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

Guido Gómez Peña

**Controle de Impedância Adaptativo Dirigido por EMG
para Reabilitação Robótica**

São Carlos

2017

Guido Gómez Peña

**Controle de Impedância Adaptativo Dirigido por EMG
para Reabilitação Robótica**

Tese apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Ciências - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Dinâmica das Máquinas e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Adriano Almeida Gonçalves Siqueira

**ESTE EXEMPLAR TRATA-SE DA VERSÃO CORRIGIDA.
A VERSÃO ORIGINAL ENCONTRA-SE DISPONÍVEL
JUNTO AO DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA DA EESC-USP.**

**São Carlos
2017**

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).

P397c Peña, Guido Gómez
 Controle de Impedância Adaptativo Dirigido por EMG
 para Reabilitação Robótica / Guido Gómez Peña;
 orientador Adriano Almeida Gonçalves Siqueira. São
 Carlos, 2017.

 Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação em
 Engenharia Mecânica e Área de Concentração em Dinâmica
 das Máquinas e Sistemas -- Escola de Engenharia de São
 Carlos da Universidade de São Paulo, 2017.

 1. EMG. 2. Reabilitação Robótica. 3. Exoesqueleto.
I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **GUIDO GÓMEZ PEÑA**.

Título da tese: "Controle de impedância adaptativo dirigido por EMG para reabilitação robótica".

Data da defesa: 13/12/2017.

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Associado **Adriano Almeida Gonçalves Siqueira**
(Orientador)
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Prof. Dr. **Thiago Boaventura Cunha**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof. Dr. **Roberto Santos Inoue**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

APROVADO

Prof. Dr. **Pablo Javier Alsina**
(Universidade Federal do Rio Grande do Norte/UFRN)

APROVADO

Prof. Dr. **Eduardo Rocon de Lima**
(Universidade Politécnica de Madrid/UPM)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Gherhardt Ribatski**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Luís Fernando Costa Alberto**

AGRADECIMENTOS

A Deus, por cada passo, cada experiencia, cada pessoa que coloca no caminho da vida. Pela vida mesma e as oportunidades que traz.

A minha mãe, por seu amor imensurável. Por que cada dia que comparto a teu lado me faz melhor pessoa. Obrigado pelos concelhos, a força e por acreditar em mim sempre.

A meu pai, pelo seu apoio incondicional, por me ensinar que mesmo sob a mais dura couraça, haverá “fraquezas” de incalculável grandeza.

A minhas irmãs, Lili (q.e.p.d) por abrir os meus olhos e me mostrar que o local certo do lar é o coração, e a Marce por me mostrar que o lugar do coração é o lar. As duas por sua amizade e por serem guia, exemplo e companhia.

A Kate, por ser minha amiga, meu amor, minha motivação, meu presente.

A meus avôs Álvaro e Júlio, e meu tio Rodrigo por serem inspiração e modelo de vida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adriano Siqueira, pela oportunidade, interesse, total apoio no desenvolvimento deste trabalho e, sobretudo, pela ajuda e compreensão nos momentos difíceis.

Aos colegas do Laboratório de Reabilitação Robótica Juan Carlos e Wilian pela amizade, os conselhos as ajudas, os momentos de descontração, por sempre estar dispostos a ajudar. Agradeço em especial a Leonardo por toda a ajuda, pelos papos "alto nível" e os não tanto. Aos novos integrantes do laboratório Polyana, Marcela, Andrés, Jonathan e Mauricio.

Aos professores, Orivaldo Lopes da Silva e Glauco A. de Paula Caurin pelas contribuições ao trabalho dadas no exame de qualificação.

A Eduardo Rocon por me receber no *Grupo de Ingeniería Neural y Cognitiva - gNec* - do *Concejo Superior de Investigación Científica* durante o estagio da Bolsa Mobilidade Santander, e a toda equipe, Bea, Cristina, Oscar, Miguel, Alejandro, Júlio, Eloi, Andrés, além extensivo para Africa e Yolanda. Obrigado por tudo.

A Santander, pela Bolsa de Mobilidade.

À secretaria da Pós - graduação em Engenharia Mecânica, a Ana Paula e Iara pelo bom trato e toda a ajuda nos temas administrativos.

A CAPES pela ajuda financeira.

RESUMO

Gómez-Peña, G. **Controle de Impedância Adaptativo Dirigido por EMG para Reabilitação Robótica**. 2017. 83p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

Esta tese trata da estimativa de torque e rigidez do paciente dirigida por EMG e sua utilização para adaptar a rigidez do robô durante a reabilitação assistida por robôs. Os sinais eletromiográficos (EMG), obtidos de músculos que atuam durante os movimentos de flexão e extensão de um usuário utilizando uma órtese de joelho ativa, são processados para obter as ativações dos músculos. Inicialmente, um modelo musculoesquelético simplificado e otimizado é usado para calcular as estimativas de torque e rigidez da junta do paciente. A otimização do modelo é realizada comparando o torque estimado com o torque gerado pela ferramenta de dinâmica inversa do software OpenSim, considerando um modelo musculoesquelético escalonado. Como uma solução complementar, é proposta uma rede neural perceptron multicamada (NN) para mapear os sinais EMG para o torque do paciente. Também é apresentado um Ambiente de Estimativa de Torque Gerado por EMG criado para analisar os dados obtidos a partir da aplicação das abordagens propostas considerando a aplicação de um protocolo criado para a análise de interação usuário-exoesqueleto. Um banco de dados de indivíduos saudáveis também foi disponibilizado neste trabalho. Além disso, uma estratégia de controle de impedância adaptativa é proposta para ajustar a rigidez do robô com base na estimativa de rigidez do paciente por EMG. A estratégia inclui uma solução ideal para a interação paciente-robô. Finalmente, são apresentados os resultados obtidos aplicando o controle de impedância adaptativo proposto durante os movimentos de flexão e extensão do usuário que usa a órtese ativa.

Palavras-chave: Eletromiografia. Controle de impedância adaptativa. Modelos musculares.

ABSTRACT

Gómez-Peña, G. **EMG driven Adaptive Impedance Control for Rehabilitation Robotics**. 2017. 83p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017.

This thesis deals with EMG-driven patient torque and stiffness estimation and its use to adapt the robot stiffness during robot-aided rehabilitation. Electromyographic (EMG) signals, taken from selected muscles acting during flexion and extension movements of an user wearing an active knee orthosis, are processed to get the muscles activations. First, a simplified and optimized musculoskeletal model is used to compute the estimate of patient joint torque and stiffness. The model optimization is performed by comparing the estimate torque with the torque generated by the inverse dynamics tool of the OpenSim software, considering a scaled musculoskeletal model. As a complementary solution, a multilayer perceptron neural network (NN) is proposed to map the EMG signals to the patient torque. It is also presented an EMG-driven Torque Estimation Environment created to analyze the data obtained from the application of the proposed approaches considering a protocol created for user-exoskeleton interaction analysis. A database with data from 5 healthy subjects is also made available in this work. Additionally, an adaptive impedance control strategy is proposed to adjust the robot stiffness based on the EMG-driven patient stiffness estimation. The strategy includes an optimal solution for the patient-robot interaction. Finally, the results obtained by applying the proposed adaptive impedance control during flexion and extension movements of the user wearing the active orthosis are presented.

Keywords: Electromyography, Adaptive impedance control, muscle models.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Interação dos processos perceptual, de ação e cognitivo envolvidos no controle motor.	24
Figura 2 – Representação esquemática do sistema motor.	25
Figura 3 – Estrutura do músculo esquelético	26
Figura 4 – Curvas força ativa, força passiva e relação força- velocidade	27
Figura 5 – Exemplo de um sinal EMG	28
Figura 6 – Modelo de músculo <i>tipo Hill</i>	30
Figura 7 – <i>Scaling</i> - posição marcadores.	33
Figura 8 – Lokomat.	37
Figura 9 – Anklebot, dispositivo alocado no Laboratório de Reabilitação Robótica.	38
Figura 10 – Exoesqueleto de braço controlado por EMG.	38
Figura 11 – Exoesqueleto de membro inferior controlador por EMG.	39
Figura 12 – Exokanguera. Exoesqueleto de membro inferior.	40
Figura 13 – Representação gráfica das soluções de rigidez adaptativa.	43
Figura 14 – Bancada experimental	45
Figura 15 – Sistema de electromiografia Delsys–Trigno.	46
Figura 16 – Atuador elástico em série para reabilitação do joelho.	47
Figura 17 – GUI–Interface gráfica de usuário para conexão, controle e visualização.	48
Figura 18 – Posicionamento da órtese para calibração e ajuste de parâmetros musculares.	53
Figura 19 – Esquema	55
Figura 20 – Posicionamento de marcadores virtuais no modelo <i>gait2392</i>	57
Figura 21 – Curvas de entrada para a estimativa do torque do usuário	59
Figura 22 – Torques - resultado da otimização usando o metodo baseado no modelo NME e em RNA-PMC. Cada fase é separada para uma melhor visualização	60
Figura 23 – Adaptação - Caso 1. Usuário passivo, K_{exo} fixo.	62
Figura 24 – Adaptação - Caso 2. Usuário passivo, K_{exo} variável.	62
Figura 25 – Adaptação - Caso 3. Usuário ativo, K_{exo} fixo.	63
Figura 26 – Adaptação - Caso 4. Usuário ativo, K_{exo} variável.	64
Figura 27 – Adaptação - Caso 5. Usuário ativo, mantendo posição fixa, K_{exo} variável.	64
Figura 28 – Esquema de uma rede neural artificial–Perceptron Multicamada	73
Figura 29 – Ambiente de Estimativa de Torque Baseada em EMG.	77
Figura 30 – Caixa de diálogo de seleção do modelo a ser escalonado.	78
Figura 31 – Interface gráfica de inserção de dados do robô.	78
Figura 32 – Resultado da Dinâmica Inversa.	79

Figura 33 – Interface gráfica de inserção de dados EMG.	79
Figura 34 – Resultado do processo de Otimização.	80
Figura 35 – Resultado do processo de Avaliação.	80
Figura 36 – Posição angular do joelho, torque gerado pela órtese e torque estimado do usuário.	82
Figura 37 – Torque gerado pela órtese, torque estimado pelo OpenSim e torque estimado pelo EMG.	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AESr	Atuador Elástico em Serie rotativo
DoF	Graus de Liberdade, do inglês <i>Degree of Freedom</i>
EMG	Eletromiografia
ME	Musculoesquelético
NME	Neuromusculoesquelético
SNC	Sistema Nervoso Central
DI	Dinâmica Inversa
API	Interface de programação de aplicativos, do ingles <i>application programming interfaces</i>
RNA	Rede Neural Artificial
PMC	Perceptron Multicamada

LISTA DE SÍMBOLOS

$\tilde{l}^M$	Comprimento do músculo normalizado
$f_A(\tilde{l}^M)$	Força ativa do músculo
$f_P(\tilde{l}^M)$	Força passiva do músculo
$a(t)$	Ativação do músculo
u	Sinal EMG processado
A	Fator não lineal de forma
f^M	Força do músculo
f_0^M	Força máxima do músculo
$f_V(\tilde{v}^M)$	Curva relação força – velocidade
l^M	Comprimento do músculo
l^{MT}	Comprimento músculo – tendão
v^M	Velocidade do músculo
v^{MT}	Velocidade músculo - tendão
l^T	Comprimento tendão
s^T	Escala de comprimento
ϕ	Ângulo de penetração
f^{MT}	Força músculo – tendão
r	Braço de momento
θ	Posição angular da junta do joelho
T	Torque
CR	Coeficiente de rigidez
k	Rigidez
M	Matriz de Inercias
C	Vetor de coriolis e forças centrífugas

G Vetor de forças gravitacionais

B Amortecimento

f fator de adaptação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	Objetivo	21
1.2	Estrutura do trabalho	21
2	DOS MÚSCULOS AO MOVIMENTO	23
2.1	O músculo	25
2.2	Eletromiografia EMG	28
2.3	Modelo do músculo e biomecânica do corpo	29
2.3.1	Do estímulo à ativação do músculo	29
2.3.2	Da ativação à força muscular	30
2.3.3	Da força dos músculos ao torque da articulação	31
2.3.4	Rigidez envolvida na estimativa do torque	31
2.4	OpenSim	32
2.4.1	Scaling - Ajustando o modelo as características próprias do indivíduo	32
2.4.2	Dinâmica Inversa	33
3	CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO	35
3.1	Reabilitação robótica e dispositivos robóticos	35
3.2	Controle de impedância	40
3.3	Controle de impedância adaptativo	41
4	BANCADA EXPERIMENTAL	45
4.1	Eletromiógrafo Delsys - Trigno Systems	45
4.2	Órtese ativa de joelho	46
4.3	Sistema de controle em tempo real – <i>RobRehabControl</i>	47
4.3.1	Interface de usuário – GUI	48
5	AJUSTE DE PARÂMETROS E OTIMIZAÇÃO	51
5.1	Ajuste das dimensões do modelo NME	51
5.2	Protocolo de calibração	52
5.2.1	Ajuste do Torque	54
5.3	Ajuste Rigidez	54
5.4	Ajustando o torque e a rigidez do joelho por meio de uma Rede Neural Artificial	55
6	RESULTADOS	57
6.1	Ajuste dos parâmetros do músculo - otimização	57

6.2	Controle de impedância adaptativa	61
7	CONCLUSÃO	65
	REFERÊNCIAS	67
	APÊNDICES	71
	APÊNDICE A – REDES NEURAIS	73
	APÊNDICE B – AMBIENTE ESTIMATIVA DE TORQUE - MA- TLAB	77
B.1	Base de Dados para Estudos da Interação entre Usuário e Exoes- queleto	80

1 INTRODUÇÃO

O corpo humano é uma máquina complexa, resultado de milhões de anos de evolução, composta por diferentes sistemas. Cada um dos sistemas pertencentes ao corpo humano (nervoso, esquelético, muscular,...) realiza uma tarefa específica, seja de forma autônoma ou em conjunto com os outros sistemas de forma integrada.

Uma quantidade de mais de seiscentos músculos e duzentos ossos forma o sistema músculo-esquelético, um sistema resistente e flexível capaz de realizar inúmeros movimentos de grande importância, que vão desde a postura corporal, comer ou gesticular, como também movimentos de alto interesse neste trabalho, a locomoção. Porém, realizar estas ações ou movimentos envolve um mecanismo baseado no envio de estímulos nervosos aos músculos através do sistema nervoso, fazendo com que tudo funcione de forma organizada e sincronizada, permitindo aos músculos trabalhar em conjunto e perfeita harmonia.

Contudo, deficiências ou anomalias no sistema neuromusculoesquelético (NME) advindas de doenças como o Acidente Vascular Cerebral/Encefálico, Mal de Parkinson, Paralisia Cerebral, Esclerose Múltipla, entre outras; ou lesões provocadas por traumatismos que atingiram o cérebro, a medula espinal ou que, de alguma forma, afetaram diretamente os músculos, chegam a deteriorar a qualidade de vida de quem as padece. Tais deficiências não só geram limitações de movimento, resultando na dependência na realização das tarefas do dia a dia, como também problemas psicológicos de autoestima, que levam ao isolamento da sociedade.

Visando à melhoria da qualidade de vida, do ponto de vista da saúde física e mental das pessoas que sofrem algum tipo de incapacidade motora, e com o intuito de levá-las de volta à sua vida normal, grupos de pesquisa são motivados a analisar, propor e desenvolver tecnologias em diferentes áreas do conhecimento, que consigam dar suporte e reabilitar o sistema NME do corpo humano. Uma das áreas que vem apresentando um crescimento significativo é a robótica aplicada ao cuidado da saúde, projetando-se nas áreas da cirurgia robótica, próteses inteligentes e na análise e terapia da coordenação motora robotizada (GELDERBLOM; WILT, 2009).

Em relação à análise e terapia da coordenação motora robotizada, surgem dois tópicos relevantes, os dispositivos robóticos assistivos e dispositivos robóticos para reabilitação. Comumente estes dispositivos robóticos recebem o nome de exoesqueletos, pois são acoplados ao corpo humano de forma a dar suporte ao sistema musculoesquelético permitindo o aumento da força, da resistência e o suporte à locomoção.

No entanto, projetar um exoesqueleto, seja como dispositivo assistivo ou de reabilitação, deve levar em conta a interação usuário – exoesqueleto. Para isto, é necessário

analisar a interação tanto física como cognitiva. Enquanto a interação física leva à geração de forças complementares que visam a superar limitações físicas e motoras, a interação cognitiva está relacionada com a condição de que o usuário esteja ciente das possibilidades do robô, enquanto transmite as suas intenções (em termos das tarefas motoras desejadas) que controlarão o robô em todo momento (PONS, 2010).

Neste contexto, o exoesqueleto em contato permanente com o corpo do usuário deve possuir inteligência e flexibilidade para desenvolver as tarefas advindas do usuário, fornecendo a força e resistência necessárias. Assim, quando o operador possui capacidades motoras, a cooperação entre estes é projetada de forma que o usuário esteja no controle dos movimentos.

A ideia de criar uma interface homem- máquina, onde o controle esteja ligado às intenções do operador, leva à análise de estratégias que permitam esta ligação. A estratégia mais apropriada corresponderia à captura de sinais próprios do corpo humano advindos de seu próprio sistema de controle, isto é, o sistema nervoso. No entanto, deve-se ter em conta que os sinais encarregados do controle motor podem ser originados independentemente no cérebro, no tronco cerebral ou na medula espinal, o que recai na possibilidade de obter estes sinais de controle no seu destino final, o músculo. Os sinais elétricos captados nos músculos são conhecidos como sinais eletromiográficos (EMG), cujas informações podem ser utilizadas para identificar a intenção de movimento, avaliar a capacidade motora ou serem utilizadas para controlar dispositivos robóticos assistivos ou de reabilitação (DOLLAR; HERR, 2008) (AJOUDANI; TSAGARAKIS; BICCHI, 2012) (KARAVAS et al., 2013).

Hogan (1984), partindo do conhecimento de que a impedância mecânica dos músculos cumpre um papel importante no controle da postura e movimento, mesmo sob influência de perturbações externas, examina como o sistema nervoso central (SNC) modula esta impedância permitindo adaptar o comportamento motor às condições do ambiente. Mostrando, deste modo, que a modulação da rigidez na cocontração de músculos agonistas e antagonistas estabelecem um tipo de controle ótimo como também um baixo consumo de energia.

Em decorrência do trabalho anterior, Hogan (1985) propôs o controle de impedância para manipuladores robóticos. Este tipo de controle modula a forma como o sistema robótico reage a perturbações externas, neste caso geradas pelo paciente, e garante um comportamento complacente. Uma baixa impedância significa que o robô se deslocará à medida que o usuário exercer força sobre ele, característica denominada *backdrivability*. Portanto, um sistema robótico com controle de impedância pode ser programado para permitir ao usuário realizar movimentos no todo ou em parte, mesmo quando a tentativa for fraca ou descoordenada. Neste caso, o robô auxilia ao usuário a completar a tarefa motora.

1.1 Objetivo

Este projeto de pesquisa busca desenvolver um sistema de controle baseado em sinais EMG advindos do usuário utilizando um exoesqueleto, que identifique a intenção de movimento e possa manipular de forma automática os parâmetros de impedância do sistema robótico, fornecendo suporte ao usuário quando necessário. O desenvolvimento deste sistema integra o uso de modelos NME, desenvolvidos por grupos de pesquisa em biomecânica e biomédica, com estratégias de controle baseadas em impedância adaptativa.

1.2 Estrutura do trabalho

No Capítulo 2 são apresentados os conceitos teóricos referentes ao músculo e ao processo que gera o movimento, desde o instante da intenção inicial até a contração muscular. Uma vez conhecidas as características do músculo, é mostrada a forma como a interpretação do seu funcionamento é levada à prática mediante os modelos que o representam.

No Capítulo 3 é abordado o controle de impedância adaptativa, começando com uma revisão dos exoesqueletos de reabilitação mais relevantes e as suas estratégias de controle, como também as abordagens que utilizam o controle de impedância e/ou o uso de modelos biomecânicos no quais os comandos são dados por meio dos sinais EMG. O sistema de controle de impedância adaptativa proposto neste trabalho também é apresentado.

No Capítulo 4 é apresentada a metodologia de otimização utilizada para ajustar os parâmetros do modelo ME com o objetivo de estimar o torque e a impedância realizados pelo usuário durante a interação com o exoesqueleto. Também é apresentada uma metodologia alternativa que utiliza Redes Neurais Artificiais para esta estimativa.

No Capítulo 5 é descrito em detalhes a bancada experimental utilizada para validar a estratégia de controle de impedância adaptativa. A bancada consiste de uma órtese ativa de joelho, um sistema de captura de sinais EMG e um sistema de tempo real.

No Capítulo 6 são apresentados os resultados experimentais obtidos e as análises das metodologias de estimativa de torque e impedância, e do sistema de controle de impedância adaptativa.

No Capítulo 7 são apresentadas as conclusões dos resultados obtidos e análises realizadas e as possibilidades de melhoria das metodologias propostas neste trabalho.

2 DOS MÚSCULOS AO MOVIMENTO

A habilidade de prever como o corpo humano irá se mover e como é a interação de forças com o seu entorno, é de grande importância em áreas como as ciências do esporte, ergonomia e segurança, como também nas áreas clínicas de reabilitação neuromotora.

Partindo da ideia de que todo movimento é a resposta física a um comando do sistema nervoso, sucedida de forma que desejos ou sensações são convertidos através de sinais eletroquímicos em ações mecânicas, se faz importante evidenciar como acontecem estas ações de controle e quem intervém neste processo. No entanto, o controle motor é um processo complexo que envolve a interação dos sistemas de percepção e ação, com a cognição em diversos níveis diferentes (Figura 1).

Teorias do controle motor sugerem que tarefas motoras são realizadas pelas estruturas do sistema nervoso de forma hierárquica e em paralelo. Assim, em termos de hierarquia, níveis superiores estão envolvidos com questões de abstração de informação, planejamento e estratégias de ação, para desenvolver tarefas determinadas. Em complemento, níveis inferiores se encarregam do monitoramento e regulação da resposta, tornando-a adequada para o contexto que ela ocorreu. Por outra parte, o processamento em paralelo, permite a várias estruturas do sistema nervoso central processar o mesmo sinal com propósitos diferentes. Essa combinação de controle em paralelo e hierárquico permite certa sobreposição das funções, de tal forma que um sistema é capaz de assumir a função de outro quando as condições ou a tarefa assim o exigem.

É relevante saber que o controle motor pode ser abordado em relação ao tipo de movimento ou em relação à estrutura anatômica do SNC que é ativada (em termos de níveis hierárquicos). Segundo o tipo de movimento, há três categorias que vão do mais ao menos complexo, estes são: (1) o movimento *voluntário*, que abrange os níveis de percepção, ação e cognição de forma que toda ação é planejada e controlada conscientemente. Nesta, a ação começa com a percepção do ambiente, o planejamento de ação, a execução, e finalmente o ajuste fino, condicionado pelo sistema que a tarefa exija; (2) o movimento *automático*, que vem de movimentos que já foram apreendidos e aperfeiçoados, de modo que em sua execução não interferem níveis de consciência ou planejamento, um exemplo é o ato de caminhar; e finalmente, (3) o movimento *involuntário* que corresponde a movimentos reflexos, e que diferente dos anteriores, é realizado só a nível medular sem necessidade de algum nível de cognição. Implicitamente do anterior se abstraem os três níveis em que as estruturas anatômicas interferem, dependendo de sua posição hierárquica: (1) O nível mais alto da hierarquia é conformado pelo *Córtex cerebral*, encarregado de tarefas que precisam de um alto grau de abstração. O córtex está encarregado dos processos de execução, controle e planejamento das funções motoras, recebe e processa toda a informação do

Figura 1: Interação dos processos perceptual, de ação e cognitivo envolvidos no controle motor.

Fonte: Adaptado de ([SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003](#), pp. 47)

ambiente, através do Tálamo, e comanda ações por meio de instruções aos níveis inferiores; (2) O *Tronco encefálico* integra estímulos somatosensoriais do sistema vestibular e visual para dar estabilidade, controle da postura e da locomoção, e transmite informação para outras partes do SNC; (3) A *Medula espinal* é o nível mais baixo da hierarquia, está envolvida na recepção e processamento da informação somatosensorial e o controle da postura e dos movimentos reflexos através dos motoneurônios. A Medula espinal é o ponto de encontro entre o SNC e o sistema nervoso periférico (SNP), recebe as informações dos neurônios motores e os encaminha através de complexas redes de interneurônios aos níveis superiores e, como resposta, neurônios motores enviam os comandos de controle através dos nervos craniais ou espinais às unidades motoras (fibras musculares).

Estruturas complementares que participam no processamento paralelo dos sinais somatosensoriais entre os diferentes níveis são: o *Cerebelo*, cuja tarefa é ajustar as respostas motoras, tais como trajetórias, amplitudes de movimento e força, comparando a ação desejada com os sinais sensoriais, realizando os ajustes correspondentes caso haja uma disparidade entre estas; os *Gânglios de base* os quais envolvem aspectos cognitivos de ordem superior do controle motor, como o planejamento de estratégias motoras e supressão de sinais não desejados; e o *Tálamo*, como mencionado anteriormente, processa a maioria das informações sensoriais vindas para o córtex, cumpre funções de consciência, regulação do sono e das emoções.

A Figura 2 mostra o esquema que resume a interação entre as estruturas do SNC,

permitindo visualizar a hierarquia e o paralelismo na transmissão da informação.

Figura 2: Representação esquemática do sistema motor. Em azul as três estruturas motoras principais, em verde as estruturas complementares que ajudam no processamento da informação cognição/percepção/ação

Fonte: Adaptado de Squire et al. (2012, pp. 673)

2.1 O músculo

A capacidade do ser humano de realizar movimentos coordenados se deve em grande parte à capacidade dos músculos de alterar o seu comprimento devido ao tipo de células que possuem. Os músculos estão fixados aos ossos mediante tecido fibroso chamado tendão em lugares denominados como *origem* (lugar mais próximo ao centro do corpo), e *inserção* (ponto distal). A variação do comprimento dos músculos, aplicada nas inserções nos ossos, forma vários tipos de alavanca que irão variar dependendo da inserção do músculo, da distância do fulcro de alavanca, do comprimento do braço da alavanca e da posição dessa alavanca. Desta forma, o corpo pode realizar muitos e diferentes tipos de movimentos, envolvendo grandes forças e grandes deslocamentos (GUYTON; HALL, 1997).

O músculo está formado por numerosas células largas (fibras), multinucleadas e cilíndricas, dispostas em grupos e recobertas por tecido conectivo. Cada grupo de fibras leva o nome de *fascículo*, e grupos de fascículos formam o músculo. Da mesma maneira, o tecido conectivo que cobre cada uma de estas estruturas recebe um nome particular que depende da estrutura onde se encontra. Assim, o *endomísio* recobre cada fibra muscular, o *perimísio* reveste cada fascículo e por último o *epimísio* que recobre o músculo. O tecido conectivo mantém unidas as fibras musculares, fascículos e o músculo, separando cada

estrutura uma da outra e permitindo, desta forma, o deslizamento individual de cada uma de elas, mantendo a posição e fornecendo direção no deslocamento.

Cada fibra muscular está composta por miofibrinas, que por sua vez, estão divididas em uma série de unidades repetidas longitudinalmente chamadas *sarcômeros*, alinhadas perfeitamente ao longo da miofibrina. O sarcômero é a unidade funcional do músculo, sendo realmente o elemento contrátil, separado do próximo por paredes chamadas linhas-Z, nas quais filamentos de actina estão ligados. Entre os filamentos de actina se encontram os filamentos de miosina. O sarcômero contém cerca de 1500 filamentos de miosina e 3000 filamentos de actina, moléculas responsáveis pela contração muscular (Figura 3). A disposição intercalada destes filamentos dá lugar a aparição de diferentes bandas. A *banda A* é a porção do sarcômero que percorre todo o comprimento dos filamentos de miosina, enquanto que na *banda I* se encontram parte do comprimento dos filamentos de actina.

Figura 3: Estrutura do músculo esquelético

Fonte: [Squire et al. \(2012, p. 673\)](#)

Quando o músculo é ativado, um processo bioquímico permite aos filamentos de actina se deslizarem sobre os filamentos de miosina, de modo que a região de superposição aumenta. Dado que os filamentos de actina estão sujeitos às linhas-Z, o aumento na superposição entre estes diminui a distância com a linha-Z seguinte, fazendo com que a linha-Z do próximo sarcômero, através da superposição dos seus filamentos, aproxime as seguintes linhas-Z ao longo de toda a miofibrina. Assim, acontece a contração do músculo

todo. Uma vez finalizada a ativação, o processo bioquímico que ativou os filamentos é degradado e o músculo retorna ao repouso.

A quantificação da força exercida pelo sarcômero está relacionada diretamente com a distância entre as suas bordas (Linhas-Z). Quando não há interação suficiente entre os filamentos de actina e miosina, a capacidade de gerar força é reduzida. Conforme a superposição aumenta, a capacidade de gerar força aumenta, até o ponto quando a distância entre as linhas-Z começa chegar no seu limite, momento no qual, a capacidade de gerar força diminui novamente. A força máxima do sarcômero irá depender do comprimento no qual o contato entre as fibras de miosina e actina, e a distância entre as bordas do sarcômero sejam ótimas.

Ao expandir a mesma análise para o músculo inteiro é possível observar o mesmo comportamento. No entanto, a presença de outras estruturas, como o tecido conjuntivo, nervos e vasos sanguíneos, adicionam uma *força passiva* (Figura 4b), quando o músculo é estirado até um comprimento muito acima do normal antes da contração (ZAJAC, 1988) (GUYTON; HALL, 1997). Contudo, a força gerada durante a contração do músculo (*força ativa*) fica progressivamente menor se o músculo for estirado além do seu comprimento normal (Figura 4a).

Figura 4: a. Curvas de força ativa e passiva. b. Curva da relação força - velocidade (em contrações isométricas o valor é zero)

Fonte: Adaptado de Millard et al. (2013)

O músculo se contrai de forma rápida quando a contração não sofre uma oposição ou resistência de qualquer carga. Pelo contrário, quando cargas são aplicadas, a velocidade de contração diminui progressivamente conforme a carga aumenta. Na Figura 4b, pode-se observar a variação da força em relação a velocidade em três etapas: 1) Encurtamento da fibra, se deve à ação de uma força concêntrica, onde uma velocidade de ação alta gera uma força baixa; 2) Sem variação no comprimento da fibra –contração isométrica– portanto, não existe velocidade de ação, isto implica que a força muscular gerada durante este tipo

de ação é elevada; e por último, 3) Alongamento da fibra, devido à ação de uma força excêntrica com uma elevada velocidade, produz um incremento na força muscular gerada (MASHIMA, 1984).

2.2 Eletromiografia EMG

A Eletromiografia é o registro da atividade elétrica dos músculos e, portanto, constitui uma extensão da análise física e funcional do sistema motor.

O registro normalmente é realizado quando o corpo está em movimento, não obstante pode ser realizado para o estudo de ações estáticas que precisam de esforço muscular postural. Existem dois tipos de Eletromiografia, uma invasiva, cujos sensores são eletrodos tipo agulha inseridas no interior do músculo para análises pontuais da atividade muscular, e a eletromiografia de superfície, que utiliza sensores superficiais para estudar a atividade do músculo todo. Para efeitos deste trabalho, o termo eletromiografia faz referência à eletromiografia de superfície.

Figura 5: Sinal EMG do músculo *biceps femoral*, captada com electromiografo Delsys Trigno Systems

Na Biomecânica, a EMG é usada em três grandes áreas: como um indicador da ativação muscular, para a estimação da força produzida pelo músculo, e como um índice de fadiga muscular. Como um indicador do início de atividade muscular, o sinal pode fornecer a sequência temporal de um ou mais músculos que executam uma tarefa. Outra aplicação importante do sinal de EMG é proporcionar informação acerca da contribuição da força de músculos individuais, assim como de grupos de músculos. O torque resultante sobre uma articulação durante uma tarefa específica é na maioria dos casos, devido à ação de vários músculos. Assim, a capacidade de determinar de forma não invasiva a contribuição de força dos músculos individualmente fornece uma enorme vantagem, particularmente quando

modelos biomecânicos são usados para descrever o funcionamento de uma estrutura do sistema musculoesquelético (ME). Por último, e dado que o sinal EMG exibe as alterações ao longo do tempo antes de qualquer modificação de força, o EMG tem o potencial para prever quando o músculo apresenta fadiga contrátil (LUCA, 1997). A Figura 5 mostra um exemplo típico de sinal mioelétrico do músculo bíceps femoral.

2.3 Modelo do músculo e biomecânica do corpo

A biomecânica do corpo usualmente é analisada representando o corpo humano como um mecanismo multicorpo, no qual os ossos são os elementos da cadeia, as articulações entre os ossos são as juntas do mecanismo e os músculos são os atuadores, que por meio de contrações, movimentam os elementos do mecanismo. Portanto, contrações dos músculos em sequências adequadas podem gerar uma gama imensa de movimentos ou forças para serem exercidas sobre objetos externos.

Diversos modelos têm sido desenvolvidos por grupos de pesquisa com conhecimentos em biomecânica e biomédica (DELP et al., 1990; ZAJAC; WINTERS, 1990; VICECONTI et al., 2006; FLEISCHER; HOMMEL, 2008; SARTORI et al., 2011), sendo maiormente usados no estudo do sistema locomotor humano e tendo como foco pesquisar como sinais neurológicos geram movimento, como estes movimentos são controlados e como doenças afetam o sistema locomotor. Estes fornecem, além de uma detalhada análise de intenção de movimento, um interessante aprofundamento no comportamento do sistema locomotor humano. As possíveis desvantagens destes modelos se encontram na quantidade de parâmetros que precisam ser ajustados. Porém, muitos parâmetros podem ser identificados mediante medições explícitas ou ser aproximados por valores constantes encontrados na literatura.

2.3.1 Do estímulo à ativação do músculo

Assume-se que os sinais de ativação muscular ($a(t)$) são obtidos da excitação do músculo, captada nos sinais EMG ($e(t)$), e seus valores estão normalizados em função da força máxima alcançada. O processo que permite estimar a ativação começa removendo qualquer nível DC e ruído de baixa frequência do sinal $e(t)$. Para isto, usa-se um filtro passa – alta (20 Hz), para logo em seguida, ser retificado e novamente filtrado usando um filtro passa – baixa (2-6 Hz). Finalmente, o sinal obtido é normalizado de modo que forneça uma descrição da ativação neural do músculo ($u(t)$). A relação entre a ativação neural e a ativação muscular é não linear e segundo Potvin et al. (1996) e Lloyd e Besier (2000) pode ser expressada por:

$$a(t) = \frac{e^{Au} - 1}{e^A - 1}, \quad (2.1)$$

sendo A o fator não linear que define a curvatura da função, com uma variação estabelecida no intervalo $-3 < A < 0$.

2.3.2 Da ativação à força muscular

A modelagem do comportamento dos músculos é usualmente baseada no modelo de *Hill*. O modelo, como mostrado na Figura 6, é formado de um elemento contrátil ativo, um elemento elástico passivo e o tendão elástico. A força que o músculo pode gerar varia não linearmente com o seu comprimento e depende de três fatores: a força ativa $f_A(\tilde{l}^M)$, que expressa a relação entre a força máxima que o músculo é capaz de produzir para cada variação do seu comprimento. Assim, para um comprimento ótimo l_0^M , o músculo pode gerar uma força máxima f_0^M ; a força passiva $f_P(\tilde{l}^M)$, que representa a força desenvolvida quando o músculo é esticado para além do seu comprimento limite, independentemente do músculo estar ativado; e por último, a força advinda da velocidade de contração do músculo durante contrações não isométricas, definida pela curva $f_V(\tilde{v}^M)$ (Figura 4b).

Figura 6: Esquema do modelo do músculo-tendão.

Fonte: [Millard et al. \(2013\)](#)

A equação geral que define a força do músculo, calculada com base nas curvas mencionadas anteriormente, é dada por:

$$f^M = f_0^M \left[a f_A(\tilde{l}^M) f_V(\tilde{v}^M) + f_P(\tilde{l}^M) \right] \cos \phi, \quad (2.2)$$

sendo f_0^M a força isométrica máxima do músculo, a a sua ativação, $\tilde{l}^M$ o comprimento normalizado e ϕ o ângulo de penetração. Estes dois últimos estão em função do comprimento do músculo l^M e podem ser descritos por:

$$\phi = \sin^{-1} \left(\frac{l_0^M \sin \phi_0}{l^M} \right), \quad (2.3)$$

$$\tilde{l}^m = \frac{l^M}{l_0^M}, \quad (2.4)$$

sendo ϕ_0 o ângulo de penação para o comprimento ótimo do músculo l_0^M .

2.3.3 Da força dos músculos ao torque da articulação

Uma vez determinada a força gerada por cada músculo, é possível conhecer sua contribuição ao torque da articulação. Mas antes, cabe observar que a força exercida pelo músculo para causar o movimento da articulação depende também do ponto onde a força for aplicada (ponto de inserção do músculo). A distância entre o eixo da articulação e a inserção do músculo é conhecido como braço de momento (r), e quanto maior for esta distância, maior será o torque produzido pelo músculo para a mesma magnitude de força.

O braço de momento gerado pelo i -ésimo músculo em função do ângulo da articulação (θ) pode ser descrito baseado no método de deslocamentos proposto por [An et al. \(1984\)](#) definido como:

$$r_i(\theta) = \frac{\partial l^M}{\partial \theta}. \quad (2.5)$$

Como consequência, uma vez estimadas todas as forças e os braços de momento dos músculos que atuam sobre a articulação é possível calcular o torque gerado pelos músculos atuantes:

$$T = \left| \sum_{i=1}^n T_i \right|_{flexor} - \left| \sum_{j=1}^m T_j \right|_{extensor}, \quad (2.6)$$

sendo $T_i = r_i f_i^M$ e $T_j = r_j f_j^M$, com n e m o número de músculos flexores e extensores atuando sobre a articulação.

2.3.4 Rigidez envolvida na estimativa do torque

Note que as forças dos músculos flexores e extensores agem de forma oposta na geração do torque total da articulação. No caso da estimativa da rigidez da articulação, estas forças agem de forma conjunta ([HOGAN, 1984](#)). Quando as duas forças aumentam proporcionalmente, nenhum movimento é realizado, mas a rigidez da articulação é aumentada.

A rigidez de uma determinada articulação pode ser estimada considerando o coeficiente de rigidez dado por:

$$CR = \left| \sum_{i=1}^n T_i \right|_{flexor} + \left| \sum_{j=1}^m T_j \right|_{extensor} \quad (2.7)$$

Finalmente a rigidez pode ser estimada segundo [Karavas et al. \(2013\)](#) por:

$$K = \alpha CR + \beta \quad (2.8)$$

sendo α e β constantes a serem identificadas.

2.4 OpenSim

OpenSim é um software livre que permite construir, intercambiar e analisar modelos do sistema NME 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 ergonômico, robótica, biologia e educação¹.

OpenSim fornece várias ferramentas para a análise de movimento, porém, como ponto de partida, possibilita gerar modelos ajustados às características específicas do indivíduo de interesse, características tais como as dimensões antropométricas, altura, massa, e estruturas internas como tamanho e dimensão dos músculos, permitindo assim progredir aos outros tipos de análises cinemáticas, dinâmicas ou até análises específicas que atendam as necessidades do projetista.

O OpenSim permite fazer uso de modelos que têm sido desenvolvidos, testados, analisados e melhorados em colaboração por múltiplos grupos de pesquisa sob uma rigorosa base científica. Ainda por cima, possui uma API (do inglês, *Application Programming Interface*) que permite a integração com outros softwares e baixo diferentes linguagens de programação (*C++*, *Python* e *Matlab*) .

2.4.1 *Scaling* - Ajustando o modelo as características próprias do indivíduo

Esta ferramenta possibilita obter as características antropométricas de uma pessoa, fazendo uso de modelos músculo-esqueléticos genéricos, modificando as dimensões dos segmentos do corpo assim como suas propriedades (massa e tensor de inércia) e os elementos que o conformam (músculos e tendões).

A variação da escala é realizada através da comparação das medidas entre marcadores posicionados em pontos anatômicos estratégicos do corpo (marcadores experimentais) com as distâncias entre seus referentes no modelo genérico (marcadores virtuais), Figura 7.

Informação detalhada pode ser encontrada no site do OpenSim, que armazena a documentação do *Scaling*²

Uma vez obtido o modelo ajustado às medidas do indivíduo sob análise é possível obter os parâmetros que definem cada segmento do corpo (comprimento, massa) para o

¹ <http://opensim.stanford.edu/>

² <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Scaling>

Figura 7: Posicionamento de marcadores em pontos anômicos estratégicos.

Fonte: Imagem gerada do OpenSim 3.3

cálculo da dinâmica inversa. Além dos parâmetros dos músculos usados para estimação da força e a contribuição ao torque da articulação.

2.4.2 Dinâmica Inversa

A Dinâmica Inversa (DI) determina o conjunto 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, o sistema do exoesqueleto fornece dados de posição angular da junta e a força externa que este realiza, seja só como compensação, força cooperativa ou restritiva ao movimento desejado.

3 CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO

3.1 Reabilitação robótica e dispositivos robóticos

Desde a década de 70, têm sido idealizados dispositivos robóticos que, acoplados ao corpo humano, seriam utilizados para dar suporte ao caminhar e exercer forças além da sua capacidade. Tais sistemas foram denominados exoesqueletos. As aplicações potenciais para estes dispositivos abrangem desde unidades militares para aumentar a capacidade física dos soldados, suporte para trabalhadores de fábricas, dispositivos para reabilitação até suporte para pessoas com deficiências motoras ou pessoas idosas com diminuição na capacidade locomotora. No decorrer deste capítulo são abordados alguns destes dispositivos, porém revisões mais detalhadas podem ser encontrada em [Dollar e Herr \(2008\)](#) e [Ferris, Sawicki e Domingo \(2005\)](#).

Na área médica, duas categorias de exoesqueletos para membros inferiores são geralmente definidas: os exoesqueletos assistivos e os exoesqueletos para reabilitação. O objetivo principal dos exoesqueletos assistivos é dar suporte a pacientes que sofreram lesão medular completa, situação na qual não há possibilidade de recuperação dos movimentos. Por outro lado, os exoesqueletos para reabilitação são projetados para pacientes que sofreram algum tipo de deficiência motora e buscam promover a reorganização cortical motora de forma a melhorar o padrão de marcha dos pacientes.

Em princípio, a iniciativa de introduzir dispositivos robóticos na reabilitação de pessoas em situação de incapacidade motora nasce como uma solução tecnológica direcionada a melhorar as terapias de recuperação tradicionais, focadas em quantificar a recuperação funcional do paciente e melhorar a eficiência do terapeuta sem aumentar os custos de operação ([LUM et al., 2002](#)). Para isto, deve-se ter uma compreensão dos processos neurofisiológicos e de como os dispositivos robóticos podem supri-los, otimizá-los, quantificá-los, fazendo uso de terapias controladas que permitam repetitividade e, portanto, efetividade e eficácia na recuperação ([HOGAN, 2014](#)).

Alguns dos trabalhos que envolvem o uso de dispositivos robóticos voltados para técnicas tradicionais de reabilitação ([LOTZE et al., 2003](#))([KAELIN-LANG; SAWAKI; COHEN, 2005](#)) mostram que a execução voluntária do movimento pelo paciente aumenta a codificação da memória motora. Como também, a assistência no movimento para alcançar uma distância alvo, que não fosse possível alcançar sem assistência, estimula as regiões corticais periféricas, ativando os mecanismos naturais de aprendizado motor, oferecendo segurança no movimento e gerando um estímulo psicológico positivo no paciente quando alcançado o objetivo ([HARKEMA, 2001](#)). No entanto, em adição ao anotado anteriormente, [Reinkensmeyer, Wolbrecht e Bobrow \(2007\)](#) afirmam que deve haver um

balanço na assistência oferecida pelo robô, dado que, por uma parte, excessiva assistência resulta em falta de estimulação dos neurônios motores eferentes, diminuindo a possibilidade de gerar novas conexões sinápticas (neuroplasticidade); e por outro lado, ao fornecer pouca assistência, a amplitude dos movimentos é comprometida afetando a informação aferente. Esta limitação nos movimentos acarreta a não consecução dos alvos definidos, diminuindo a motivação do paciente na realização das tarefas de recuperação e a possibilidade de ocorrer neuroplasticidade.

Um dos dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes com lesão medular incompleta ou que sofreram AVE é o Lokomat (Figura 8). O dispositivo é instalado sobre uma esteira rolante e o paciente se locomove utilizando um compensador de peso. Nas primeiras versões, o treinamento regular de pacientes era realizado impondo um padrão de marcha fixo através de um controle de posição das articulações da órtese robótica. Porém, é importante garantir que o paciente esteja efetivamente andando, e não apenas tendo a sua perna movida passivamente pelo aparelho de locomoção. Esta condição levou ao desenvolvimento de algoritmos que utilizam o controle de impedância (DUSCHAU-WICKE et al., 2010). A estratégia cria um túnel virtual em torno de uma trajetória de referência para as articulações do quadril e do joelho. Se o paciente se mantiver dentro do túnel durante o caminhar, apenas os torques necessários para compensar a gravidade são aplicados ao robô. Caso o paciente se desvie do túnel em um dado instante do passo, o controle de impedância cria um campo de força, retornando o paciente para próximo da trajetória desejada. Torques adicionais são gerados pelo robô para manter o paciente seguindo a trajetória desejada ao longo do tempo, sendo que este grau de suporte dado pelo robô é um parâmetro definido pelo terapeuta no início da sessão da terapia robótica. Em (BRADY et al., 2011), um exemplo de treinamento progressivo utilizando o dispositivo Lokomat é apresentado, sendo recomendado a diminuição da força guia gerada pelo robô (*Guidance Force*) conforme a evolução das fases de treinamento.

Na reabilitação de tornozelo, Roy et al. (2009) apresentam um dispositivo robótico denominado Anklebot, Figura 9. O dispositivo possui baixo atrito e utiliza o controle de impedância para garantir que o sistema seja *backdrivable*. O sistema possibilita a movimentação nos 3 graus de liberdade do pé em relação à perna, sendo que dois deles são operados por um par de atuadores lineares montados em paralelo. Os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão no plano sagital são obtidos quando os dois atuadores se movimentam no mesmo sentido. Para os movimentos de eversão e inversão no plano frontal os atuadores se movimentam em sentidos opostos. Utilizar menos atuadores que os graus de liberdade das articulações do pé permite que o dispositivo seja instalado sem necessidade de se ter um alinhamento preciso entre as juntas do robô e as articulações do paciente. O Anklebot pode aplicar até 23 Nm em dorsiflexão/flexão plantar e 15 Nm em inversão/eversão. Embora estes valores não sejam suficientes para suportar o peso do usuário, o objetivo do dispositivo era fornecer um torque complementar ao membro

Figura 8: Lokomat.

Fonte: [Jezernik et al. \(2003\)](#).

parético para amenizar os efeitos do pé caído. Aplicações do Anklebot na reabilitação podem ser encontrados em ([ROY et al., 2009](#)), ([FORRESTER et al., 2011](#)) e ([ROY et al., 2011](#)).

Em ([AHN; HOGAN, 2010](#)), características dinâmicas naturais do caminhar foram exploradas buscando gerar uma estratégia para o treinamento de marcha assistida por robôs. Os autores aplicaram pulsos periódicos de torque no plano sagital do dispositivo robótico Anklebot e realizaram testes com pessoas sem patologias, sem que estas soubessem da aplicação do torque. Verificou-se que, dentro de certos limites, o caminhar dos usuários apresentou o mesmo período do sinal de entrada. Além disso, o usuário realizou a flexão plantar no final da fase de suporte no instante da aplicação do torque pelo Anklebot. Ou seja, o torque aplicado auxiliou o usuário a realizar o caminhar, uma característica importante para pacientes que não podem produzir a propulsão necessária.

Um exoesqueleto para o membro superior controlado por sinais EMG é apresentado em [Rosen et al. \(2001\)](#) e mostrado na Figura 10. O exoesqueleto fixado na parede consiste de dois elos que correspondem ao braço e antebraço e duas juntas correspondentes às articulações do ombro e cotovelo, ambas com um DoF (grau de liberdade, do inglês *Degree of Freedom*). O dispositivo possui um peso extra para ser colocado na extremidade do robô. Os sinais EMG de dois grupos musculares, agonista e antagonista do braço, são registrados e transmitidos para um modelo de músculo capaz de calcular o torque realizado pelo usuário. Este modelo está baseado no modelo de músculo de Hill. Para o desenvolvimento

Figura 9: Anklebot, dispositivo alocado no Laboratório de Reabilitação Robótica.

Figura 10: Exoesqueleto de braço controlado por EMG.

Fonte: [Rosen et al. \(2001\)](#).

deste trabalho, a junta do ombro do robô é fixada em uma posição dada e o operário realiza movimentos de flexão e extensão do braço manipulando a carga alocada na extremidade do exoesqueleto. De modo que o exoesqueleto se comporta como um dispositivo assistivo que amplifica o torque gerado pelo operário.

Visando a melhorar o desempenho no processamento do EMG, posteriormente, foi desenvolvido um algoritmo genético que otimiza os parâmetros do modelo utilizado ([CAVALLARO et al., 2005](#)). Avanços posteriores incluem a análise de dados cinemáticos e dinâmicos de tarefas comuns do dia a dia com a finalidade de aprimorar o exoesqueleto para sete DoF ([ROSEN et al., 2005](#)) ([PERRY; ROSEN, 2006](#)).

Um outro trabalho que aborda o controle de exoesqueletos mediante sinais EMG

Figura 11: Exoesqueleto de membro inferior controlador por EMG.

Fonte: (FLEISCHER; HOMMEL, 2008).

utilizando modelos do músculo e biomecânicos é apresentado em (FLEISCHER; HOMMEL, 2008). Desta vez, é projetado e construído um exoesqueleto para membro inferior (Figura 11) para ser controlado por sinais adquiridos de seis músculos da coxa que atuam sobre a articulação do joelho. Os autores baseiam-se em sofisticados modelos biomecânicos do corpo humano, simplificando-os para decifrar a ação desejada do usuário de acordo com a aplicação pretendida. Além disso, como os parâmetros do modelo refletem características individuais do usuário e do seu estado atual, os autores desenvolvem um algoritmo de calibração capaz de ajustar estes parâmetros. Assim, o modelo (com todos os parâmetros ajustados) calcula o torque do usuário através da avaliação dos sinais EMG registradas nos músculos, o multiplica por um fator de suporte e o transmite para a malha de controle de torque a fim de fornecer ao atuador o torque desejado. Para validação desta proposta, o exoesqueleto é avaliado considerando movimentos cotidianos usando diferentes fatores de suporte. Como conclusão, os autores ressaltam a importância de o usuário estar no controle, no entanto limitações derivadas da estratégia de controle, relatam conflitos na interação usuário – exoesqueleto quando o fator de suporte é alto ou quando o usuário varia drasticamente a velocidade do movimento.

O grupo de pesquisa do Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos (EESC - USP) vêm trabalhando no desenvolvimento de um exoesqueleto para membros inferiores que considera o controle de impedância e a interação entre o paciente e o sistema robótico (Figura 12). A principal característica do exoesqueleto em desenvolvimento encontra-se no tipo de acionamento utilizado. Utiliza-se atuadores elásticos em série (ROBINSON et al., 1999), equipamentos desenvolvidos para a implementação do controle de impedância em sistemas robóticos interativos. Os atuadores projetados consideram diferentes topologias de acionamento e de configuração da série elástica (JARDIM; SIQUEIRA, 2014). Em especial, foi desenvolvido um atuador elástico

em série compacto utilizado para o acionamento da junta do tornozelo do Exo-Kanguera, e um atuador elástico em série torsional com elemento elástico customizado para joelho, projetado e construído utilizando técnicas de projeto baseadas em elementos finitos (SANTOS; SIQUEIRA, 2014). Apesar de existir uma grande variedade de exoesqueletos e estratégias

Figura 12: Exokanguera. Exoesqueleto de membro inferior.

que acompanham a procura de uma reabilitação bem sucedida, cada avanço indica novos rumos para esclarecer o funcionamento e a capacidade do sistema de controle humano.

3.2 Controle de impedância

A impedância mecânica é definida como a reação do sistema a um movimento imposto. Isto é a generalização dinâmica da rigidez e é uma função complexa que define o comportamento dinâmico do robô, independentemente do ambiente. Sistemas de controle de impedância produzem uma força em resposta a um movimento imposto.

Em Mecânica, a transferência de energia instantânea entre dois ou mais sistemas físicos sempre pode ser definido como o produto de duas variáveis conjugadas, esforço (força, voltagem) e fluxo (velocidade e corrente). Nenhum sistema pode determinar ambas variáveis, quer dizer que um sistema físico pode exercer uma força sobre um outro sistema ou impor um deslocamento ou velocidade sobre ele, mas não ambas. Dessa forma, sistemas físicos podem se comportar de duas formas, como admitância, aceitando esforço (força) como entrada e produzindo um fluxo (movimento) como saída; e impedância, que aceita fluxo como entrada (movimento) e produz esforço (força) como saída. Embora, a consequência mais importante da interação dinâmica entre dois sistemas físicos é que um deve complementar o outro, por conseguinte, se um se comporta como impedância o outro deve se comportar como uma admitância e vice-versa. Soma-se a isto, quando um sistema físico está acoplado

mecanicamente ao ambiente, este deveria assumir o comportamento de uma impedância, devido a que a interação mecânica com o ambiente mudará com as diferentes tarefas ou, ainda mais, no decorrer da mesma tarefa. Desta forma, o comportamento do sistema deveria ser adaptável, de modo que se possa acoplar ou desacoplar dependendo das variações no ambiente. Para finalizar, a interação dinâmica entre um sistema físico e o ambiente pode ser modulado, regulado e controlado variando a impedância (HOGAN, 1985).

3.3 Controle de impedância adaptativo

O termo adaptativo significa mudar de comportamento conforme novas circunstâncias apareçam, seja como resposta a mudanças no comportamento dinâmico do sistema ou a perturbações.

De forma global, este trabalho propõe a iteração de dois sistemas com características dinâmicas próprias para trabalharem acoplados um ao outro, na articulação do joelho. A adaptação de parâmetros visa a permitir que a atuação conjunta do dispositivo robótico e o usuário desenvolvam tarefas em conjunto, porém, o dispositivo irá auxiliar o usuário só quando for necessário, indo de encontro com o paradigma de *assistir quando necessário* (CAI et al., 2006).

Assim, o grande desafio deste trabalho baseia-se no desenvolvimento de uma estratégia que forneça ao exoesqueleto a inteligência para intuir os movimentos do usuário e lhe permita decifrar o momento no qual deve atuar. Dado que a atuação conjunta do exoesqueleto e do usuário busca o cumprimento de uma mesma tarefa, a equação dinâmica que define o sistema é dada por:

$$T_{usuário} + T_{exo} = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta), \quad (3.1)$$

sendo $M(\theta)$ a matriz de inércia, $C(\theta, \dot{\theta})$ o vetor das forças de Coriolis e centrípetas e $G(\theta)$ o vetor das forças gravitacionais correspondentes à dinâmica conjunta do usuário e do exoesqueleto.

Inicialmente, assumindo que para a realização de uma tarefa em cooperação entre o usuário e o exoesqueleto é necessária uma dada força, como apresentado em (IBARRA, 2014), a força necessária seria então a soma das contribuições de cada um dos envolvidos em dita tarefa:

$$T_{nec} = T_{usuário} + T_{exo}. \quad (3.2)$$

Também assume-se que cada um dos torques individuais é representado por uma lei de controle que considera uma rigidez e um amortecimento, caracterizando um controle de impedância, ou seja:

$$T_{exo} = K_{exo}\theta_e - B_{exo}\dot{\theta} \quad (3.3)$$

e

$$T_{usuário} = K_{usuário}\theta_e - B_{usuário}\dot{\theta}, \quad (3.4)$$

sendo que o erro da posição, θ_e , é dado pela diferença entre a posição desejada θ_d e a posição θ , $\dot{\theta}$ é a velocidade angular, e K e B são as impedâncias e amortecimentos.

Substituindo 3.3 e 3.4 em 3.2, obtêm-se que:

$$T_{nec} = (K_{usuário}\theta_e - B_{usuário}\dot{\theta}) + (K_{exo}\theta_e - B_{exo}\dot{\theta}), \quad (3.5)$$

$$T_{nec} = (K_{usuário} + K_{exo})\theta_e - (B_{usuário} + B_{exo})\dot{\theta}. \quad (3.6)$$

No entanto, em regime permanente, o termo do amortecimento que é diretamente afetado pela velocidade seria nulo, desta forma:

$$T_{nec} = (K_{usuário} + K_{exo})\theta_e, \quad (3.7)$$

de forma que a rigidez do robô pode ser calculada por:

$$K_{exo} = \frac{T_{nec}}{\theta_e} - K_{usuário}. \quad (3.8)$$

Já que por definição a rigidez é a relação entre a força e a posição, finalmente temos que a rigidez necessário para garantir erro limitado é dada por:

$$K_{exo}^{nec} = K_{nec} - K_{usuário}. \quad (3.9)$$

Em 3.9, pode-se observar que no momento em que o usuário do exoesqueleto não participa da tarefa conjunta, ou seja $K_{usuário} \approx 0$, o exoesqueleto assumirá o valor da rigidez máxima para assistir o movimento completo.

Adicionalmente, em (IBARRA, 2014) é proposta um lei de adaptação ótima baseada na otimização da interação entre o usuário e o robô. A função custo associada ao processo de otimização é representada por:

$$J = \theta_e^2 + \frac{1}{\rho}T_{exo}^2, \quad (3.10)$$

sendo $\rho > 0$ o parâmetro de ponderação. Minimizando J em função de $\hat{K}_{usuário}$, a rigidez ótima do robô é dada por:

$$K_{exo}^{ótimo} = \rho K_{usuário}. \quad (3.11)$$

A Figura 13 mostra uma representação gráfica das Equações 3.9 e 3.11. Combinando as duas soluções, a rigidez final do robô é definida pela seguinte restrição:

$$K_{exo}^{comb} = \min (K_{exo}^{nec}, K_{exo}^{ótimo}). \quad (3.12)$$

Figura 13: Representação gráfica das soluções de rigidez adaptativa.

Fonte: (IBARRA, 2014).

Esta equação também garante que o valor da rigidez do robô tenda ao infinito quando se utiliza somente a rigidez ótima.

Com a ideia de manter o usuário sempre ativo nas tarefas de reabilitação, mas também considerando importante a amplitude do movimento, refletido no seguimento da trajetória desejada, a rigidez do robô é condicionada fazendo uso de um fator baseado no erro de acompanhamento de trajetória, ou seja:

$$K_{exo} = K_{exo}^{comb} + \nu |\theta_d(i) - \theta(i)|. \quad (3.13)$$

Para evitar as variações bruscas na rigidez de robô neste caso, optou-se por incluir um fator de esquecimento, $0 < f < 1$, tal que:

$$K_{exo}(i) = f K_{exo}(i-1) + (1-f)[K_{exo}^{comb} + \nu |\theta_d(i) - \theta(i)|]. \quad (3.14)$$

4 BANCADA EXPERIMENTAL

Neste capítulo são descritos os componentes do sistema utilizado para validar as metodologias propostas neste trabalho. Os principais componentes são o sistema de medida de sinais EMG Delsys - Trigno, a órtese ativa de joelho (SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017) e o sistema de tempo real PXIe-8115, da National Instruments. A Figura 14 mostra os componentes utilizados e as conexões entre eles.

Figura 14: Bancada experimental

4.1 Eletromiógrafo Delsys - Trigno Systems

O sistema de aquisição dos sinais EMG utilizado é um sistema Trigno System da Delsys Inc., com sensores sem fio (Figura 15). Estes são posicionados com adesivos dupla face especiais para simplificar a fixação e minimizar artefatos de movimento. O Trigno System possui, no total, 16 sensores diferenciais com geometria de detecção em barras paralelas, que integram um canal de EMG e três acelerômetros cada.

Os sinais EMG são amostrados a 2KHz com resolução de 16 bits e largura de banda de 20 a 450Hz. São usados cinco sensores, que irão captar a excitação dos músculos selecionados: três medindo os músculos extensores, localizados na parte frontal (anterior) da coxa; e dois medindo as excitações dos músculos flexores, localizados na parte posterior da coxa. Assim, cada um destes sinais é direcionado como uma saída analógica do EMG e enviada via cabo DC-A22 à placa PXIe 6361 da plataforma PXIe 1071 para tratamento e controle.

Figura 15: Sistema de electromiografia Delsys–Trigno.

Fonte: <http://www.delsys.com/products/wireless-emg/trigno-lab/>

4.2 Órtese ativa de joelho

O dispositivo robótico a ser utilizado para avaliar a estratégia adaptativa proposta é a órtese ativa de joelho, mostrada na Figura 16a, projetada e desenvolvida como parte do projeto Exo-Kanguera do Laboratório de Reabilitação Robótica da Escola de Engenharia de São Carlos – USP, (SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017).

O dispositivo foi projetado para fornecer apoio parcial à flexão e extensão do joelho, dando maior importância em fornecer torques precisos e produzir baixa impedância mecânica, de modo que seja semelhante às características presentes nas articulações dos seres humanos, mostrando movimentos suaves e rápidos em complacência com as ações do usuário. Para cumprir com este objetivo, o dispositivo é projetado para auxiliar em até 15 Nm ao torque do usuário, com uma largura de banda de 5Hz.

A órtese ativa é acionada por um Atuador Elástico em Série rotacional – AESr, constituído (Figura 16b) por: *a*) motor de corrente contínua Maxon RE-40; *b*) redutor de velocidade de tipo coroa e rosca sem-fim M1-150 da HPC Gear International [150:1]; *c*) mola torcional personalizada; *d*) mancal de rolamentos; *e*) encoder incremental magneto-resistivo Maxon tipo L; *f*) encoder incremental opto-eletrônico Maxon HEDS 5540. A massa total aproximada é de 2.53 kg o que permite ser montado diretamente na órtese.

As informações da deformação da mola e a posição do eixo de saída são obtidas através dos encoders e o sistema de controle esta composto por duas EPOS (*Easy Positioning*), conectadas á placa CAN –placa PXIe 8512 da National Instruments– alocada na plataforma PXIe 1071¹. As placas EPOS são utilizadas para a leitura do encoder do eixo de

¹ O PXI-1071 é o chassi que aloca as placas para processamento em tempo real PXIe-8115 e a placa de comunicação CAN (Controller Area Network) PXI8512

Figura 16: Atuador elástico em série para reabilitação do joelho.

Fonte: (SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017).

saída do atuador (EPOS 24/5) e para o controle do motor (EPOS 70/10). A interface entre os dispositivos é realizada através do protocolo de comunicação CANOpen² a uma taxa de transmissão de dados configurada em 500 kbit/s. O sistema de controle está constituído de dois níveis conectados em cascata, o NI PXIe-8115 como sistema mestre operado a 200Hz, e as duas EPOS em configuração sistema escravo. Para finalizar, utiliza-se a estratégia de controle de impedância apresentada no Capítulo 3

4.3 Sistema de controle em tempo real – *RobRehabControl*

Os dispositivos robóticos para reabilitação devem garantir, além que suas ações sejam corretas, que os tempos de execução para cada um dos processos envolvidos estejam dentro da faixa de tempo de operação que permita uma iteração simultânea com o usuário. Este tipo de sistema que garante que ações sejam executadas em intervalos de tempo determinados são conhecidos como sistemas em tempo real.

Para garantir com que os tempos de execução dos processos estejam dentro dos limites estipulados (5 milissegundos por passo) é utilizado a aplicação para controle em tempo real *RobRehabControl* desenvolvida por (CONSONI, 2017), utilizando a plataforma PXIe 8115, da empresa National Instruments.

RobRehabControl foi projetada como uma plataforma universal que possibilita a conexão e interação entre diferentes usuários, em uso de seus dispositivos robóticos, de forma remota, com fins de reabilitação através de jogos.

A plataforma esta projetada para admitir diferentes dispositivos robóticos, fazendo uso da definição previa de identificadores genéricos, em relação aos seus componentes (sensores, atuadores, estratégias de controle...), de forma que novos dispositivos possam

² <https://www.can-cia.org/can-knowledge>

ser adicionados de forma modular. A característica modular proporciona também a possibilidade de adicionar novos códigos voltados/direcionados a testar novas estratégias e conceitos de controle. A aplicação esta escrita em linguagem *C* (*ISO C99* standard), no entanto, permite executar de foma dinâmica bibliotecas geradas previamente (DLLs) ou carregar parâmetros adicionais do dispositivo através de arquivos *JSON* (JavaScript Object Notation).

4.3.1 Interface de usuario – GUI

A troca de informação entre o usuário e a aplicação *RobRehabControl* é realizada fazendo uso da interface gráfica (GUI) mostrada na Figura 17. Mediante esta interface são estabelecidas as características do robô, a operação que será desenvolvida, além de possibilitar a visualização das variáveis medidas diretamente da órtese ativa do joelho.

Figura 17: GUI–Interface gráfica de usuário para conexão, controle e visualização.

No lado esquerdo do GUI, encontram-se três seções principais, cada uma delas com suas funções, definidas a seguir:

- *Server Address*. Define o canal de comunicação entre o computador que suporta a interface do usuário e a aplicação *RobRehabControl* alocada na plataforma NI-PXI.
- *Selectors*. Esta função permite carregar as características do robô a serem usadas (tipo de robô, número juntas, graus de liberdade (DoF)). Deve-se esclarecer que as informações do robô são carregadas com anterioridade na plataforma e a interface identifica esta informação e permite selecionar algumas dentre as já definidas.

- *Control State*. Nesta área, são citadas uma por uma e em ordem sequencial as tarefas correspondentes ao protocolo de medição. Cada uma destas foi definida anteriormente, carregada no *RobRehabControl*, levando em consideração: tempo de execução da rotina, tipo/amplitude do movimento e atuação do dispositivo robótico.
 - *Offset Adjust*. Permite ajustar a posição de início dos atuadores (em relação á junta). No caso de uso de EMG, mede o nível de ativação quando os músculos estão em repouso.
 - *Calibration*. Habilita a rotina para a medição do valor máximo de ativação dos músculos em contrações isométricas para diferentes ângulos de posição.
 - *Sampling*. Nesta opção está definida a rotina para o mapeamento das ativações musculares em relação a torques induzidos (a favor ou em contra do movimento), durante um tarefa determinada, neste caso a flexão e extensão da articulação do joelho.
 - *Operation*. Uma vez realizados os passos anteriores, *operation* corresponde à rotina de reabilitação. Isto é, os parâmetros de ajuste já foram otimizados e é o momento de começar a rotina de reabilitação com a estratégia de controle de impedância adaptativo.

Com relação à visualização da informação que fornece o GUI, tem-se dois tipos: As janelas no meio do GUI mostrando em forma de curvas, as variáveis selecionadas; e as barras, localizadas na área direita indicam a posição de referência (*Position Setpoint*) e medida (*Position Measure*), mais a barra horizontal no canto inferior esquerdo informando a rigidez que o usuario está realizando (*Stiffness*). As barras laterais servem como *feedback* visual para o usuário, dado que nas rotinas é solicitado a este seguir uma trajetória desejada.

5 AJUSTE DE PARÂMETROS E OTIMIZAÇÃO

As ações entre o exoesqueleto e o usuário na realização de tarefas conjuntas ou complementares estão associadas à interpretação da informação que cada um destes gera durante o desenvolvimento da atividade. Procura-se garantir que a informação obtida seja a mais fiel possível com relação à grandeza que esta informação representa, mesmo que esta seja resultado de estimativa através de modelo simplificados e utilizando parâmetros incertos.

Na busca de obter parâmetros que forneçam melhores resultados, diferentes dispositivos e ferramentas tem sido utilizados, tais como o uso de tecnologia de captura de movimento, dinamômetro, plataformas de força e imagens médicas que, usados em conjunto com modelos NME, fornecem uma base sólida na análise biomecânica. Por exemplo, [Lloyd e Besier \(2003\)](#) usou um dinamômetro isocinético em conjunto com captura de movimento para alimentar um modelo NME e assim, estimar valores de força dos músculos da coxa e o torque do joelho durante tarefas ativas e passivas.

Neste sentido o uso de modelos permite conhecer analiticamente cada componente musculoesquelético e neurofisiológico, além das relações funcionais entre suas variáveis, permitindo abstrair como variáveis de entrada são processadas por cada componente, a fim de produzir uma saída. (([SARTORI; LLYOD; FARINA, 2016](#)))

5.1 Ajuste das dimensões do modelo NME

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 representando 76 músculos dos membros inferiores e do torso. O modelo de músculo adimensional adotado neste modelo, está baseado na implementação de [Thelen et al. \(2003\)](#). As dimensões do modelo correspondem a um sujeito de 1.80 m de altura com uma massa de 75.16Kg. Com base nestas condições, para cada usuário da órtese, é gerado um modelo em escala, segundo suas medidas antropométricas e massa corporal.

Um modelo em escala do indivíduo utilizando a órtese é necessário para se encontrar as dimensões dos parâmetros geométricos como comprimento ótimo da fibra (l_0^M) e o comprimento da fibra normalizado ($\tilde{l}^M$), fundamentais para o cálculo das funções de força ativa ($f_A(\tilde{l}^M)$), passiva ($f_P(\tilde{l}^M)$) e a relação força velocidade ($f_V(\tilde{v}^M)$). Deste modelo também são obtidos o ângulo de penação (ϕ) em relação aos ângulos da articulação (θ), quando a fibra muda seu comprimento e o braço de momento (r), importante na estimação do torque na articulação.

Quando os modelos são escalonados, é importante considerar a não linearidade entre o comprimento dos músculos e os segmentos do corpo onde se encontram. [Menegaldo e Oliveira \(2009\)](#) mostrou que o ajuste destes parâmetros melhora significativamente a precisão em modelos estáticos quando dirigidos por EMG. Apoiado nisto, [Modenese et al. \(2016\)](#) propôs um método que baseado em um modelo de referência, com parâmetros considerados fisiologicamente válidos, ajusta os parâmetros de um modelo alvo, com dimensões antropométricas distintas. O algoritmo, explora todas as combinações das coordenadas generalizadas, e fazendo uso da busca por mínimos quadrados, define parâmetros fisiologicamente corretos e de acordo com o novo modelo escalonado. Este algoritmo é adotado para o ajuste de cada modelo gerado para cada usuário do exoesqueleto, e pode se descrever conforme os seguintes passos:

1. Número de poses para análise. No modelo de referência, para cada junta (N) que o músculo atravessa são definidos uniformemente m pontos para cada um dos seus graus de liberdade. Desta forma são gerados um conjunto de $n = m^N$ poses, para as quais, o músculo se considera em equilíbrio para sua máxima contração isométrica (ativação=1)
2. Para cada pose $i = 1, 2, \dots, n$ do modelo de referência, os vetores dos ângulos de penação $\phi_{i_{ref}}$, os comprimentos de fibra normalizados $\tilde{l}_{i_{ref}}^M$ e os comprimentos normalizados do tendão $\tilde{l}_{i_{ref}}^t$ foram calculados utilizando as equações 2.3 e 2.4. Comprimentos de fibras normalizados fora do intervalo de 0,5 e 1,5 ou causando ângulos de penação aproximando 90° , foram excluídos.
3. Comprimentos dos músculos (l_{alvo}^{mt}) do modelo escalonado são calculados seguindo o definido no item 1.
4. Aplicando $l^{mt} = (\tilde{l}^m \cdot \cos \phi) l_0^m + \tilde{l}^t l_s^t$ para todas as poses, obtém-se um sistema linear $n \times 2$ que permite encontrar os valores de $l_{0_{alvo}}^m$ e $l_{0_{alvo}}^t$:

Uma vez que estes parâmetros são ajustados, um novo modelo específico do usuário é gerado. A partir deste novo modelo é possível extrair os parâmetros necessários para mapear os torques e a rigidez no joelho em função das ativações dos músculos.

5.2 Protocolo de calibração

O acesso às informações das ações realizadas pelo usuário estão restritas as leituras de posição e torque medido pela órtese. Portanto, o protocolo proposto consiste em registrar a ativação muscular e o torque resultante durante tarefas dinâmicas configuradas para induzir diferentes níveis de esforço no usuário, sem exceder as capacidades do atuador, de modo que os parâmetros possam ser ajustados.

Figura 18: Posicionamento da órtese para calibração e ajuste de parâmetros musculares.

Neste mesmo sentido, deve-se levar em consideração a exclusão de forças externas que não possam ser mensuradas e, portanto, influenciem de forma negativa o ajuste. De forma a contornar estas limitações, os dados coletados são enviados ao modelo NME ajustado para o usuário, para o cálculo do torque na articulação fazendo uso da dinâmica inversa e fornecendo-o como torque de referência (T_{DI}).

Para isto, a órtese de joelho é fixada em uma cadeira de modo que a perna do usuário fica apoiada na cadeira e suspensa, evitando contato com o solo, como mostrado na Figura 18.

O protocolo consiste na realização de uma série de movimentos com o usuário vestindo a órtese de joelho e atuando tanto de forma ativa como passiva. Os movimentos correspondem a uma trajetória senoidal, com período de 8 segundos e amplitude variando de -90° a -0° . Esta trajetória é definida com a trajetória desejada para a órtese, sendo possível alterar o valor da impedância desejada. A trajetória desejada também é mostrada em uma interface gráfica ao usuário, juntamente com a posição atual da órtese, para que este tente acompanhá-la o máximo possível durante a sua fase ativa.

Foram definidas 9 fases para medir a interação entre o usuário e o exoesqueleto, cada uma com 5 ciclos da trajetória senoidal. Elas correspondem ao tipo de atuação (ativa ou passiva) tanto do usuário como da órtese. As fases são definidas assim:

- Fase 1: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad;
- Fase 2: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad;
- Fase 3: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad;
- Fase 4: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad;
- Fase 5: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad;

- Fase 6: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad;
- Fase 7: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 8: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 9: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;

Nas fases 7, 8 e 9, a trajetória desejada da órtese está defasada de 180° com relação à trajetória desejada mostrada ao usuário, ou seja, a órtese realizará uma força contrária à realizada pelo usuário, caracterizando uma atividade resistiva por parte da órtese.

5.2.1 Ajuste do Torque

Para ajustar o torque do usuário, deve-se minimizar o erro quadrático médio (EQM) entre o torque calculado por meio dos sinais EMG e o torque de referência, calculado na sessão anterior por meio da dinâmica inversa. A equação que define a função a minimizar é dada por:

$$\begin{aligned} \text{minimize } J(p) &= \sum_{i=1}^N \frac{(T_i^{DI} - \hat{T}_i^{EMG})^2}{N} \\ \text{sujeito to } p &\in [LI, LS], \end{aligned} \quad (5.1)$$

sendo $J(p)$ a função a ser minimizada, $p = [A \ \zeta]^T$ é o vetor dos parâmetros a otimizar, LI e LS são os limites inferior e superior das restrições para cada parâmetro e N é o número de amostras. A busca dos valores adequados para os parâmetros A e ζ de cada músculo é realizado usando o algoritmo de otimização Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno (BFGS) em união com uma estratégia de penalização interna. A Figura 19 resume o processo de ajuste dos parâmetros geométricos e funcionais do modelo NME.

5.3 Ajuste Rigidez

A ideia de definir diferentes níveis de participação do usuário, como estabelecido no protocolo, com a finalidade de mapear os valores de torque com as ativações musculares, aplica também à rigidez associada aos movimento colaborativos e/ou restritivos.

Coomo o torque calculado pela dinamica inversa é adotado como o valor de referência para o torque de usuário, a rigidez associada aos movimentos realizados é calculada com base neste torque. Assume-se que o torque é dado por seguinte relação de impedância:

Figura 19: Esquema

$$T^{DI} = K^{DI}(\theta_d - \theta) + B^{DI}\dot{\theta}. \quad (5.2)$$

Como o torque T^{DI} , o erro de posição $(\theta_d - \theta)$ e a velocidade $\dot{\theta}$, sendo parâmetros conhecidos, é possível encontrar o valor da rigidez K^{DI} e o amortecimento B^{DI} fazendo uso da técnica dos Mínimos Quadrados.

De forma análoga ao torque estimado pelo EMG, os parâmetros que definem a rigidez com base no EMG, α e β definidos na Equação 2.8, são obtidos por meio de uma otimização utilizando o algoritmo BFGS. A função a otimizar é dada por:

$$\begin{aligned} \text{minimize } S(p) &= \sum_{i=1}^N \frac{(K_i^{DI} - \hat{K}_i^{EMG})^2}{N}, \\ \text{sujeito to } p &\in [LI, LS], \end{aligned} \quad (5.3)$$

sendo $p = [\alpha \ \beta]^T$ é o vetor dos parâmetros a otimizar, LI e LS são os limites inferior e superior das restrições para cada parâmetro e N é o numero de amostras.

5.4 Ajustando o torque e a rigidez do joelho por meio de uma Rede Neural Artificial

Os processos que conduzem o comportamento neuromuscular possuem alta complexidade, com transformações altamente não lineares e, normalmente, com mais músculos do que graus de liberdade, fazendo com que diferentes recrutamentos musculares possam produzir um mesmo movimento, com as mesmas características. Além disso, os parâmetros musculoesqueléticos possuem restrições neurofisiológicas que aumentam a complexidade.

Uma forma de resolver estes problemas está no uso de sistemas que consigam mapear não linearidades, aprendendo o comportamento do sistema através de exemplos, como é o caso das redes neurais artificiais(RNA). Para o caso específico abordado neste

trabalho, é implementado uma RNA, tipo perceptron multicamada (PMC) para mapear os sinais EMG para o torque e rigidez do paciente. As entradas para o RNA são os sinais EMG processados dos músculos envolvidos na flexão / extensão do articulação do joelho, o ângulo da articulação e sua velocidade. Além disso, 10 neurônios escondidos e 2 neurônios de saída, relacionados ao torque e rigidez estimado do paciente, completam a estrutura da RNA. Os seguintes parâmetros foram considerados durante a fase de treinamento: taxa de aprendizado, $\eta = 0 : 89$, momentum, $\varphi = 0.37$ e pressão, $\epsilon = 10^{-6}$. Uma descrição mais detalhada do funcionamento da uma RNA esta no Apêndice [A](#).

6 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os experimentos realizados com a órtese ativa do joelho e os resultados obtidos. Primeiramente, é mostrado o processo de ajuste e calibração dos parâmetros do modelo musculoesquelético. Após isto, é mostrada a estratégia de adaptação da rigidez quando o usuário desenvolve a tarefa de flexão e extensão do joelho.

Na etapa de ajuste e calibração é levado em consideração uma segunda técnica. O uso de RNA é apresentada como uma alternativa para o mapeamento das ativações musculares em relação ao torque gerado. Tanto para o ajuste baseado em modelo, quanto para as RNA, diferentes grupos de dados são usados no processo de ajuste e posterior validação. No Apêndice B se encontra em detalhe uma GUI, desenvolvida em MATLAB®, projetada para facilitar o processo de otimização e a visualização de cada etapa. Este ambiente computacional carrega as bibliotecas do Opensim 3.3 e permite realizar os processos de escala do modelo, cálculo da dinâmica inversa e a abstração dos parâmetros iniciais dos músculos.

6.1 Ajuste dos parâmetros do músculo - otimização

O ajuste dos parâmetros inicia com a escala do modelo genérico. Como mencionado anteriormente, o modelo a se usar corresponde ao *Gait2392* disponível no OpenSim. No modelo são definidos 12 marcadores virtuais posicionados em pontos anatômicos chaves para determinar as dimensões antropométricas do sujeito. A Figura 20 mostra cada um dos marcadores e a sua posição anatômica.

Figura 20: Posicionamento de marcadores virtuais no modelo *gait2392*.

A posição de cada marcador corresponde a um ponto no plano cartesiano (x, y, z)

ligado a um ponto de referência global.

Após o modelo ser escalado, o ajuste dos parâmetros geométricos é realizado segundo descrito na Seção 5.2, estabelecendo todas as possíveis combinações das coordenadas generalizadas em ambos modelos (referência e escalado), para assim, per meio da comparação entre estes, definir os parâmetros fisiológicos corretos no novo modelo.

A estimativa do torque e da rigidez do usuário, tanto baseado no modelo quanto baseado na RNA, partem do protocolo de medição das ativações musculares e das leituras de posição e torque fornecidas pela órtese, descrito na Seção 5.2, e transcrito aqui para facilitar a continuidade da leitura.

- Fase 1: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 30 \text{ Nm/rad}$;
- Fase 2: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 60 \text{ Nm/rad}$;
- Fase 3: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60 \text{ Nm/rad}$;
- Fase 4: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30 \text{ Nm/rad}$;
- Fase 5: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0 \text{ Nm/rad}$;
- Fase 6: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0 \text{ Nm/rad}$, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 7: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30 \text{ Nm/rad}$, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 8: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60 \text{ Nm/rad}$, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;

Nas fases 6, 7 e 8, a trajetória desejada da órtese está defasada de 180° com relação à trajetória desejada mostrada ao usuário, isto é, a órtese realizará uma força contrária à realizada pelo usuário, caracterizando uma atividade resistiva.

Para o desenvolvimento do protocolo, o usuário vestindo a órtese e com os sensores EMG posicionados nos respectivos músculos, se encontra sentado em uma cadeira alta, não permitindo o contato do pé com o solo. A órtese é fixada na cadeira de modo que o usuário não sinta o peso do atuador, posicionado na parte da órtese fixa à coxa.

Antes de iniciar o protocolo, duas tarefas são solicitadas ao usuário: 1) Não realizar nenhum movimento ou contração durante 10 segundos a fim de conhecer o estado em repouso de cada músculo e 2) Realizar três máximas contrações voluntárias isométricas (MCV) a diferentes ângulos do joelho para ambos grupos musculares (-90° , -60° , -30°), de modo que seja possível obter o valor máximo de sinal EMG de cada músculo (valor de

normalização dos dados). Entre cada leitura da MCV se estabelece um tempo de espera de 30 segundos.

Imediatamente após medir o repouso e a MCV, o protocolo inicia com movimentos de flexão e extensão, seguindo uma trajetória senoidal, variando entre -90° a -0° , com um período de 8 segundos (5 ciclos por etapa). A *RobRehab-GUI* mostra ao usuário a trajetória desejada e a posição atual da órtese, pedindo ao usuário para segui-la tão próximo quanto seja possível, quando a fase assim o exigir.

Os dados de torque e posição da órtese são enviados a *InverseDynamicTool* do OpenSim, para cálculo do torque (T^{ID}).

O processo de otimização foi testado com cinco voluntários saudáveis, cada um deles realizando duas sequências do protocolo, uma para teste e a segunda para validação.

A Figura 21 mostra os sinais utilizados do usuário 1, teste 1 no ajuste do torque e rigidez. Na Figura 22 são apresentados os resultados para o torque obtidos por cada um dos dois métodos usados. Observe que durante as fases 1 e 2, o usuário é passivo e seu torque estimado é baixo. Durante as próximas 4 fases (3-6), onde o usuário está ativo e a órtese segue a mesma trajetória desejada definida para o usuário, predomina o torque estimado do usuário. Durante as duas últimas fases, quando a trajetória desejada da órtese é definida com um defasagem de 180° , tanto o torque do usuário quanto o torques do robô aumentam proporcionalmente à rigidez definida na órtese.

Figura 21: Na parte superior é mostrada a posição medida pela órtese, cada uma das 8 etapas definidas no protocolo são diferenciadas intercalando a cor. No gráfico do meio são mostrados os torques, medido pela órtese e o torque calculado através da dinâmica inversa pelo Opensim. Na parte inferior, com o intuito de ter uma melhor visualização, são divididas as ativações de cada músculo para cada etapa do protocolo e é calculada a média para cada movimento de flexão/extensão.

Figura 22: Torques - resultado da otimização usando o metodo baseado no modelo NME e em RNA-PMC. Cada fase é separada para uma melhor visualização

Uma análise comparativa entre as duas soluções de estimação de torque dirigidas por EMG - baseadas em modelos NME e baseadas em RNA-PMC, foi realizada considerando todos os ensaios dos cinco sujeitos. Para todas as análises, foi usado o erro quadrado médio (EQM), definido como:

$$EQM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\tau_i^{ID} - \tau_i^{EMG})^2. \quad (6.1)$$

sendo τ^{ID} o torque calculado através da dinamica inversa e τ^{EMG} o torque estimado.

Primeiro, o EQM foi calculado para todos os ensaios considerando o modelo NME com os parâmetros iniciais do processo de otimização, ou seja, $A = -2$ e $\zeta = 1$. Na sequência, as soluções otimizadas são computadas individualmente para todos os ensaios considerando os procedimentos baseados no modelo e na RNA. Os valores de EQM são mostrados na Tabela 1.

Observe a diminuição notável dos resultados otimizados em relação aos não otimizados. Os valores médios de EQM para a solução baseada em NME para os testes 1 e 2 são 8.5% e 6.5% dos valores não otimizados, respectivamente. Para a solução baseada em RNA-PMC, os resultados são ainda melhores, com 3.8% e 2.6% de redução para os ensaios 1 e 2, respectivamente.

Finalmente, os parâmetros otimizados obtidos para o teste 1 são usados para calcular o torque estimado considerando os dados do teste 2, e vice-versa. Ou seja, a solução ótima está sendo avaliada em um conjunto de dados não utilizado durante a

Tabela 1: MSE (N^2m^2) - Resultados da Otimização.

Usuário	Sem Otimizar		Baseado em Modelo		RNA-PMC	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
1	1188.6	301.8	71.3	87.8	2.9	3.1
2	733.7	2173.2	57.7	30.1	2.7	1.6
3	904.4	851.1	24.1	40.5	1.7	1.5
4	156.2	735.6	53.3	52.1	2.5	1.7
5	147.0	89.0	58.9	59.7	2.2	3.1
Media	625.9	830.1	53.1	54.0	2.4	2.2

otimização. Tabela 2 mostra os valores de EQM resultantes.

Neste caso, a média do EQM dos testes 1 e 2 correspondem a 18.1% e 14.5% da média do EQM sem otimização, para o caso baseado no modelo NME, e 7.7% e 9,7% para o caso baseado em RNA-PMC, respectivamente. Estes resultados mostram que os parâmetros otimizados de um determinado teste, podem ser usados para novos dados obtidos de experiências subsequentes, sem prejudicar a estimativa de torque do paciente.

Tabela 2: MSE (N^2m^2) - Resultados da Avaliação.

Usuário	Sem Otimizar		Baseado em Modelo		RNA-PMC	
	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2	Teste 1	Teste 2
1	1188.6	301.8	252.5	110.5	13.0	10.5
2	733.7	2173.2	140.2	140.8	1.9	3.5
3	904.4	851.1	22.9	50.2	2.2	1.5
4	156.2	735.6	31.9	216.4	8.0	13.4
5	147.0	89.0	118.1	81.8	5.3	3.2
Media	625.9	830.1	113.1	119.9	6.1	6.4

6.2 Controle de impedância adaptativa

Nesta seção são apresentados os resultados obtidos da aplicação do controle de impedância adaptativo proposto na Seção 3.3 para determinar a rigidez do robô com base na rigidez estimada do usuário calculada a partir dos sinais EMG. Os dados foram coletados considerando novamente uma trajetória senoidal, variando entre -90° a -0° , com um período de 8 segundos, como a desejada para o sistema usuário/órtese.

Nas Figuras 23 a 27 são apresentados os resultados dos 5 casos considerados para análise. No Caso 1, Figura 23, o usuário foi solicitado a permanecer relaxado, não realizando atividade muscular, e a rigidez do robô foi mantida fixa no valor de $K_{exo} = 60 \text{ nm/rad}$. Note que a atividade muscular medida é baixa, com níveis baixos dos sinais de EMG, resultando em uma rigidez do usuário próxima a zero. O torque do usuário apresenta um valor constante referente aos níveis de torque passivo dos músculos. Neste

caso, a trajetória da órtese, comandada somente pelo atuador, não acompanha a trajetória desejada, especialmente em ângulos próximos de zero.

Figura 23: Adaptação - Caso 1. Usuário passivo, K_{exo} fixo.

A Figura 24 mostra os resultados no Caso 2 em que o usuário foi novamente solicitado a permanecer relaxado, mas a rigidez do robô varia conforme a lei de adaptação proposta na Eq. 3.13. Inicialmente, o usuário ainda possui certo nível de atividade muscular, resultando em níveis baixos de rigidez do robô. À medida que o usuário relaxa e sua rigidez diminui, a rigidez do robô aumenta até o nível máximo utilizado (60 nm/rad), tendo pequenas variações em função de variações da atividade muscular do usuário.

Figura 24: Adaptação - Caso 2. Usuário passivo, K_{exo} variável.

No Caso 3, Figura 25, o usuário foi solicitado a seguir a trajetória desejada apresentada na interface gráfica e a rigidez do robô foi mantida fixa no valor de $K_{exo} = 60$ nm/rad. Neste caso, a trajetória da órtese acompanha a curva desejada e os níveis de rigidez

do paciente são elevados quando da realização do movimento de ascensão da perna para a posição de 0 graus. Logo em seguida, o paciente diminui a rigidez, e por consequência o torque, para que a órtese volta à posição de -90 graus. Como a trajetória desejada está sendo seguida com erro baixo, o torque do robô refere-se somente ao amortecimento definido por B_{exo} e pelos amortecimentos intrínsecos do sistema.

Figura 25: Adaptação - Caso 3. Usuário ativo, K_{exo} fixo.

A Figura 26 mostra os resultados quando o usuário foi solicitado a seguir a trajetória desejada e a rigidez do robô é variável, representado o Caso 4. Note que neste caso, a rigidez do robô se altera conforme a variação da rigidez do usuário, mantendo-se baixa nos movimentos de ascensão da perna e alta quando o usuário diminui a rigidez.

Nesta última análise, Caso 5, Figura 27, o usuário foi solicitado a manter a órtese na posição fixa de 0 graus. Assim, a rigidez do usuário é alta quando a posição desejada é -90 graus, o que faz com que a rigidez do robô diminua (pelo primeiro termo da Eq. 3.13). Entretanto, o erro de acompanhamento é alto, fazendo que o segundo termo da Eq. 3.13 aumente a rigidez do robô.

Figura 26: Adaptação - Caso 4. Usuário ativo, K_{exo} variável.

Figura 27: Adaptação - Caso 5. Usuário ativo, mantendo posição fixa, K_{exo} variável.

7 CONCLUSÃO

Esta tese trata da estimativa de torque e rigidez do paciente dirigida por EMG e sua utilização para adaptar a rigidez do robô durante a reabilitação assistida por robôs. Os sinais eletromiográficos (EMG), obtidos de músculos que atuam durante os movimentos de flexão e extensão de um usuário utilizando uma órtese de joelho ativa, são processados para obter as ativações dos músculos.

Inicialmente, um modelo musculoesquelético simplificado e otimizado é usado para calcular as estimativas de torque e rigidez da junta do paciente. A otimização do modelo é realizada comparando o torque estimado com o torque gerado pela ferramenta de dinâmica inversa do software OpenSim, considerando um modelo musculoesquelético escalonado. Como uma solução complementar, é proposta uma rede neural perceptron multicamada (NN) para mapear os sinais EMG para o torque do paciente.

Como resultado complementar é apresentado um Ambiente de Estimativa de Torque Gerado por EMG criado para analisar os dados obtidos a partir da aplicação das abordagens propostas considerando um protocolo criado para a análise de interação usuário-exoesqueleto. O protocolo considera tanto o robô auxiliando o usuário durante a realização dos movimentos, como também impondo uma força restritiva ao movimento. Verificou-se que quando a rigidez do robô aumenta, o torque gerado pelo usuário aumenta proporcionalmente.

Um banco de dados de 5 indivíduos saudáveis foi disponibilizado neste trabalho. Este banco de dados poderá ser utilizado para novas análises da interação usuário-exoesqueleto utilizando as demais ferramentas do software OpenSim. Como por exemplo, a dinâmica direta do OpenSim poderá ser utilizada para calcular a trajetória realizada pelo modelo, a partir dos sinais de EMG, e compará-la com a trajetória real obtida pela órtese.

Além disso, uma estratégia de controle de impedância adaptativa é proposta para ajustar a rigidez do robô com base na estimativa de rigidez do paciente por EMG. A estratégia inclui uma solução ideal para a interação paciente-robô. Finalmente, são apresentados os resultados obtidos aplicando o controle de impedância adaptativo proposto durante os movimentos de flexão e extensão do usuário que usa a órtese ativa.

REFERÊNCIAS

- AHN, J.; HOGAN, N. Feasibility of dynamic entrainment with ankle mechanical perturbation to treat locomotor deficit. In: IEEE. **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE**. [S.l.], 2010. p. 3422–3425.
- AJOUDANI, A.; TSAGARAKIS, N. G.; BICCHI, A. Tele-impedance: Teleoperation with impedance regulation using a body-machine interface. **The International Journal of Robotics Research**, v. 31, n. 13, p. 1642–1656, 2012. ISSN 0278-3649.
- AN, K. N. et al. Determination of muscle orientations and moment arms. **Journal of biomechanical engineering**, American Society of Mechanical Engineers, v. 106, n. 3, p. 280–2, 1984. ISSN 0148-0731.
- BRADY, K. et al. Clinical training and competency guidelines for using robotic devices. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, 2011. ISSN 19457898.
- CAI, L. L. et al. Assist-as-needed training paradigms for robotic rehabilitation of spinal cord injuries. In: IEEE. **Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on**. [S.l.], 2006. p. 3504–3511.
- CAVALLARO, E. et al. Hill-based model as a myoprocessor for a neural controlled powered exoskeleton arm-parameters optimization. In: IEEE. **Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on**. [S.l.], 2005. p. 4514–4519.
- CONSONI, L. J. **Adaptable system for robotic telerehabilitation with serious games**. 2017. Tese (Dissertação (Mestrado em Dinâmica das Máquinas e Sistemas)) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2017. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18149/tde-15052017-165044/>>.
- DELP, S. L. et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, IEEE, v. 37, n. 8, p. 757–767, 1990.
- DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008. ISSN 1552-3098.
- DUSCHAU-WICKE, A. et al. Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 18, n. 1, p. 38–48, 2010. ISSN 15344320.
- FERRIS, D. P.; SAWICKI, G. S.; DOMINGO, A. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. **Topics in spinal cord injury rehabilitation**, v. 11, n. 2, p. 34–49, 2005. ISSN 1082-0744.

FLEISCHER, C.; HOMMEL, G. A human-exoskeleton interface utilizing electromyography. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 4, p. 872–882, 2008. ISSN 15523098.

FORRESTER, L. W. et al. Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. **Neurorehabilitation and neural repair**, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 25, n. 4, p. 369–377, 2011.

GELDERBLOM, G.; WILT, M. D. Rehabilitation robotics in robotics for healthcare; a roadmap study for the European Commission. **Rehabilitation**, 2009.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. [S.l.: s.n.], 1997. 1151 p.

HARKEMA, S. J. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. **The Neuroscientist**, Sage Publications Sage CA: Thousand Oaks, CA, v. 7, n. 5, p. 455–468, 2001.

HOGAN, N. Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles. **IEEE Transactions on Automatic Control**, v. 29, n. 8, p. 681–690, 1984.

_____. Impedance Control: An Approach to Manipulation. **American Control Conference, 1984 IS - SN - VO -**, n. March, p. 304–313, 1985. ISSN 00220434.

_____. Robot-Aided Neuro-Recovery. **Mechanical Engineering-CIME**, American Society of Mechanical Engineers, p. 3–4, 2014.

IBARRA, J. C. P. Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo. 2014.

JARDIM, B.; SIQUEIRA, A. A. Development and analysis of series elastic actuators for impedance control of an active ankle–foot orthosis. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, Springer, v. 36, n. 3, p. 501–510, 2014.

JEZERNIK, S. et al. Robotic Orthosis Lokomat: A Rehabilitation and Research Tool. **Neuromodulation**, v. 6, n. 2, p. 108–115, 2003. ISSN 10947159.

KAELIN-LANG, A.; SAWAKI, L.; COHEN, L. G. Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory. **Journal of neurophysiology**, Am Physiological Soc, v. 93, n. 2, p. 1099–1103, 2005.

KARAVAS, N. et al. Tele-impedance based stiffness and motion augmentation for a knee exoskeleton device. In: IEEE. **Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on**. [S.l.], 2013. p. 2194–2200.

LLOYD, D. G.; BESIER, T. F. **An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo**. 2000. 765–776 p.

_____. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 36, n. 6, p. 765–776, 2003.

LOTZE, M. et al. Motor learning elicited by voluntary drive. **Brain**, Oxford University Press, v. 126, n. 4, p. 866–872, 2003.

LUCA, C. J. de. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135–163, 1997. ISSN 1065-8483.

LUM, P. et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. **Topics in stroke rehabilitation**, Taylor & Francis, v. 8, n. 4, p. 40–53, 2002.

MASHIMA, H. Force-velocity relation and contractility in striated muscles. **The Japanese journal of physiology**, PHYSIOLOGICAL SOCIETY OF JAPAN, v. 34, n. 1, p. 1–17, 1984.

MENEGALDO, L. L.; OLIVEIRA, L. F. de. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 42, n. 15, p. 2597–2601, 2009.

MILLARD, M. et al. Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. **J Biomech Eng**, v. 135, n. 2, p. 21005, 2013. ISSN 1528-8951.

MODENESE, L. et al. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 49, n. 2, p. 141–148, 2016.

PERRY, J. C.; ROSEN, J. Design of a 7 degree-of-freedom upper-limb powered exoskeleton. In: IEEE. **Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on**. [S.l.], 2006. p. 805–810.

PONS, J. L. Rehabilitation exoskeletal robotics. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 29, n. 3, p. 57–63, 2010. ISSN 07395175.

POTVIN, J. R. et al. Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. **Eur J Appl Physiol**, v. 74, p. 119–132, 1996. ISSN 0301-5548.

REINKENSMEYER, D. J.; WOLBRECHT, E.; BOBROW, J. A computational model of human-robot load sharing during robot-assisted arm movement training after stroke. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings**, v. 3975, p. 4019–4023, 2007. ISSN 05891019.

ROBINSON, D. W. et al. Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. In: IEEE. **Advanced Intelligent Mechatronics, 1999. Proceedings. 1999 IEEE/ASME International Conference on**. [S.l.], 1999. p. 561–568.

ROSEN, J. et al. A myosignal-based powered exoskeleton system. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A: Systems and Humans**, v. 31, n. 3, p. 210–222, 2001. ISSN 10834427.

_____. The human arm kinematics and dynamics during daily activities-toward a 7 dof upper limb powered exoskeleton. In: IEEE. **Advanced Robotics, 2005. ICAR'05. Proceedings., 12th International Conference on**. [S.l.], 2005. p. 532–539.

ROY, A. et al. Measurement of passive ankle stiffness in subjects with chronic hemiparesis using a novel ankle robot. **Journal of neurophysiology**, Am Physiological Soc, v. 105, n. 5, p. 2132–2149, 2011.

_____. Robot-aided neurorehabilitation: a novel robot for ankle rehabilitation. **IEEE transactions on robotics**, IEEE, v. 25, n. 3, p. 569–582, 2009.

SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A.; SIQUEIRA, A. A. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, v. 58, n. Supplement C, p. 307 – 318, 2017. ISSN 0967-0661. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0967066115300198>>.

SANTOS, W. M. dos; SIQUEIRA, A. a. G. Robust Torque Control Based on H-infinity criterion of an Active Knee Orthosis. In: **IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics**. [S.l.: s.n.], 2014. p. 644–649. ISBN 9781479931279. ISSN 21551774.

SARTORI, M.; LLYOD, D. G.; FARINA, D. Neural data-driven musculoskeletal modeling for personalized neurorehabilitation technologies. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 63, n. 5, p. 879–893, 2016.

SARTORI, M. et al. A neuromusculoskeletal model of the human lower limb: Towards EMG-driven actuation of multiple joints in powered orthoses. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, 2011. ISSN 19457898.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor: TEORIA E APLICAÇÕES PRÁTICAS**. [S.l.]: MANOLE, 2003. ISBN 9788520427477.

SILVA, I. N.; SPATTI, D. H.; FLAUZINO, R. A. **Redes neurais artificiais: para engenharia e ciências aplicadas**. São Paulo: Artliber Editora Ltda., 2010. 399 p. ISBN 978-85-88098-53-4.

SQUIRE, L. R. et al. **Fundamental Neuroscience: Fourth Edition**. [S.l.: s.n.], 2012. 1–1127 p. ISSN 0959-4388. ISBN 9780123858719.

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, n. 1, p. 70–77, 2003.

VICECONTI, M. et al. Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus: Status and key issues. **Proceedings of the IEEE**, v. 94, n. 4, p. 725–738, 2006. ISSN 00189219.

ZAJAC, F.; WINTERS, J. Modeling Musculoskeletal Movement Systems: Joint and Body Segmental Dynamics, Musculoskeletal Actuation, and Neuromuscular Control. **Multiple Muscle Systems SE - 8**, p. 121–148, 1990.

ZAJAC, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. **Critical reviews in biomedical engineering**, v. 17, n. 4, p. 359–411, 1988.

Apêndices

APÊNDICE A – REDES NEURAIS

Em (SILVA; SPATTI; FLAUZINO, 2010), as redes neurais artificiais (RNA) são definidas como modelos computacionais, inspirados no sistema nervoso dos seres vivos, capazes de adquirir e manter informação. Tais modelos são configurados como um conjunto de unidades de processamento inter-relacionadas através de um grande número de conexões.

A habilidade das RNA em adaptar os seus parâmetros internos conforme são apresentados exemplos do comportamento de um determinado sistema é utilizada no desenvolvimento deste trabalho. Esta característica, somada à facilidade de prototipagem alcançando, após o processo de treinamento, resultados com baixo custo (operações matemáticas elementares), faz da RNA a ferramenta atrativa.

A rede escolhida corresponde a uma Perceptron Multicamada (PMC) configurada como aproximador de funções. Este tipo de redes apresenta um arquitetura *feedforward* constituída por uma camada de entrada, uma camada neural escondida e uma camada neural de saída (Figura 28).

Figura 28: Esquema de uma rede neural artificial–Perceptron Multicamada

Na Figura 28:

- W_{cji} é o peso sináptico que conecta o j -ésimo neurônio da camada c com o i -ésimo neurônio da camada $c - 1$.
- I_{cj} é a entrada ponderada do j -ésimo neurônio da camada c :

$$I_{1j} = \sum_{i=0}^N W_{1ji} X_i, \quad I_{2j} = \sum_{i=0}^N W_{2ji} Y_i.$$

- Y_{1_i} é a saída do j -ésimo neurônio da camada c :

$$Y_{1_i} = g(I_{1_j}), \quad Y_{2_i} = g(I_{2_j}).$$

- A função de ativação de cada neurônio corresponde a função tangente hiperbólica, mostrada a seguir junto com a sua derivada:

$$g(s) = \frac{1 - e^{\gamma \cdot s}}{1 + e^{\gamma \cdot s}}, \quad g'(s) = \frac{\gamma \cdot e^{-\gamma \cdot s}}{(1 + e^{-\gamma \cdot s})^2},$$

,

sendo γ o parâmetro que define a inclinação da função, estabelecido igual a 1.

O processo de aprendizado é realizado por meio do algoritmo *backpropagation*, o qual está dividido em: um *passo forward*, onde as informações são recebidas na camada de entrada e propagadas até a camada de saída; e o *passo backward*, que uma vez calculado o erro nas saídas, o propaga de volta, de forma que, através do ajuste das matrizes de pesos, o erro seja minimizado.

Uma forma simples de acelerar o processo de convergência da rede –minimização do erro– é inserir um parâmetro que pondere a variação das matrizes de pesos para cada iteração. Assim, se a variação for grande, o passo na direção ao mínimo da função do erro será maior. Este parâmetro é conhecido como *momentum* (φ) e permite fazer o processo de convergência mais eficiente, levando em consideração quão longe se encontra a solução atual da solução ótima:

$$W_{ji}(t+1) = W_{ji}(t) + \varphi(W_{ji}(t) - W_{ji}(t-1)) + \eta \delta_j Y_i.$$

A razão de só ter uma camada escondida decorre do teorema da aproximação universal aplicado ao PMC, que diz:

- Assumindo que a função de ativação $g(\cdot)$ a ser adotada na PMC seja limitada, monótona, crescente e contínua (ex. função logística ou tangente hiperbólica), demonstra-se que uma topologia de apenas uma camada neural escondida de M neurônios, é capaz de mapear qualquer função contínua f no espaço das funções reais.

$$f(x_1, x_2, \dots, x_N) = \sum_{i=1}^M \lambda_i g_i(s_i) \quad (\text{A.1})$$

$$s_i = \sum_{j=1}^N W_{ij} x_j - b_i \quad (\text{A.2})$$

sendo λ_i constantes que ponderam as funções $g_i(\cdot)$

Por tanto, após o processo de treinamento da rede, a matriz de pesos da camada de saída corresponderá aos próprios parâmetros λ_i mostrados em A.1, ou seja $\lambda_i = W_{2ji}$.

Os algoritmos de implementação para treinamento e validação são mostrado a seguir:

Algoritmo de Treinamento

$X(k) = [-1, x_1(k), x_2(k), \dots, x_N(k)]^T$ *vetor de dados de entrada*

$D(k) = [d_1(k), d_2(k), \dots, d_{N_1}(k)]^T$ *vetor de dados de saída*

1. Iniciar matrizes W aleatoriamente

2. Especificar precisão ε , taxa de aprendizado η e momentum φ

3. $EQM_{atual} \leftarrow \varepsilon_u$

4. Repita

$EQM_{anterior} \leftarrow EQM_{atual}$ *Erro quadrático médio*

Para $(X(k), D(k))$, faça

passo forward

$I_1 \leftarrow W_1 \cdot X(k)$ *Combinação lineal da primeira camada*

$Y_1 \leftarrow g(I_1)$ *Saída da primeira camada*

$I_2 \leftarrow W_2 \cdot Y_1$ *Combinação lineal da segunda camada*

$Y_2 \leftarrow g(I_2)$ *Saída primeira camada*

passo backward

$\delta_2 = (D - Y_2) \cdot g'(I_2)$ *Gradiente local*

$W_2 = W_2 + \varphi \cdot (W_2 - W_{2anterior}) + \eta \cdot (\delta_2 Y_1^T)$ *Ajuste matriz de pesos*

$\delta_1 = g'(I_1) \cdot \sum_{k=1}^{N_1} \delta_2 \cdot W_2$ *Gradiente local*

$W_1 = W_1 + \varphi \cdot (W_1 - W_{1anterior}) + \eta \cdot (\delta_1 \cdot X^T)$ *Ajuste de pesos*

Fim Para

$EQM_{atual} = EQM$

Até

$|EQM_{atual} - EQM_{anterior}| < \varepsilon$

5. Fim

Algoritmo de Teste e Validação

1. Apresentar $X(k)$

2. Carregar matizes de pesos W_1 e W_2

3. $I_1 \leftarrow W_1 \cdot X^T(k)$

$Y_1 \leftarrow g(I_1)$

$I_2 \leftarrow W_2 \cdot Y_1$

$Y_2 \leftarrow g(I_2)$

4. Fim.

APÊNDICE B – AMBIENTE ESTIMATIVA DE TORQUE - MATLAB

Para facilitar o processo de otimização dos parâmetros de estimativa de torque baseada em EMG foi desenvolvido um ambiente computacional em MATLAB®. O ambiente utiliza a biblioteca do OpenSim 3.2 para realizar variação de escala do modelo músculo-esquelético, o cálculo da dinâmica inversa e a obtenção dos parâmetros iniciais dos músculos.

A interface gráfica do ambiente é mostrada na Figura 29. Na parte superior da interface, o usuário pode inserir o nome, sobrenome e massa da pessoa cujos dados serão estudados. Na parte esquerda da interface são inseridas as medidas tomadas do indivíduo correspondentes aos marcadores do modelo músculo-esquelético do OpenSim. Ao clicar no botão “Antropometric Data”, uma caixa de diálogo mostra as opções de arquivo para serem carregados. Ao selecionar o arquivo, o programa insere os valores das medidas do modelo nos campos dos marcadores.

	X	Y	Z
Top Head	593.0321	1814.3901	32.1748
V.Sacral	411.4162	1079.5941	35.9386
R.ASIS	608.6643	1072.7131	157.4422
L.ASIS	610.6373	1060.495	-103.8887
R.Knee	477.8112	553.7467	216.3751
L.Knee	478.4668	528.6746	-150.3879
R.Ankle	437.7045	98.115	255.6832
L.Ankle	442.9739	93.6406	-172.212
R.Heel	366.5815	70.6519	210.2655
L.Heel	372.4705	75.4134	-114.7651
R.ToeTip	657.1679	50.6524	195.3365
L.ToeTip	654.7241	48.5752	-127.2482

Figura 29: Ambiente de Estimativa de Torque Baseada em EMG.

O processo de escalonamento é realizado através do botão “Scale Tool”. Ao clicar neste botão, uma caixa de diálogo mostra os modelos disponíveis (Figura 30). Até o momento, tem-se os modelos **gait2392_simbody.osim** e seu correspondente na posição sentado, **gait2392_simbody_sentado.osim**. Com base no modelo OpenSim selecionado e utilizando as medidas dos marcadores e o valor da massa, gera-se o modelo escalonado do indivíduo (**NameLast Name_Scaled.osim**).

Figura 30: Caixa de diálogo de seleção do modelo a ser escalonado.

Após a obtenção do modelo escalonado, é possível inserir os dados de posição da junta do joelho ao longo do tempo e no torque aplicado pela órtese. Ao clicar no botão “Robot Data Pre Process”, a interface gráfica mostrada na Figura 31 fica visível. Os dados são inseridos clicando no botão “Add Data”. A Figura 31 também mostra os dados de posição e torque aplicados obtidos em um dado experimento da seção anterior.

Figura 31: Interface gráfica de inserção de dados do robô.

O passo seguinte corresponde ao cálculo da Dinâmica Inversa do sistema paciente/exoesqueleto, como objetivo de se calcular o torque gerado pelo paciente com base nos dados de posição e torque aplicado obtidos do sistema robótico. Ao clicar no botão “Inverse Dynamic Tool”, o ambiente utiliza a ferramenta *InverseDynamicsTool* do OpenSim 3.2 para realizar os cálculos necessários. A Figura 32 mostra os resultados obtidos.

Figura 32: Resultado da Dinâmica Inversa.

Os dados dos sinais EMG são inseridos através do botão “EMG Data Pre Process”. A interface gráfica mostrada na Figura 33 fica visível. Analogamente, os dados são inseridos clicando no botão “Add Data”. A Figura 33 também mostra os dados não processados (esquerda) e processados (direita) dos sinais EMG do mesmo experimento da Figura 31.

Figura 33: Interface gráfica de inserção de dados EMG.

Após inserir os dados da órtese e os dados dos sinais EMG, e de calcular o torque estimado do paciente, o próximo passo é a realização do processo de otimização, através do botão ‘Otimization’. A Figura 34 mostra o resultado do processo de otimização.

Os parâmetros otimizados do modelo músculo-esquelético, resultantes do processo de otimização, podem ser avaliados em outro conjunto de dados de um mesmo indivíduo. Para

Figura 34: Resultado do processo de Otimização.

Figura 35: Resultado do processo de Avaliação.

realizar esta avaliação, o usuário deve inserir os dados do robô (“Robot Data Pre Process”), realizar a Dinâmica Inversa (“Inverse Dynamic Tool”) e inserir os dados correspondentes dos sinais de EMG (“EMG Data Pre Process”). Após a inclusão dos novos dados, basta clicar no botão “Evaluation”. A Figura 35 mostra o resultado da avaliação de dados diferentes dos mostrados nas figuras anteriores com os mesmos parâmetros otimizados.

B.1 Base de Dados para Estudos da Interação entre Usuário e Exoesqueleto

Também foi criada uma base de dados contendo as medidas dos sensores EMG e dos sensores da órtese ativa de joelho obtidas a partir da realização de um protocolo para

estudos da interação entre o usuário e o exoesqueleto.

O protocolo consiste na realização de uma série de movimentos com o usuário vestindo a órtese de joelho e atuando tanto de forma ativa como passiva. Os movimentos correspondem a um sinal senoidal, com período de 8 segundos e amplitude variando de -90° a -0° . Esta trajetória é definida com a trajetória desejada para a órtese, sendo possível alterar o valor da impedância desejada. A trajetória desejada também é mostrada em uma interface gráfica ao usuário, juntamente com a posição atual da órtese, para que este tente acompanhá-la o máximo possível durante a sua fase ativa.

Foram definidas 9 fases de avaliação da interação entre o usuário e o exoesqueleto, cada uma com 5 ciclos da trajetória senoidal. Elas correspondem ao tipo de atuação (ativa ou passiva) tanto do usuário como da órtese. As fases são definidas como:

- Fase 1: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad;
- Fase 2: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad;
- Fase 3: Usuário passivo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad;
- Fase 4: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad;
- Fase 5: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad;
- Fase 6: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad;
- Fase 7: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 0$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 8: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 30$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;
- Fase 9: Usuário ativo, órtese ativa com impedância $K_r = 60$ Nm/rad, com trajetória desejada da órtese defasada de 180° ;

Nas fases 7, 8 e 9, a trajetória desejada da órtese está defasada de 180° com relação à trajetória desejada mostrada ao usuário, ou seja, a órtese realizará uma força contrária à realizada pelo usuário, caracterizando uma atividade resistiva por parte da órtese.

O Ambiente de Estimativa de Torque descrito na seção anterior foi utilizado para avaliar estes dados. A Figura 36 mostra a posição angular do joelho (medida pela órtese), o torque gerado pela órtese, e o torque estimado (através da dinâmica inversa do OpenSim) de um usuário para as 9 fases do protocolo.

A Figura 37 mostra os torques estimados do usuário pela dinâmica inversa do OpenSim e pelo EMG, resultado do processo de otimização dos parâmetros. Observe que

Figura 36: Posição angular do joelho, torque gerado pela órtese e torque estimado do usuário.

Figura 37: Torque gerado pela órtese, torque estimado pelo OpenSim e torque estimado pelo EMG.

nas três primeiras fases (até 120 s), o usuário está passivo e o torque estimado deste é baixo. Nas próximas 4 fases, nas quais o usuário está ativo e a órtese acompanhada a mesma trajetória desejada do usuário, o torque do usuário predomina. Nas últimas 2 fases, nas quais a trajetória desejada da órtese está defasada de 180° com relação à trajetória desejada do usuário, o torque tanto do usuário como o da órtese aumentam proporcionalmente ao valor da impedância definida para a órtese.