerem parte da minha vida.

Além disso, também agradeço a todos os amigos que fiz ao longo da graduação. Não seria possível eu me formar sem o apoio e a força que vocês me deram nos últimos anos.

Por fim, agradeço a todos os professores os quais já compartilharam um pouco de seu conhecimento comigo, contribuindo para minha formação como engenheiro e ser humano. Em especial, aos meus orientadores Adriano e Denis, que tanto me guiaram, desde o começo de minha iniciação científica, em 2021, no Laboratório de Reabilitação Robótica. Também não posso deixar de mencionar meu professor de Matemática Saulo, o qual me incentivou a seguir o caminho da Engenharia por meio de suas aulas incríveis e de sua evidente paixão pelo que fazia.

“Se enxerguei mais longe, foi por estar sobre os ombros de gigantes.”

Isaac Newton

RESUMO

BORGONOV, L. **Desenvolvimento de Modelo de Interação Humano-Exoesqueleto Acionado por Sinais EMG para Reabilitação do Movimento de Flexão e Extensão do Joelho**. 2024. 43 p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2024.

O uso de modelos computacionais é de extrema importância para a Reabilitação Robótica, pois permite simular o comportamento dinâmico de um sistema antes da construção do dispositivo representado pelo modelo a ser simulado, garantindo seu desempenho seguro — característica essencial para o uso do instrumento em tratamentos fisioterapêuticos. Utilizando essa abordagem de modelagem de sistemas dinâmicos, este trabalho tem como objetivo apresentar e simular um modelo de interação humano-exoesqueleto para flexão e extensão do joelho equipado com uma órtese ativa, calculando o torque realizado pelo ser humano tendo sinais EMG como entradas. A importância deste trabalho está no desenvolvimento e na análise de um modelo biomecânico que leve em consideração aspectos biológicos do ser humano, com base em sinais EMG, ao invés de considerar um corpo humano como um sistema multicorpo sujeito apenas a torques, que é, por natureza, puramente mecânico. Para desenvolver relações biomecânicas, os sinais EMG são convertidos em ativações musculares e então torques exercidos pelos músculos. Estes requerem um modelo de interação, desenvolvido no software OpenSim, para obter as posições angulares do sistema durante o movimento. Por fim, a precisão do método de sinais EMG é comparada com outro método, mais tradicional, o da Dinâmica Inversa, e com dados experimentais coletados por sensores. A utilização de sinais EMG é eficaz na estimativa do comportamento dinâmico do movimento, mas os valores de torque derivados da Dinâmica Inversa são mais exatos.

Palavras-chave: Interação humano-robô. Modelo biomecânico. OpenSim. Reabilitação robótica. Robôs vestíveis.

ABSTRACT

BORGONOVİ, L. **EMG-Driven Human-Exoskeleton Interaction Model for Knee Flexion and Extension Rehabilitation**. 2024. 43 p. Monograph (Conclusion Course Paper) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2024.

The use of computational models is extremely important for Robotic Rehabilitation, as it allows the simulation of its dynamic behavior before building the device represented by the model to be simulated, ensuring its safe performance — an essential feature for the use of the instrument in physiotherapeutic treatments. Using this approach of dynamic systems modeling, this work aims to present and simulate a human-exoskeleton interaction model for knee flexion and extension equipped with an active orthosis, calculating the human torque having EMG signals as inputs. The importance of this work is the development and analysis of a biomechanical model that takes into account biological aspects of the human being, based on the EMG signals, instead of considering a human body as a multibody system subjected only to torques, which is, in its nature, purely mechanical. In order to develop biomechanical relationships, the EMG signals are converted into muscle activations and then torques exerted by the muscles. This approach requires an interaction model, developed in OpenSim software, to obtain the angular positions of the system during movement. Finally, the accuracy of the EMG signals method is compared with another method, a more traditional one, that of Inverse Dynamics, and with experimental data collected by sensors. The use of active EMG signals is effective in estimating the dynamic behavior of the movement, but the torque values derived from the Inverse Dynamics are more accurate.

Keywords: Human-robot interaction. Biomechanical model. OpenSim. Robotic rehabilitation. Wearable robots.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – ExoTAO | 25 |
| Figura 2 – Eletromiógrafo Trigno | 26 |
| Figura 3 – Plataforma PXIe-8115 da National Instruments | 27 |
| Figura 4 – Modelo musculoesquelético genérico de OpenSim | 28 |
| Figura 5 – Um usuário vestindo o ExoTAO com a junta do joelho | 29 |
| Figura 6 – a) Um usuário vestindo o ExoTAO com a junta do joelho b) O modelo de interação correspondente (as linhas vermelhas representam os músculos, o disco azul representa o atuador do robô, e a seta verde indica a direção sagital dos movimentos) | 30 |
| Figura 7 – Fluxograma dos procedimentos realizados relacionados ao experimento físico, dimensionamento do modelo, determinação do torque humano e simulações baseadas em Dinâmica Direta. | 33 |
| Figura 8 – Ativações musculares determinadas a partir dos sinais EMG medidos na Fase I (a) e Fase II (b). Os músculos cujos sinais EMG foram medidos são: os flexores semitendíneo (SM) e bíceps femoral (BF) e os extensores vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF). | 35 |
| Figura 9 – Torques envolvidos na Fase I (a) e Fase II (b). τ_R é o torque da órtese, τ_{ID} é o torque humano determinado pela Dinâmica Inversa e τ_{EMG} é o torque humano determinado pelos sinais EMG medidos. | 35 |
| Figura 10 – Posições angulares do joelho (a) e erros relacionados à referência (b) na Fase I. | 37 |
| Figura 11 – Posições angulares do joelho (a) e erros relacionados à referência (b) na Fase II. | 37 |

SUMÁRIO

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 19 |
| 1.1 | Motivação | 19 |
| 1.2 | Objetivos | 20 |
| 2 | BASE TEÓRICA | 21 |
| 2.1 | Corpo Humano | 21 |
| 2.2 | Exoesqueleto | 21 |
| 2.3 | Eletromiografia | 22 |
| 3 | METODOLOGIA | 25 |
| 3.1 | Materiais e Ferramentas Computacionais | 25 |
| 3.1.1 | ExoTAO | 25 |
| 3.1.2 | Eletromiógrafo Trigno | 26 |
| 3.1.3 | Sistema de Controle em tempo real RobRehabControl | 26 |
| 3.1.4 | MATLAB | 27 |
| 3.1.5 | OpenSim | 27 |
| 3.1.5.1 | Scale Tool (Escalonamento) | 27 |
| 3.1.5.2 | Inverse Dynamics (Dinâmica Inversa) | 27 |
| 3.1.5.3 | Forward Dynamics (Dinâmica Direta) | 28 |
| 3.2 | Procedimento Experimental | 28 |
| 3.3 | Modelo de Interação Humano-Exoesqueleto | 29 |
| 3.4 | Determinação do Torque Humano | 30 |
| 3.4.1 | Método da Dinâmica Inversa | 30 |
| 3.4.2 | Método de Sinais EMG | 31 |
| 3.5 | Simulação Baseada em Dinâmica Direta | 32 |
| 3.6 | Análise | 33 |
| 4 | RESULTADOS | 35 |
| 5 | CONCLUSÃO | 39 |
| | REFERÊNCIAS | 41 |

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

Estima-se que cerca de 15 milhões de pessoas sofram acidente vascular cerebral (AVC), anualmente, no mundo. Entre estas, cinco milhões permanecem com alguma deficiência motora e necessitam de fisioterapia para recuperar os movimentos dos membros superiores e/ou inferiores (WHO, 2011; WHO, 2018). Nesse aspecto, as terapias tradicionais, embora bem-sucedidas, são lentas, impactando a vida dos pacientes que necessitam de seus movimentos para realizar algum tipo de trabalho, ou até mesmo diminuindo a autoestima dessas pessoas por estas não verem avanços tão rapidamente em sua recuperação.

Com o intuito de potencializar esses tratamentos fisioterapêuticos, dispositivos robóticos para reabilitação têm sido amplamente desenvolvidos: os exoesqueletos (Vinoj *et al.*, 2019; Santos *et al.*, 2017; Young; Ferris, 2017; Huo *et al.*, 2016). Dessa forma, o uso dessa tecnologia possibilita uma recuperação mais rápida para o paciente e, conseqüentemente, proporciona uma melhor qualidade de vida para ele, permitindo que retorne às suas atividades diárias o mais breve possível. Além disso, o exoesqueleto também exige menos esforço do fisioterapeuta e pode até mesmo reduzir a carga de trabalho desse profissional, pois tarefas que, antes, eram realizadas por este, podem ser feitas por esse equipamento robótico. Além disso, os exoesqueletos também podem coletar dados sobre o movimento individual para um melhor diagnóstico da deficiência motora de um paciente, o que aumenta as possibilidades de como esses robôs são úteis para aprimorar tratamentos de reabilitação (Huang; Krakauer, 2009; Diaz; Gil; Sanchez, 2011; Ibarra; Siqueira, 2014; Androwis *et al.*, 2018).

Entretanto, para construir exoesqueletos confiáveis, é importante desenvolver tanto um modelo quanto uma simulação que reproduzam, computacionalmente, seu comportamento, antes de começar a construir o dispositivo. A obtenção de modelos matemáticos e computacionais é primordial para a Engenharia, pois permite entender as relações entre as grandezas físicas de um objeto de estudo e prever o comportamento de um sistema físico, antes que ele seja testado, de forma que não cause possíveis danos às pessoas, ao ambiente e aos equipamentos envolvidos, além de economizar custos. Evitar esses danos é muito relevante, especificamente, na Bioengenharia, na qual o ser humano e o sistema de engenharia interagem constantemente, trazendo riscos às pessoas se a interação não for bem planejada. Além disso, o conhecimento prévio de um sistema e seus impactos aumenta a eficácia dos tratamentos de saúde. Vários trabalhos têm recorrido à modelagem e simulação com foco no desenvolvimento de análise e controle de movimento, mas há uma carência de trabalhos que proponham o desenvolvimento de modelos de interação humano-exoesqueleto baseados em sinais eletromiográficos (EMG) (Peña *et al.*, 2019;

Sousa; Freire; Bo, 2019; Sousa, 2018; Sousa *et al.*, 2016; Khamar; Edrisi, 2018; Ghannadi *et al.*, 2017; Delp *et al.*, 2007).

1.2 Objetivos

Neste trabalho, apresenta-se o desenvolvimento e a análise de um modelo de interação humano-exoesqueleto acionado por sinais EMG para flexão e extensão do joelho humano e cujo propósito é aumentar a compreensão biomecânica do sistema neuromusculoesquelético (NME), fornecendo relações entre sinais EMG e torques humanos de um usuário equipado com uma órtese ativa, o exoesqueleto. Para verificar a eficácia do método de sinais EMG, os objetivos deste trabalho são: calcular o torque humano a partir dos sinais EMG de um indivíduo, calcular as posições angulares desse indivíduo a partir de seus torques e comparar os resultados obtidos com o método da Dinâmica Inversa e com dados experimentais.

Propõe-se duas hipóteses: (1) os resultados obtidos pelo método de sinais EMG apresentam comportamento consistente com os dados experimentais, sendo capazes de descrever o comportamento dinâmico do sistema. (2) os torques e as posições angulares do joelho obtidos pelo método de sinais EMG são mais próximos dos experimentais do que aqueles adquiridos pelo método da Dinâmica Inversa, pois o primeiro método leva aspectos biológicos do ser humano em consideração.

2 BASE TEÓRICA

Nesta seção, apresenta-se os fundamentos necessários para o entendimento das próximas seções deste trabalho.

2.1 Corpo Humano

O corpo humano é composto por diferentes sistemas, como digestório, respiratório, nervoso etc. Cada um deles é responsável por um conjunto distinto de processos que precisam ser exercidos para o bom funcionamento de um organismo. Entre eles, destaca-se o sistema musculoesquelético, composto por ossos, músculos, articulações, entre outros componentes responsáveis tanto pela movimentação quanto pelo controle dos movimentos de um indivíduo (Damsgaard *et al.*, 2006).

Nesse contexto, existem diferentes problemas de origem neurológica que podem comprometer os movimentos do corpo humano. Por exemplo, acidente vascular cerebral (AVC), paralisia cerebral e doença de Parkinson (Handley *et al.*, 2009; Vitrikas; Dalton; Breish, 2020; Kumar; Lohmann; Klein, 2012). A deficiência na movimentação de um ser humano devido a problemas do sistema neuromusculoesquelético (NME) — nesse caso, fala-se em sistema neuromusculoesquelético (NME), pois se integra o sistema musculoesquelético com aspectos neurológicos (Hatze, 1980) — pode implicar em consequências bastante negativas em sua vida, tais quais o comprometimento do seu trabalho e até mesmo do psicológico dessa pessoa, pois a deficiência na movimentação, somada à lenta recuperação, pode diminuir a sua autoestima.

Isto posto, há tratamentos fisioterapêuticos para a recuperação dos indivíduos com esses problemas, e é cada vez mais comum utilizar diferentes tecnologias nesses tratamentos para potencializá-los, isto é, torná-los mais rápidos e efetivos. Entre essas tecnologias, encontra-se a Robótica, a qual pode estar presente sob a forma de robôs vestíveis denominados exoesqueletos (Gelderblom *et al.*, 2009).

2.2 Exoesqueleto

Exoesqueletos são robôs vestíveis no corpo humano e que podem ajudá-lo a desempenhar diferentes tarefas que vão além da capacidade humana. Por exemplo, o uso militar de aumentar a capacidade física de soldados (Proud *et al.*, 2022). Outra área de utilização de exoesqueletos é a da saúde, na qual estes podem ser divididos em assistivos e para reabilitação; os primeiros podem ser usados em pacientes cuja movimentação comprometida não pode mais ser recuperada, fornecendo auxílio no movimento afetado como um todo, e os segundos costumam ser usados em pacientes que, embora tenham perdido algum tipo

de movimento devido a um problema NME, aquele pode ser recuperado com tratamento fisioterapêutico, constituindo o processo de reabilitação robótica (Secciani *et al.*, 2021).

O exoesqueleto para reabilitação pode ser projetado utilizando atuadores, os quais podem ajudar ou estimular a movimentação durante a reabilitação robótica. Nesse âmbito, os tratamentos fisioterapêuticos costumam consistir na repetição do movimento comprometido, e para um indivíduo que tenha dificuldade de movimentar uma determinada articulação, o exoesqueleto associado a esta pode realizar um torque no mesmo sentido de movimento para auxiliá-la; numa situação oposta, a fim de que um indivíduo fortaleça os músculos associados a uma movimentação comprometida, o exoesqueleto pode exercer um torque no sentido contrário para que o corpo humano precise fornecer mais torque para se movimentar (Shi *et al.*, 2019; Zhou; Yang; Xue, 2021).

No processo de reabilitação robótica, para que o corpo humano funcione bem interagindo com o exoesqueleto, é necessário o uso de modelos que demonstrem essa interação. Neste trabalho, utiliza-se um modelo de interação humano-exoesqueleto que usa sinais eletromiográficos (EMG) para associá-los aos torques produzidos.

O foco deste trabalho são os exoesqueletos de membros inferiores, focados na recuperação da marcha humana. Especialmente, a articulação do joelho humano.

2.3 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é uma técnica de diagnóstico que avalia a atividade elétrica dos músculos. A EMG registra os potenciais de ação gerados nas fibras musculares quando são ativadas pelos nervos. Essa técnica é utilizada para estudar a função muscular e os nervos que inervam esses músculos.

Os sinais eletromiográficos (EMG) são os registros da atividade elétrica dos músculos. Eles são captados por eletrodos colocados sobre a superfície da pele (EMG de superfície) ou inseridos diretamente no músculo (EMG de agulha). Os sinais refletem a ativação muscular e podem ser analisados quanto à amplitude, frequência e padrão, fornecendo informações sobre a saúde muscular e nervosa (Gohel; Mehendale, 2020).

Existem dois tipos mais empregados de EMG. A EMG de superfície utiliza eletrodos colocados sobre pele, na região do músculo a ser estudado, sendo não invasiva, fácil de realizar e mais adequada para avaliação de grupos musculares e para estudos de movimento; no entanto, pode tornar o modelo menos representativo em alguns casos, especialmente se necessita medir a atividade de músculos profundos ou é utilizada em condições que afetam a condução do sinal. A EMG de agulha envolve a inserção de um eletrodo de agulha diretamente no músculo; essa técnica é mais invasiva do que a de superfície, mas fornece uma avaliação mais detalhada da atividade elétrica das fibras musculares individuais, sendo especialmente útil para diagnosticar condições neuromusculares específicas (Chowdhury *et*

al., 2013; Daube; Rubin, 2009).

Neste trabalho, utiliza-se a EMG de superfície, pois, caso os resultados já sejam satisfatórios para esse método, não é necessário realizar uma medição invasiva, como no caso da EMG de agulha.

3 METODOLOGIA

Nesta seção, apresenta-se Materiais e Ferramentas Computacionais usados no desenvolvimento deste trabalho. Além disso, apresenta-se também o procedimento realizado. Primeiro, um indivíduo realizou um experimento físico, conforme mostrado na seção Procedimento Experimental, então se usou os dados coletados desse experimento para preparar o modelo de interação humano-exoesqueleto acionado por sinais EMG. Usou-se tal modelo para determinar os torques humanos por dois métodos: baseado em Dinâmica Inversa e baseado em sinais EMG. Por fim, utilizou-se esses torques calculados para realizar simulações de Dinâmica Direta e chegar às posições angulares do sistema a fim de comparar os dois métodos entre si e também com os dados experimentais coletados por sensores. Finalmente, apresenta-se a análise dos resultados obtidos na seção Análise.

3.1 Materiais e Ferramentas Computacionais

Neste trabalho, utilizou-se o exoesqueleto para reabilitação de membros inferiores — o ExoTAO — desenvolvido no Laboratório de Reabilitação Robótica da USP para a movimentação de um indivíduo, o eletromiógrafo Trigno (produzido pela Delsys) para medir sua atividade EMG e o sistema de controle em tempo real RobRehabControl. Além disso, também se usou os softwares MATLAB da MathWorks e OpenSim, desenvolvido pela Stanford University e mantido pela SimTK, integrados por meio de uma Application Programming Interface (API).

3.1.1 ExoTAO

O exoesqueleto usado, neste trabalho, foi o ExoTAO (Figura 1), desenvolvido pelo Laboratório de Reabilitação Robótica da USP.

Figura 1 – ExoTAO



Fonte: Laboratório de Reabilitação Robótica da USP

Trata-se de um exoesqueleto para reabilitação de membros inferiores modular, ajustável para pacientes com altura entre 1,65 m e 1,90 m e com atuadores para quadris, joelhos e tornozelos. O módulo de interesse é o de joelho, que possui um atuador elástico em série (SEA) com um encoder para medir a posição angular do atuador (Santos *et al.*, 2017).

3.1.2 Eletromiógrafo Trigno

Utilizou-se o eletromiógrafo Trigno — produzido pela Delsys — para medir sinais EMG (Figura 2), que se trata de um eletromiógrafo de superfície. Para a captura da atividade muscular, usou-se cinco sensores: três deles monitoram os músculos extensores, localizados na parte anterior da coxa, e dois registram a atividade dos músculos flexores, situados na parte posterior da coxa. O eletromiógrafo Trigno dispõe de 16 sensores diferenciais com uma configuração de detecção em barras paralelas, cada um contendo um canal de EMG e três acelerômetros. Os sinais EMG são amostrados a uma taxa de 2 kHz, com resolução de 16 bits e uma largura de banda que varia de 20 a 450 Hz, sendo os dados transmitidos por meio de um cabo DC-A22 para a placa PXIe 6361 da plataforma PXIe 1071, em que os dados são processados e controlados (Santos; Caurin; Siqueira, 2017).

Figura 2 – Eletromiógrafo Trigno



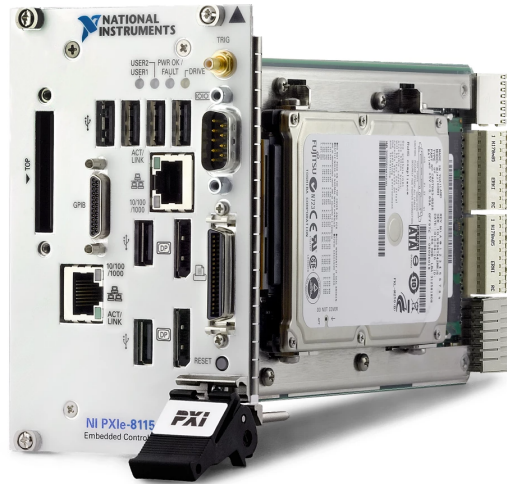
Fonte: Delsys

3.1.3 Sistema de Controle em tempo real RobRehabControl

A fim de garantir que cada etapa do processo de reabilitação fosse realizada dentro de um intervalo de tempo específico, utilizou-se o sistema de controle em tempo real RobRehabControl desenvolvido por (Consoni, 2017) usando a plataforma PXIe-8115 da National Instruments (Figura 3).

A execução de cada atividade do processo é de 5 milissegundos no máximo.

Figura 3 – Plataforma PXIe-8115 da National Instruments



Fonte: National Instruments

3.1.4 MATLAB

Realizou-se todos os cálculos de processamento de dados e simulações com a utilização do software de cálculo numérico MATLAB da MathWorks. Integrou-se seu uso com o software OpenSim da SimTK, por meio de uma API, permitindo a utilização de classes e métodos relacionados à área de Biomecânica.

3.1.5 OpenSim

O OpenSim se trata de um software de código aberto para modelagem e simulação de sistemas biomecânicos (Figura 4). Ele dispõe de uma série de ferramentas as quais permitem a criação e a análise de modelos musculoesqueléticos e de equipamentos associados a eles, como próteses e órteses. Neste trabalho, usou-se a sua integração com o MATLAB, mediante a uma API (Delp *et al.*, 2007).

Utilizou-se três funcionalidades dele: Scale Tool (Escalonamento), Inverse Dynamics (Dinâmica Inversa) e Forward Dynamics (Dinâmica Direta).

3.1.5.1 Scale Tool (Escalonamento)

Realiza o Escalonamento no modelo, que consiste em implementar nele as medidas antropométricas de um indivíduo.

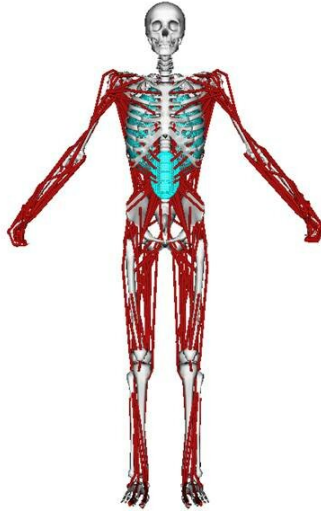
3.1.5.2 Inverse Dynamics (Dinâmica Inversa)

Determina as forças generalizadas em cada articulação responsável por um determinado movimento.

3.1.5.3 Forward Dynamics (Dinâmica Direta)

É a solução (integração) das equações diferenciais que definem a dinâmica de um modelo musculoesquelético.

Figura 4 – Modelo musculoesquelético genérico de OpenSim



Fonte: (Chang *et al.*, 2018)

3.2 Procedimento Experimental

Para realizar o procedimento experimental, um indivíduo saudável, do sexo masculino, com 29 anos, 1,77 m de altura e 84 kg de massa, usando uma órtese ativa de joelho, realizou, sentado, movimentos de flexão e extensão do joelho direito. Mostrou-se as trajetórias desejadas ao indivíduo, por meio de uma interface gráfica, para que ele pudesse fazer o movimento o mais próximo possível do esperado.

Mediu-se os sinais EMG de cinco músculos do indivíduo usando um eletromiógrafo Trigno, produzido pela Delsys, durante o procedimento experimental. Os músculos dos quais se mediu os sinais foram: os flexores semitendíneo (SM) e bíceps femoral (BF) e os extensores vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF).

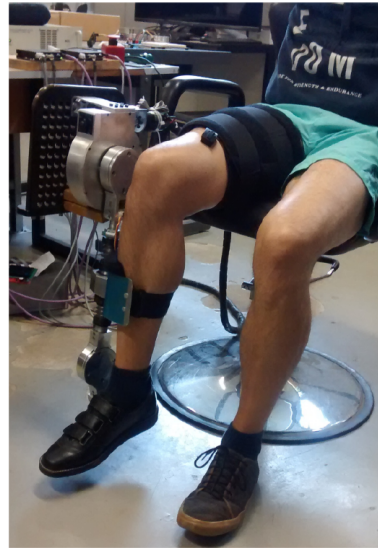
Neste trabalho, a órtese ativa de joelho foi constituída pelo módulo de joelho do exoesqueleto ExoTAO. Este é um exoesqueleto modular de membro inferior com seis articulações livres e independentes, desenvolvido por (Santos *et al.*, 2017), capaz de realizar movimentos sagitais (Figura 6a). O módulo de joelho possui um SEA projetado por (Santos; Caurin; Siqueira, 2017), que foi utilizado para medir a posição angular do joelho e o torque exercido pelo atuador da órtese.

Durante o procedimento experimental, controlou-se a órtese ativa pela Equação (3.1):

$$\tau_R = K_R(\theta^d - \theta) - B_R\dot{\theta} \quad (3.1)$$

Em que τ_R é o torque exercido pela órtese, K_R é o coeficiente de rigidez e B_R é o coeficiente de amortecimento. As posições angulares desejada pelo movimento e real são, respectivamente, θ_d e θ . $\dot{\theta}$ é a velocidade angular do sistema.

Figura 5 – Um usuário vestindo o ExoTAO com a junta do joelho



Fonte: Peña et al., 2019

Dividiu-se o procedimento experimental em duas fases:

- **Fase I:** o comportamento da órtese é ativo-assistivo, ajudando o usuário a desempenhar o movimento desejado, ou seja, realizando um torque no mesmo sentido do movimento.
- **Fase II:** o comportamento da órtese é ativo-resistivo, dificultando o usuário a realizar o movimento desejado, isto é, produzindo um torque no sentido contrário ao do movimento, defasado em 180°.

3.3 Modelo de Interação Humano-Exoesqueleto

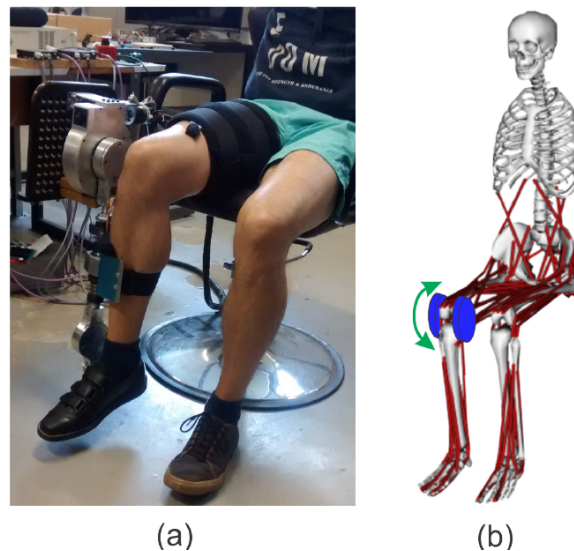
Desenvolveu-se um modelo computacional do indivíduo usando a órtese ativa para simular a interação entre o ser humano e o robô (Figura 6b). Com esse modelo calculou-se o torque humano e realizou-se simulações de Dinâmica Direta.

Desenvolveu-se o modelo de interação usando o modelo NME humano gait2392, que é um modelo tridimensional de 23 graus de liberdade dos membros inferiores humanos com 92 atuadores musculotendinosos representando os 76 músculos nas extremidades inferiores e tronco, desenvolvido por (Delp *et al.*, 1990) e fornecido por meio do OpenSim (Delp *et al.*,

2007). Adicionou-se um atuador ao joelho direito do modelo neuromusculoesquelético para simular o atuador da órtese usada pelo indivíduo durante os procedimentos experimentais. Tal atuador é ideal, ou seja, sem atraso de resposta e perdas. Os eixos articulares do robô e do usuário são considerados colineares.

Neste trabalho, chama-se o modelo de acionado por sinais EMG devido a sua capacidade de lidar com ativações musculares e quantidades relacionadas, obtidas pela medição de sinais EMG. Para ajustar a antropometria do modelo à do usuário, usou-se a Scale Tool do OpenSim.

Figura 6 – a) Um usuário vestindo o ExoTAO com a junta do joelho b) O modelo de interação correspondente (as linhas vermelhas representam os músculos, o disco azul representa o atuador do robô, e a seta verde indica a direção sagital dos movimentos)



Fonte: Autor

3.4 Determinação do Torque Humano

Conhecer o torque que o paciente está realizando, durante o movimento de reabilitação, é extremamente útil, pois permite o desenvolvimento de controles de interação humano-robô mais eficientes, além de fornecer dados quantitativos para um prognóstico.

No entanto, a medição direta do torque humano não é possível. Por esse motivo, ele precisa ser determinado por meios indiretos. Neste trabalho, utiliza-se dois métodos para determinar o torque humano: baseado na Dinâmica Inversa e baseado em sinais EMG.

3.4.1 Método da Dinâmica Inversa

O método da Dinâmica Inversa consiste em determinar os torques necessários para que um dado sistema mecânico realize uma cinemática pré-definida. Assim, tendo

as posições, velocidades e acelerações generalizadas, as características físicas (massa e momento de inércia) do sistema humano-exoesqueleto e as forças externas, é possível calcular o torque exercido pelo indivíduo, resolvendo a Equação 3.2.

$$\tau_{ID} = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}), G(q) + F_{ext} \quad (3.2)$$

Em que N é o número de graus de liberdade, $q, \dot{q}, \ddot{q} \in R^N$ são os vetores de posições, velocidades e acelerações generalizadas respectivamente, $M(q) \in R^{N \times N}$ é a matriz de massa do sistema, $C(q, \dot{q}) \in R^N$ é o vetor de Coriolis e força centrífuga, $G(q) \in R^N$ é o vetor de forças gravitacionais, F_{ext} são as forças externas (nesse caso, o torque aplicado pela órtese) e τ_{ID} é o torque humano.

Ao determinar o torque humano usando a Dinâmica Inversa, apenas suas características mecânicas (cinemática, massa e momento de inércia) são consideradas, não levando em conta suas características biológicas (ativação muscular e comprimento de fibra músculo-tendínea), de modo que o indivíduo é visto apenas como um sistema mecânico multicorpo, como ocorre na determinação da Dinâmica Inversa de robôs.

3.4.2 Método de Sinais EMG

Para determinar o torque humano, levando em consideração as características biológicas, este trabalho é baseado no de Peña (Peña *et al.*, 2019) e usa os sinais EMG, bem como as características biomecânicas fornecidas pelo modelo de interação. Primeiro, filtrou-se e se processou os sinais EMG conforme descrito em (Peña *et al.*, 2019), então a ativação muscular foi determinada usando a Equação (3.3).

$$a(u) = \frac{e^{AuR^{-1}}}{e^A - 1} \quad (3.3)$$

Em que u é o sinal EMG processado, $-3 \leq A < 0$ é um fator de forma não linear e R é a contração isométrica voluntária máxima.

Determinou-se as forças ativas e passivas dos músculos de acordo com as Equações (3.4) e (3.5), respectivamente.

$$F_A^m = f_A(l^m) \cdot f_V(\dot{l}^m) \cdot F_0^m \cdot a(u) \quad (3.4)$$

$$F_P^m = f_P(l^m) \cdot F_0^m \quad (3.5)$$

Em que $f_A(l^m)$ é a função força-comprimento ativa normalizada, $f_V(\dot{l}^m)$ é a função força-velocidade normalizada, $f_P(l^m)$ é a função força-comprimento passiva normalizada e F_0^m é a força isométrica máxima.

A força fornecida pela unidade muscular é então determinada pela Equação 3.6.

$$F^{mt} = \alpha(F_A^m + F_P^m). \cos \phi \quad (3.6)$$

Em que α é um fator de escala e ϕ é o ângulo de penação (o ângulo entre a orientação do músculo e as fibras do tendão).

Finalmente, o torque da articulação é determinado pela Equação 3.7.

$$\tau_{EMG} = \left| \sum_{i=1}^n F_i^{mt} r_i \right| - \left| \sum_{j=1}^n F_j^{mt} r_j \right| \quad (3.7)$$

Em que n é o número de flexores, m é o número de extensores e r são os braços de momento.

Os braços de momento, o comprimento da fibra do tendão, o ângulo de penação e a força isométrica máxima foram determinados usando o modelo de interação escalonado para o indivíduo.

3.5 Simulação Baseada em Dinâmica Direta

Após se executar o procedimento experimental e se ter o torque humano determinado, realizou-se simulações baseadas em Dinâmica Direta a fim de verificar se o modelo de interação pode executar o mesmo movimento que o indivíduo fez durante o experimento.

Diferentemente da Dinâmica Inversa, a Dinâmica Direta determina a cinemática generalizada do modelo quando submetido à influência de forças e torques. Ela é realizada resolvendo a Equação (3.8) com a finalidade de determinar a aceleração generalizada e, em seguida, integrando-a numericamente para obter a velocidade e a posição generalizadas.

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}[\tau + C(q, \dot{q}) + G(q) + F_{ext}] \quad (3.8)$$

Em que $\tau \in R^N$ é o vetor de torques articulares (os outros componentes da equação são os mesmos que os da Equação 3.8).

Na Figura 7, θ_d é o movimento de referência que o indivíduo deveria ter seguido durante o experimento físico, θ_R é o movimento realmente realizado por ele e τ_R é o torque aplicado pela órtese.

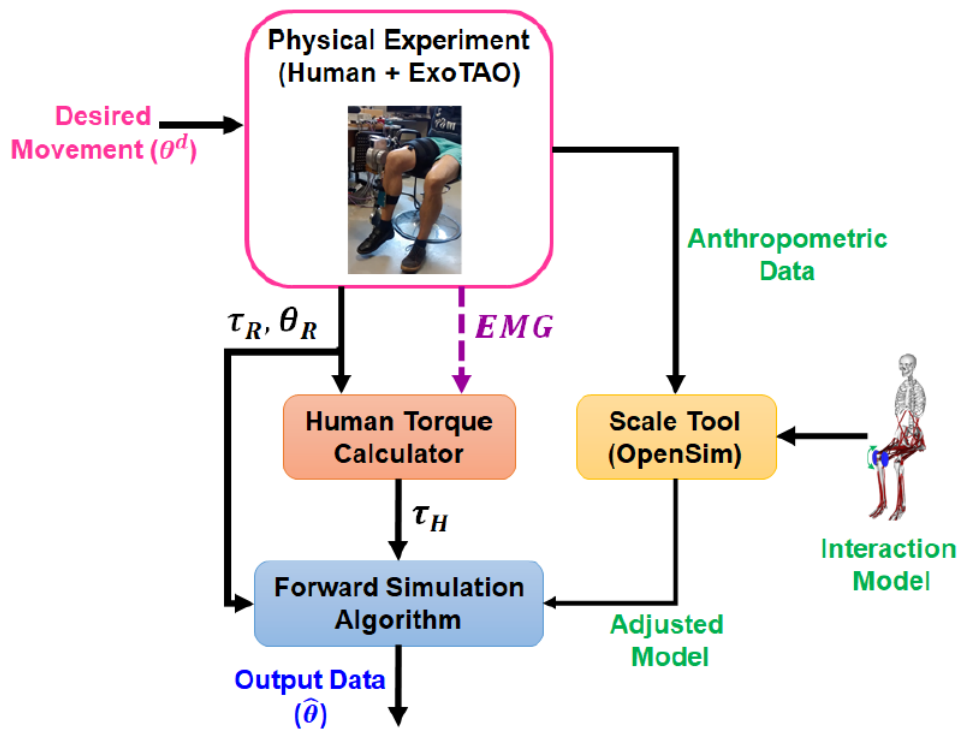
O bloco Scale Tool ajusta o modelo de interação à antropometria do indivíduo que realizou o experimento físico, de modo que o modelo tenha a mesma massa, altura, momentos de inércia e, conseqüentemente, parâmetros musculares que a pessoa.

O bloco Human Torque Calculator representa a etapa de determinação dos torques exercidos pelo indivíduo. Conforme se discutiu em Determinação do Torque Humano,

utilizou-se dois métodos para determinar o torque humano: baseado em Dinâmica Inversa e baseado em sinais EMG. Assim, τ_H na saída deste bloco pode representar τ_{ID} ou τ_{EMG} , de acordo com o método utilizado.

O bloco Forward Simulation Algorithm utiliza as variáveis dos blocos anteriores e resolve a Equação (3.8), determinando $\hat{\theta}$, que é o movimento realizado pelo modelo de interação ajustado ao indivíduo em questão. Espera-se que, com o modelo de interação tendo a mesma antropometria do indivíduo que realizou o experimento físico, o movimento determinado pela simulação seja o mais próximo possível daquele realizado pelo indivíduo, ou seja: $\hat{\theta} \approx \theta_R$.

Figura 7 – Fluxograma dos procedimentos realizados relacionados ao experimento físico, dimensionamento do modelo, determinação do torque humano e simulações baseadas em Dinâmica Direta.



Fonte: Autor

Realizou-se todas as simulações num computador com processador Intel®Core™i7 8750H 2.20 GHz, 8.00 GB de RAM, placa de vídeo dedicada de 128 MB e Windows 10 Home Single Language 64 bits. As simulações aconteceram nas plataformas OpenSim versão 3.3 e MATLAB R2015a.

3.6 Análise

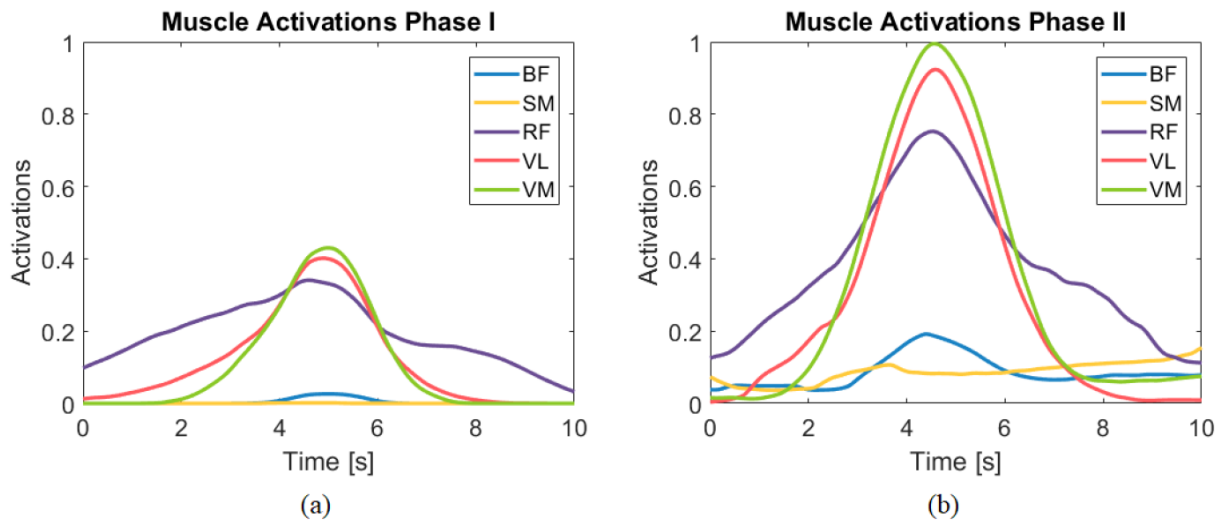
Para avaliar a eficácia do modelo proposto, comparou-se os torques obtidos pelos processos mencionados na Determinação do Torque Humano, bem como o movimento simulado obtido a partir da aplicação de cada torque humano.

Conforme mencionado acima, o modelo terá um bom desempenho se os torques humanos usados fizerem com que o modelo siga de perto o movimento realizado pelo indivíduo durante o experimento físico, ou seja, $\hat{\theta} \approx \theta_R$.

4 RESULTADOS

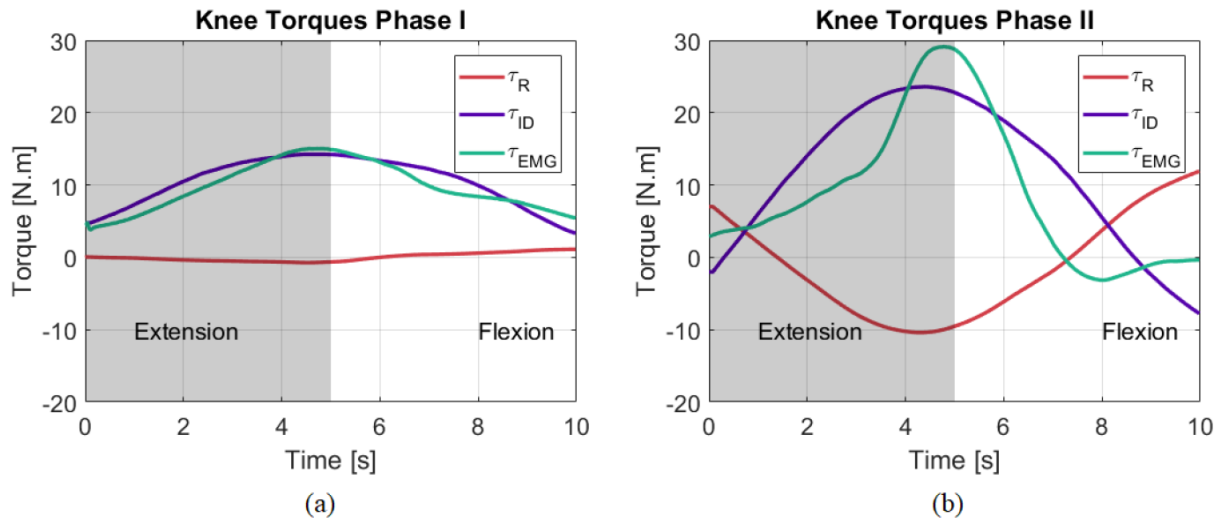
As ativações musculares provenientes dos sinais EMG medidos e da Equação 3.3 estão representados na Figura 8.

Figura 8 – Ativações musculares determinadas a partir dos sinais EMG medidos na Fase I (a) e Fase II (b). Os músculos cujos sinais EMG foram medidos são: os flexores semitendíneo (SM) e bíceps femoral (BF) e os extensores vasto lateral (VL), vasto medial (VM) e reto femoral (RF).



Fonte: Autor

Figura 9 – Torques envolvidos na Fase I (a) e Fase II (b). τ_R é o torque da órtese, τ_{ID} é o torque humano determinado pela Dinâmica Inversa e τ_{EMG} é o torque humano determinado pelos sinais EMG medidos.



Fonte: Autor

Como esperado, os extensores foram mais ativados, pois tiveram que produzir uma força maior para vencer a gravidade. Além disso, durante a Fase II, os músculos demandaram maior ativação do que na Fase I, pois precisaram exercer mais força para vencer a resistência imposta pela órtese. Os antagonistas (flexores durante a extensão e extensores durante a flexão) também foram ativados, durante o movimento, a fim de fornecer estabilidade ao joelho e controle ao movimento.

Os torques aplicados no joelho são mostrados na Figura 9. Na Figura 9 (a) (Fase I), é possível ver que o torque exercido pela órtese é baixo, uma vez que o robô está operando como ativo-assistivo, e o usuário é um indivíduo saudável, que não necessitou de torque auxiliar. Na Figura 9 (b) (Fase II), o torque humano é maior que o da Fase I, uma vez que o robô está operando como ativo-resistivo, e o indivíduo precisa realizar mais torque para realizar o movimento desejado.

O torque determinado pelo método baseado em sinais EMG (τ_{EMG}) é próximo ao determinado pelo método baseado em Dinâmica Inversa (τ_{ID}) na Fase I, mas difere razoavelmente na Fase II. No entanto, o τ_{ID} apresentou um aumento da Fase I para a Fase II, como esperado e como ocorreu com as ativações, o que mostra consistência do método baseado em sinais EMG.

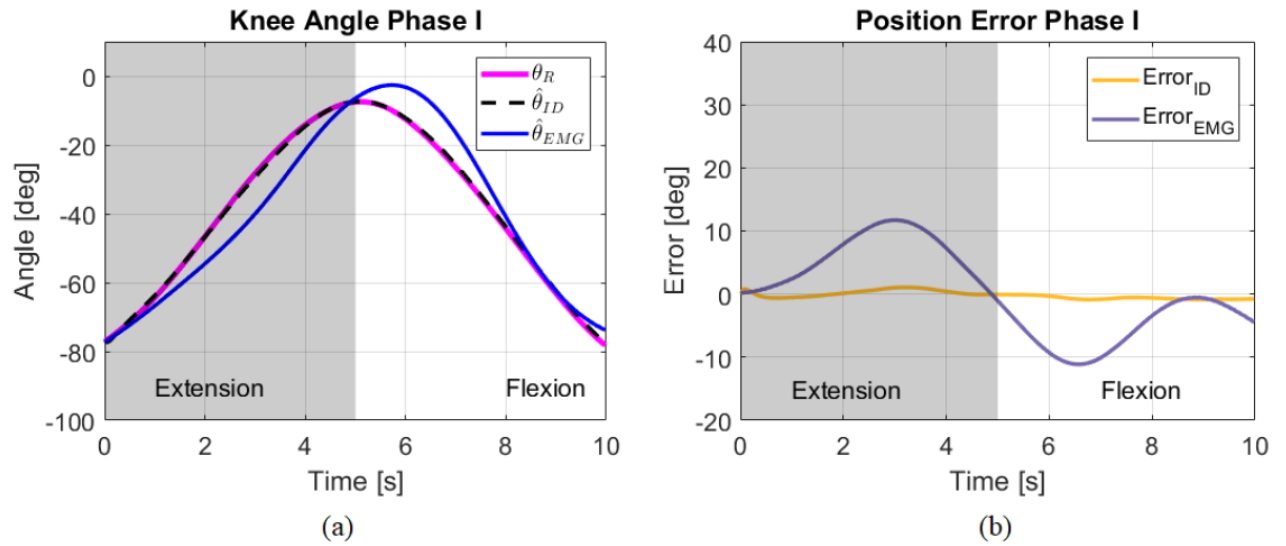
As Figuras 10 (a) e 11 (a) apresentam uma comparação entre o movimento realizado pelo modelo de interação e o realizado pelo usuário durante o experimento físico, respectivamente, nas Fases I e II. É possível notar que, ao utilizar o torque determinado pelo método baseado em Dinâmica Inversa τ_{ID} , o modelo de interação segue a referência melhor do que ao utilizar o torque determinado pelo método baseado em sinais EMG τ_{EMG} , o que pode ser confirmado analisando as Figuras 10 (b) e 11 (b).

Apesar dos erros de seguimento, o formato da curva do movimento realizado pelo modelo é próximo ao formato da curva de torques, o que pode ser visto comparando as Figuras 9, 10 (a) e 11 (a). Isto prova que a abordagem é coerente, o modelo é viável e capaz de auxiliar na determinação de torques humanos com base em medidas de EMG, bem como simular movimentos utilizando tais torques.

Embora o modelo dirigido por sinais EMG não tenha realizado o movimento tão bem quando comparado ao baseado em Dinâmica Inversa, é possível afirmar que a abordagem é coerente e útil e pode oferecer uma ferramenta para análise biomecânica de interações entre humanos e robôs de reabilitação.

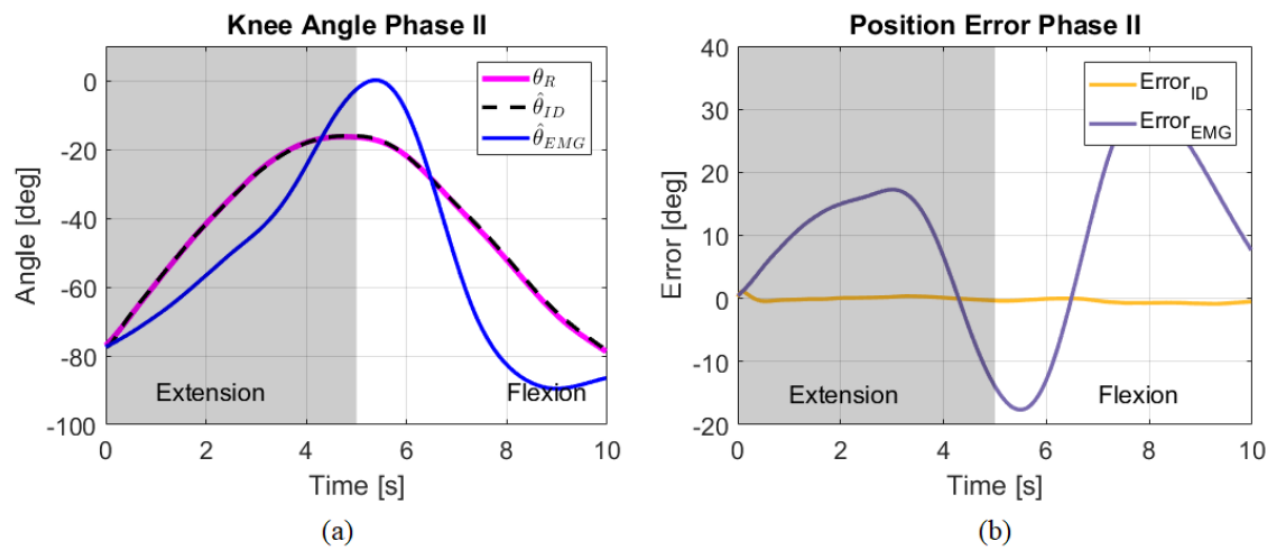
O fato de que se considerou apenas alguns músculos devido à EMG de superfície contribuiu para que τ_{EMG} não fosse tão preciso quanto τ_{ID} . Além disso, realizou-se as simulações de movimento com o modelo usando um algoritmo baseado em Dinâmica Direta, que simplesmente resolve o inverso do problema que determina τ_{ID} . Isto contribuiu para que o movimento seja mais exato com τ_{ID} do que com τ_{EMG} .

Figura 10 – Posições angulares do joelho (a) e erros relacionados à referência (b) na Fase I.



Fonte: Autor

Figura 11 – Posições angulares do joelho (a) e erros relacionados à referência (b) na Fase II.



Fonte: Autor

5 CONCLUSÃO

Neste trabalho, apresentou-se o desenvolvimento e a análise de um modelo de flexão e extensão do joelho humano acoplado a um exoesqueleto. Simulou-se o comportamento dinâmico do modelo utilizando tanto Dinâmica Inversa quanto sinais EMG.

Analisando os resultados das simulações, pode-se afirmar que o método baseado em sinais EMG produz uma resposta coerente com os dados experimentais, ou seja, mostra os instantes em que o usuário realiza maior ou menor esforço, além de indicar quando ocorre flexão ou extensão, confirmando a primeira hipótese.

No entanto, o método da Dinâmica Inversa apresentou valores mais próximos dos dados experimentais. Isto ficou mais evidente no caso em que o exoesqueleto exerceu um torque contrário ao movimento do usuário, negando a segunda hipótese. Esse fato pode ser justificado por dois motivos: a EMG de superfície não capta sinais EMG de todos os músculos, mas apenas dos mais externos; a Dinâmica Direta, usado para gerar os resultados finais das posições angulares do sistema, tem grande afinidade com a Dinâmica Inversa, pois um é o procedimento inverso da outra, diferentemente do método baseado em sinais EMG.

Para trabalhos futuros, a fim de tornar o método baseado em sinais EMG ainda mais promissor, deve-se medir os sinais EMG que representem toda a atividade muscular do usuário por meio da eletromiografia de agulha. Assim, o modelo produzido pelo método pode se tornar mais representativo do sistema físico.

REFERÊNCIAS

- ANDROWIS, G. J. *et al.* Electromyography assessment during gait in a robotic exoskeleton for acute stroke. **Frontiers in Neurology**, v. 9, p. 630, 2018.
- CHANG, J. *et al.* Using 3d scan to determine human body segment mass in opensim model. *In: SPRINGER. Digital Human Modeling. Applications in Health, Safety, Ergonomics, and Risk Management: 9th International Conference, DHM 2018, Held as Part of HCI International 2018, Las Vegas, NV, USA, July 15-20, 2018, Proceedings 9.* [S.l.: s.n.], 2018. p. 29–40.
- CHOWDHURY, R. H. *et al.* Surface electromyography signal processing and classification techniques. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 13, n. 9, p. 12431–12466, 2013.
- CONSONI, L. J. **Adaptable system for robotic telerehabilitation with serious games.** 2017. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2017.
- DAMSGAARD, M. *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. **Simulation Modelling Practice and Theory**, v. 14, n. 8, p. 1100–1111, 2006. ISSN 1569-190X. SIMS 2004. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1569190X06000554>.
- DAUBE, J. R.; RUBIN, D. I. Needle electromyography. **Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine**, Wiley Online Library, v. 39, n. 2, p. 244–270, 2009.
- DELP, S. *et al.* An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 37, n. 8, p. 757–767, 1990.
- DELP, S. L. *et al.* Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007.
- DIAZ, I.; GIL, J. J.; SANCHEZ, E. Lower-limb robotic rehabilitation: Literature review and challenges. **Journal of Robotics**, v. 2011, 2011.
- GELDERBLOM, G. J. *et al.* Rehabilitation robotics in robotics for healthcare; a roadmap study for the european commission. *In: IEEE. 2009 IEEE international conference on rehabilitation robotics.* [S.l.: s.n.], 2009. p. 834–838.
- GHANNADI, B. *et al.* Nonlinear model predictive control of an upper extremity rehabilitation robot using a two-dimensional human-robot interaction model. *In: 2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS).* Vancouver, Canada: [S.l.: s.n.], 2017. p. 502–507.
- GOHEL, V.; MEHENDALE, N. Review on electromyography signal acquisition and processing. **Biophysical reviews**, Springer, v. 12, n. 6, p. 1361–1367, 2020.

HANDLEY, A. *et al.* Movement disorders after stroke. **Age and ageing**, Oxford University Press, v. 38, n. 3, p. 260–266, 2009.

HATZE, H. Neuromusculoskeletal control systems modeling—a critical survey of recent developments. **IEEE Transactions on Automatic Control**, IEEE, v. 25, n. 3, p. 375–385, 1980.

HUANG, V. S.; KRAKAUER, J. W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 5, Feb 2009. ISSN 1743-0003. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-5>.

HUO, W. *et al.* Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art. **IEEE Systems Journal**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 10, n. 3, p. 1068–1081, sep 2016.

IBARRA, J. C. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Impedance control of rehabilitation robots for lower limbs, review. *In*: **2014 Joint Conference on Robotics: SBR-LARS Robotics Symposium and Robocontrol**. [S.l.: s.n.], 2014. p. 235–240.

KHAMAR, M.; EDRISI, M. Designing a backstepping sliding mode controller for an assistant human knee exoskeleton based on nonlinear disturbance observer. **Mechatronics**, v. 54, p. 121–132, 2018.

KUMAR, K. R.; LOHMANN, K.; KLEIN, C. Genetics of parkinson disease and other movement disorders. **Current opinion in neurology**, LWW, v. 25, n. 4, p. 466–474, 2012.

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, p. 98–108, 2019.

PROUD, J. K. *et al.* Exoskeleton application to military manual handling tasks. **Human Factors**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 64, n. 3, p. 527–554, 2022.

SANTOS, W. M. D.; CAURIN, G. A.; SIQUEIRA, A. A. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, Elsevier, v. 58, p. 307–318, 2017.

SANTOS, W. M. D. *et al.* Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. *In*: IEEE. **2017 international conference on rehabilitation robotics (ICORR)**. [S.l.: s.n.], 2017. p. 447–451.

SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, v. 58, p. 307–318, 2017.

SANTOS, W. M. dos *et al.* Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. *In*: **2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)**. [S.l.: s.n.]: IEEE, 2017.

SECCIANI, N. *et al.* Wearable robots: An original mechatronic design of a hand exoskeleton for assistive and rehabilitative purposes. **Frontiers in Neurorobotics**, Frontiers Media SA, v. 15, p. 750385, 2021.

SHI, D. *et al.* A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots. **Chinese Journal of Mechanical Engineering**, Springer, v. 32, n. 1, p. 1–11, 2019.

SOUSA, A. C. C. de. **Control of functional electrical stimulation and active orthoses in lower limbs using electromyography and muscles co-activation**. 2018. Tese (phdthesis) — Universidade de Brasília, Brasília, 2018.

SOUSA, A. C. C. de; FREIRE, J. P. C. D.; BO, A. P. L. Integrating hip exosuit and FES for lower limb rehabilitation in a simulation environment. **IFAC-PapersOnLine**, Elsevier BV, v. 51, n. 34, p. 302–307, 2019.

SOUSA, A. C. C. de *et al.* A comparative study on control strategies for fes cycling using a detailed musculoskeletal model. **IFAC-PapersOnline**, p. 204–209, 2016.

VINOJ, P. G. *et al.* Brain-controlled adaptive lower limb exoskeleton for rehabilitation of post-stroke paralyzed. **IEEE Access**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 7, p. 132628–132648, 2019.

VITRIKAS, K.; DALTON, H.; BREISH, D. Cerebral palsy: an overview. **American family physician**, v. 101, n. 4, p. 213–220, 2020.

WHO. Report, **World Health Organization - World Report on Disability**. 2011. Disponível em: http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/report.pdf.

WHO. **World Health Organization - The top 10 causes of death**. 2018. Disponível em: <http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.

YOUNG, A. J.; FERRIS, D. P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 25, n. 2, p. 171–182, feb 2017.

ZHOU, J.; YANG, S.; XUE, Q. Lower limb rehabilitation exoskeleton robot: A review. **Advances in Mechanical Engineering**, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 13, n. 4, p. 16878140211011862, 2021.