

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

Wilian Miranda dos Santos

**Controle de Impedância Ótimo Aplicado
à Reabilitação Robótica do Caminhar**

São Carlos

2018

Wilian Miranda dos Santos

**Controle de Impedância Ótimo Aplicado
à Reabilitação Robótica do Caminhar**

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
2018**



RECEBUE
17/10/2018
[Handwritten signature]

Class.	TESE
Cutt.	10.130
Tombo	T230/18
Sysno	290 8224

3 L 100211856

24.10.18

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTA 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).

D237c dos Santos, Wilian Miranda
Controle de impedância ótimo aplicado à
reabilitação robótica do caminhar / Wilian Miranda dos
Santos; orientador Adriano Almeida Gonçalves Siqueira,
São Carlos, 2018.

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, 2018.

1. Reabilitação robótica. 2. Exoesqueleto. 3.
Estimativa de parâmetros. 4. Filtro de Kalman. 5.
Impedância variável. 6. Controle ótimo. 7. Controle
preditivo. I. Título.

Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **WILIAN MIRANDA DOS SANTOS**.

Título da tese: "Controle de impedância ótima aplicado à reabilitação do caminhar".

Data da defesa: 14/06/2018.

Comissão Julgadora:

Resultado:

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

APROVADO

Prof. Titular **Glauco Augusto de Paula Caurin**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

APROVADO

Prof. Titular **Marco Henrique Terra**
(Escola de Engenharia de São Carlos/EESC)

Aprovado

Prof. Dra. **Tatiana Pereira Alves Taveira Pazelli**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

Aprovado

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

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**

Dedico este trabalho aos meus pais, Eliza e João Batista, a minha esposa, Andrea, e aos meus irmãos, Adriana e Eduardo, pelo amor incondicional e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. Adriano Siqueira pela orientação e dedicação prestadas para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores do departamento de Engenharia Mecânica da EESC/USP.

Aos funcionários do Laboratório de Mecatrônica e da Secretaria de Pós-Graduação do departamento de Engenharia Mecânica que contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

Aos colegas do Laboratório de Mecatrônica pelo companheirismo e bom ambiente de trabalho.

Aos meus familiares pelo amor, incentivo constante e inestimável apoio.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES, pelo financiamento da pesquisa.

E a Deus, nosso Criador, pela Vida.

RESUMO

dos SANTOS, W. M. **Controle de Impedância Ótimo Aplicado à Reabilitação Robótica do Caminhar**. 2018. 97p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

Neste trabalho, é desenvolvido um exoesqueleto para reabilitação de membros inferiores, projetado para atender as características de modularidade de configuração e de atuação. A modularidade de configuração está relacionada ao número de articulações do paciente a serem tratadas, isto é, o exoesqueleto pode ser configurado para tratar uma ou mais articulações do paciente. A modularidade de atuação está relacionada ao tipo de atuação que pode ser realizada, de forma passiva, por meio de molas e amortecedores, ou de forma ativa através de atuadores. Além disso, é desenvolvido um controlador de impedância ótimo para exoesqueletos, projetado para promover a reabilitação do caminhar. A estratégia de controle proposta baseia-se na estimativa dos parâmetros de torque e impedância do paciente durante a marcha. Um observador de distúrbios baseado no momento generalizado, associado com o algoritmo do filtro de Kalman, é utilizado para estimar o torque do paciente. Os parâmetros de rigidez e amortecimento são determinados pelo Método dos Mínimos Quadrados, considerando-se o controle motor do paciente modelado como um controle de impedância, com um padrão de marcha pré-definido. Duas estratégias ótimas de controle são consideradas: a primeira estratégia trata-se de um processo de otimização realizado depois de cada passo para obtenção dos parâmetros ótimos de impedância dos atuadores para o passo seguinte, e a segunda estratégia consiste em um controlador preditivo baseado em modelo para obtenção dos parâmetros ótimos de impedância ao longo do passo. Para validar as estratégias, resultados simulados e experimentais com o exoesqueleto proposto são apresentados.

Palavras-chave: Reabilitação robótica. Exoesqueleto. Estimativa de parâmetros. Filtro de Kalman. Impedância variável. Controle ótimo. Controle preditivo.

ABSTRACT

dos SANTOS, W. M. **Optimal Impedance Control Applied to Robotic Rehabilitation of Walking**. 2018. 97p. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

In this work, it is developed an exoskeleton for the rehabilitation of lower limbs, designed to meet configuration and actuation modularity characteristics. The configuration modularity is related to the number of patient joints to be treated, i.e., the exoskeleton can be configured to treat one or more patient joints. The actuation modularity is related to the type of actuation that can be carried out, passively, by means of springs and dampers, or actively by means of actuators. In addition, it is developed an optimal impedance controller for exoskeletons, designed to promote the rehabilitation of walking. The proposed control strategy is based on the estimation of patient torque and impedance parameters during gait. A disturbance observer based on the generalized momentum based, associated with the Kalman filter algorithm, is used to estimate the patient's torque. The parameters of stiffness and damping are determined by the least squares method, considering that the motor control of the patient is modeled as an impedance control, with a predefined gait pattern. Two optimal control strategies are considered: the first strategy is an optimization process performed after each step to obtain the optimum impedance parameters of the actuators for the next step, and the second strategy consists of a model-based predictive controller to obtain the optimal parameters of impedance along the step. To validate the strategies simulated and experimental results with the proposed exoskeleton are presented

Keywords: Robotic rehabilitation. Exoskeleton. Parameter estimation. Kalman filter. Variable impedance. Optimal control. Predictive control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exoesqueleto Rewalk.	29
Figura 2 – Exoesqueleto Indego.	30
Figura 3 – Soft Exosuit.	31
Figura 4 – Exoesqueleto modular de membro inferior.	36
Figura 5 – Modularidade de atuação.	37
Figura 6 – Faixa ajustável de movimento.	38
Figura 7 – Elos tubular telescópico.	38
Figura 8 – Modularidade de configuração.	39
Figura 9 – Configuração experimental, sensores IMU (laranja) e EMG (preto).	41
Figura 10 – Ângulos articulares no plano sagital, velocidade de caminhada de 3,3 km/h sem exo e 2,5 km/h com exo.	42
Figura 11 – Sinais EMG normalizados, velocidade de caminhada de 3,3 km/h sem exo e 2,5 km/h, com exo.	43
Figura 12 – Ângulos articulares no plano sagital, velocidade de caminhada de 3,3 km/h para ambas as condições.	44
Figura 13 – Sinais EMG normalizados, velocidade de caminhada de 3,3 km/h para ambas as condições.	45
Figura 14 – Observador	49
Figura 15 – Diagrama do controle ótimo proposto	53
Figura 16 – Interface gráfica do simulador usuário-exoesqueleto	55
Figura 17 – Modelo usuário-exoesqueleto	56
Figura 18 – Trajetórias das articulações	56
Figura 19 – Estimativa de torque para valores fixos de impedância.	58
Figura 20 – Estimativa de torque para o balanço subdividido em duas fases.	59
Figura 21 – Simulação da condição Pé Caído.	61
Figura 22 – Torque do usuário estimado e torque de assistência do robô.	62
Figura 23 – Diagrama do controle preditivo baseado em modelo proposto	68
Figura 24 – <i>Encoders</i> e rSEA ligados ao exoesqueleto modular de membros inferiores.	70
Figura 25 – Diagrama de blocos do controle de impedância do rSEA.	71
Figura 26 – Representação esquemática do modelo usuário-exoesqueleto durante a fase de balanço.	72
Figura 27 – As trajetórias desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário para $K_K = 80$ Nm/rad	76
Figura 28 – As trajetórias desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário para $K_K = 20$ Nm/rad	77

Figura 29 – Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô.	79
Figura 30 – Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha, para rigidez ótima.	80
Figura 31 – Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô (usuário ativo).	81
Figura 32 – Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô (usuário passivo).	82
Figura 33 – Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha ($K_K = 80$ Nm/rad).	95
Figura 34 – Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha ($K_K = 20$ Nm/rad).	96
Figura 35 – Ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo na fase de balanço da marcha, para ambas as condições.	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Ângulos mínimos e máximos realizados pelas articulações dos membros inferiores.	36
Tabela 2 – Parâmetros estimados para K_{user}^i e B_{user}^i fixo durante o passo.	57
Tabela 3 – Parâmetros estimados para as duas fases do balanço.	60
Tabela 4 – Parâmetros estimados para a condição Pé Caído.	60
Tabela 5 – Parâmetros estimados durante a assistência do robô.	61
Tabela 6 – Intervalo e média dos valores simulados da rigidez do usuário.	63
Tabela 7 – Média dos parâmetros estimados do usuário.	64
Tabela 8 – Média dos parâmetros otimizados do robô.	64
Tabela 9 – Valores RMS para avaliação da estratégia de otimização.	65
Tabela 10 – Valores RMS para avaliação da estratégia de adaptação da rigidez do robô em comparação com o parâmetro de rigidez fixo.	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
SCI	Lesão Medular Incompleta
IMUs	<i>Inertial Measurement Unit</i>
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
DARPA	<i>Defense Advanced Research Projects Agency</i>
EMG	<i>Electromyography</i>
RF	Reto Femoral
VM	Vasto Medial
TA	Tibial Anterior
BF	Bíceps Femoral
GL	Gastrocnêmio Lateral
ZMP	<i>Zero Moment Point</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i>
MPC	<i>Model Predictive Control</i>
rSEA	<i>rotary Series Elastic Actuator</i>
CAN	<i>Controller Area Network</i>
EDO	Equação Diferencial Ordinária

LISTA DE SÍMBOLOS

$H(q)$	matriz de inércia
$C(q, \dot{q})$	matriz de Coriolis e forças centrífugas
$G(q)$	vetor das forças gravitacionais
q	vetor de posições generalizadas
\tilde{q}	erro de acompanhamento de trajetória
q^d	trajetória de referência para as posições das juntas
p	momento generalizado
τ_d	distúrbio de torque
e	erro de predição
K_I	matriz de ganho do observador
τ_{user}	torque de interação entre o usuário e o exoesqueleto
F	matriz de transição de estado
Q, R	matrizes de ponderação
G_f	matriz de amplificação de ruído
K_f	matriz de ganho ótimo de Kalman
α, β	constantes de ponderação
w, v	ruídos brancos Gaussianos com média zero
x	variável de estado
z	estado medido
v_K	ruído da observação
J	função custo
N	horizonte de predição
θ_H	posição angular da junta do quadril
θ_K	posição angular da junta do joelho

θ_A	posição angular da junta do tornozelo
τ_a	vetor de torques aplicados pelos atuadores
τ_K	torque aplicado pelo atuador do joelho
K, B	parâmetros de rigidez e amortecimento, respectivamente

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
1.1	Objetivos	26
1.2	Descrição do trabalho	26
1.3	Organização da tese	27
1.4	Publicações	27
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1	Exoesqueletos	29
2.2	Reabilitação robótica	31
3	EXOESQUELETO MODULAR DE MEMBROS INFERIORES	35
3.1	Requisitos de projeto	35
3.2	Projeto mecânico	36
3.2.1	Juntas independentes	37
3.2.2	Élos tubulares	37
3.3	Avaliação experimental	40
4	CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO	47
4.1	Estimativa de torque baseada em observador	47
4.1.1	Modelo usuário-exoesqueleto	48
4.1.2	Filtro de Kalman	49
4.2	Estimativa dos parâmetros de impedância	51
4.3	Controle de impedância ótimo	52
5	RESULTADOS SIMULADOS	55
5.1	Validação da estimativa de torque e impedância do usuário	55
5.1.1	K_{user} e B_{user} fixos durante o passo	57
5.1.2	Fase de balanço subdividida em duas fases.	57
5.1.3	Simulação da condição Pé Caído.	59
5.1.4	Assistência robótica	60
5.2	Validação do controle de impedância ótimo	62
6	CONTROLE PREDITIVO BASEADO EM MODELO	67
6.1	Método de Controle	67
6.1.1	Modelo de predição	69
6.1.2	Função custo	69
6.1.3	Otimização	69

6.2	Implementação do controlador	70
7	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	75
7.1	Impedância fixa	75
7.2	Impedância adaptativa	78
8	CONCLUSÃO	85
8.1	Trabalhos futuros	86
	REFERÊNCIAS	87
	APÊNDICES	91
	APÊNDICE A – MATRIZES DINÂMICAS	93
	APÊNDICE B – RESULTADOS COMPLEMENTARES	95
B.1	Impedância fixa	95
B.2	Impedância adaptativa	97

1 INTRODUÇÃO

O número de casos de Acidente Vascular Cerebral (AVC) vem aumentando consideravelmente, principalmente, em função do envelhecimento da população mundial. Uma vez que sua incidência é maior entre os grupos etários mais altos. O AVC se caracteriza por apresentar o início agudo de perda rápida da função neurológica que pode levar a sequelas graves, incluindo danos às áreas neurais que controlam o movimento, tanto de membros superiores como inferiores. Embora a melhoria dos medicamentos e suprimentos desenvolvidos para a proteção e recuperação neural pós-AVC, por exemplo, bloqueadores de receptores, antioxidantes e trombolíticos, possa eventualmente aumentar a taxa de sobrevivência e diminuir a severidade do AVC, o número de pessoas que necessitarão de reabilitação aumentará significativamente com o aumento da população de risco.

Novos tratamentos e soluções tecnológicas foram desenvolvidas para lidar com os desafios da reabilitação pós-AVC: terapia por contensão induzida, que tenta aperfeiçoar a função motora do membro parético combinando um programa de treinamento intensivo com a contensão do membro superior não afetado (TAUB; ELBERT, 2002); aumento da intensidade e duração da terapia incluindo manipulação externa (DAM et al., 1993); e a reabilitação assistida por robô (KREBS et al., 2008; RIENER et al., 2005). O mecanismo comum a todas as soluções propostas nestas pesquisas se baseia no movimento repetitivo e estruturado, que presumidamente promove a reorganização cortical devido à característica de neuroplasticidade apresentada pelos seres humanos (NUDO; FRIEL, 1999).

Considerando a reabilitação do caminhar, até o momento não foram relatados estudos que mostrem um desempenho superior da terapia robótica em comparação à terapia convencional (HIDLER et al., 2009; HORNBY et al., 2008). Esta avaliação foi confirmada pela Associação Americana do Coração (MILLER et al., 2010), que embora recomende a terapia robótica para membros superiores, afirma que a reabilitação robótica do caminhar ainda está na sua infância. Uma possível explicação para este fato é que a maioria das terapias propostas assume que a recuperação dos padrões cinemáticos do movimento das pernas é suficiente para a recuperação das funções locomotoras. Neste caso, os robôs impõem padrões cinemáticos por meio do seguimento de uma trajetória pré-definida (AHN; HOGAN, 2010). Entretanto, na reprodução de tais padrões não são considerados os efeitos da gravidade e do sistema neuromuscular periférico do paciente, interferindo na dinâmica natural do caminhar.

Por outro lado, o controle de impedância, proposto inicialmente em Hogan (1985), atua diretamente na especificação da interface de contato entre o robô e o ambiente. O controle de impedância também modula a forma como o sistema robótico reage a perturbações geradas pelo paciente e garante um comportamento complacente. Uma baixa

impedância significa que o robô se deslocará a medida que o paciente exercer força sobre ele, característica denominada *backdrivability*. Portanto, um sistema robótico com controle de impedância pode ser programado para permitir que um paciente se recuperando de AVC realize movimento no todo ou em parte, mesmo quando a tentativa for fraca ou descoordenada. Neste caso, o robô auxilia o paciente a completar a tarefa. No entanto, é difícil definir um valor fixo de impedância que seja adequado para diferentes pacientes e/ou diferentes fases da reabilitação.

1.1 Objetivos

Neste trabalho, propõe-se desenvolver, implementar e analisar um controlador de impedância ótimo aplicado à dispositivos robóticos para a reabilitação do caminhar de pessoas que sofreram AVC.

Como objetivos específicos, mencionam-se:

- Propor e implementar um controlador ótimo que ajuste os parâmetros do controle de impedância variável, com base em dados obtidos diretamente do usuário, estimando a condição motora e o grau de participação deste, e dados obtidos dos dispositivos robóticos, como os torques gerado pelos atuadores e o desempenho com relação aos padrões cinemáticos da marcha;
- Avaliar o controlador proposto e comprovar sua eficiência em ajustar continuamente a assistência gerada pelo robô e promover a participação efetiva do usuário, indo de encontro ao paradigma proposto para reabilitação robótica de “assistir quando necessário” (BUERGER et al., 2004; CAI et al., 2006).

1.2 Descrição do trabalho

No presente trabalho, foi desenvolvido um exoesqueleto modular - que está em processo de patenteamento - para reabilitação de membros inferiores. Este foi projetado para atender as características de modularidade de configuração, relacionada ao número de articulações do paciente a serem tratadas, isto é, o exoesqueleto pode ser configurado para tratar uma ou mais articulações do paciente e modularidade de atuação, relacionado ao tipo de atuação que pode ser realizada, de forma passiva, por meio de molas e amortecedores, ou de forma ativa através de atuadores. O exoesqueleto será utilizado para validar as estratégias de controle aqui propostas.

A principal contribuição desta tese de doutorado é o desenvolvimento, implementação e análise de um controlador de impedância ótimo para dispositivos robóticos, projetados para a reabilitação do caminhar de pessoas que sofreram AVC. A estratégia de controle proposta baseia-se na estimativa dos parâmetros de torque e impedância das articulações

do paciente durante a fase de balanço da marcha. O observador de distúrbios baseado no momento generalizado, e o algoritmo do filtro de Kalman são utilizados para estimar o torque do paciente. Os parâmetros de rigidez e amortecimento são determinados pelo Método dos Mínimos Quadrados, considerando-se o controle motor do paciente modelado como um controle de impedância, com um padrão de marcha pré-definido. Duas estratégias ótimas de controle são consideradas: a primeira estratégia trata-se de um processo de otimização realizado depois de cada passo para obtenção dos parâmetros ótimos de impedância dos atuadores para o passo seguinte, e a segunda estratégia consiste em um controlador preditivo baseado em modelo para obtenção dos parâmetros ótimos de impedância ao longo do passo.

1.3 Organização da tese

Após este capítulo introdutório, é apresentada uma revisão bibliográfica sobre os temas pertinentes a este projeto, sendo levantadas informações a respeito do estado da arte de exoesqueletos e controladores de impedância adaptativos (Capítulo 2). No Capítulo 3, é apresentado uma descrição das principais características do exoesqueleto proposto e uma análise experimental da influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular do usuário durante o caminhar. As metodologias para estimativa de torque e impedância das articulações do paciente e o procedimento para obtenção dos parâmetros ótimos para o controle de impedância das juntas do exoesqueleto são apresentadas no Capítulo 4. No Capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos por meio de simulações para validação das estratégias de estimativa e controle. Um controlador preditivo baseado em modelo para obtenção dos parâmetros ótimos de impedância ao longo do passo é apresentado no Capítulo 6. Em seguida, apresentam-se os resultados experimentais (Capítulo 7) obtidos pela implementação do controle preditivo baseado em modelo no exoesqueleto modular proposto. Por fim, apresentam-se as conclusões obtidas, bem como os trabalhos futuros no Capítulo 8.

1.4 Publicações

Publicação em periódico

DOS SANTOS, W. M.; SIQUEIRA, A. A. G. Optimal impedance via model predictive control for robot-aided rehabilitation. In **Control Engineering Practice**, 2018. (submetido)

Depósito de patente

SIQUEIRA, A. A. G.; DE OLIVEIRA, G. C.; DOS SANTOS, W. M. Exoesqueleto modular de membros inferiores. Número do registro: BR 10 2017 018035-2, Instituição de registro:

INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial, Depositante (s): Universidade de São Paulo, Depósito: 23/08/2017

Publicações em conferências

DOS SANTOS, W. M.; NOGUEIRA, S. L.; OLIVEIRA, G. C.; PENA, G. G.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In **15th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)**, London, 2017. p. 447-451.

DOS SANTOS, W. M.; JAIMES, J. C. ; IBARRA, J. C. P. ; SIQUEIRA, A. A. G. Adaptive optimal control based on estimation of patient behavior. In **20th International Conference on Climbing and Walking Robots and the Support Technologies for Mobile Machines (CLAWAR)**, Porto, 2017. p. 637-644.

DOS SANTOS, W. M.; SIQUEIRA, A. A. G. Fuzzy-Based Adaptive Impedance Control for Robot-Aided Gait Rehabilitation. In **2º Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. (SiPGEM)**, São Carlos, 2017.

DOS SANTOS, W. M.; OLIVEIRA, G. C.; SIQUEIRA, A. A. G. Desenvolvimento de um exoesqueleto modular para membros inferiores. In **XXI Congresso Brasileiro de Automática (CBA)**, Vitória, 2016.

DOS SANTOS, W. M.; JAIMES, J. C. ; PEÑA, G. G.; SIQUEIRA, A. A. G. Controle de Impedância Ótimo Aplicada à Reabilitação Robótica do Caminhar. In **1º Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. (SiPGEM)**, São Carlos, 2016.

DOS SANTOS, W. M.; SIQUEIRA, A. A. G. Optimal impedance control for robot-aided rehabilitation of walking based on estimation of patient behavior. In **6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)**, Singapore, 2016. p. 1023-1028.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Exoesqueletos

O desenvolvimento de tecnologias para assistência e reabilitação do caminhar tem atraído grande interesse entre os pesquisadores desde o início do século XXI. Recentemente, um elevado número de exoesqueletos de membros inferiores (e órteses ativas) para assistência e reabilitação foram desenvolvidos e relatados na literatura (CONTRERAS-VIDAL et al., 2016; CHEN et al., 2016; BAYÓN et al., 2017). O objetivo principal dos exoesqueletos para assistência é dar suporte a usuários que sofreram lesão medular completa, situação na qual não há possibilidade de recuperação dos movimentos. Por outro lado, os exoesqueletos para reabilitação, desenvolvidos para pacientes que sofreram AVC ou lesão medular incompleta (SCI), buscam promover a reorganização cortical motora de forma a melhorar o padrão de marcha dos pacientes.

O exoesqueleto ReWalk, mostrado na Figura 1, é um robô portátil, com massa de aproximadamente 23 kg, que possui atuação nas juntas do quadril e joelho. Este foi projetado para auxiliar indivíduos com SCI a ficar de pé e a andar, bem como subir e descer escadas (ESQUENAZI et al., 2012). O usuário caminha com a ajuda de muletas, e os movimentos são realizados através de botões de comando e pela detecção da inclinação do tronco por meio de unidades de medidas inerciais (IMUs). Esses comandos possibilitam movimentos simples, como executar um passo ou uma sequência repetitiva de passos. Desta forma, o usuário deve intervir com frequência para poder se mover. Em 2014, a Argo Medical Technologies recebeu a autorização da U.S. Food and Drug Administration

Figura 1: Exoesqueleto Rewalk.



Fonte: <http://rewalk.com/rewalk-personal-3/>

(FDA) para comercializar o ReWalk para ser usado como um dispositivo pessoal em casa e na comunidade (REINKENSMEYER; DIETZ, 2016).

Além disso, em março de 2016, a FDA deu autorização para comercialização e venda do exoesqueleto Indego, mostrado na Figura 2, da Parker Hannifin Corporation para uso clínico e pessoal nos Estados Unidos (REINKENSMEYER; DIETZ, 2016). O Indego anteriormente conhecido como o exoesqueleto Vanderbilt é outro robô portátil com motores nas juntas do quadril e do joelho (HA et al., 2011). Semelhante ao ReWalk, também requer muletas para ajudar com o equilíbrio. Seu peso total é relativamente leve em comparação com outros exoesqueletos semelhantes, apenas 11,8 kg.

Figura 2: Exoesqueleto Indego.



Fonte: <http://www.indego.com/indego/en/home>

Por outro lado, dispositivos mais leves e compactos vêm sendo desenvolvidos e estudados pelos principais grupos de pesquisa do mundo. O Soft Exosuit, mostrado na Figura 3, desenvolvido no Wyss Institute for Biologically Inspired Engineering da Universidade de Harvard, com apoio da DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency), é um destes (DING et al., 2014). Este dispositivo é acionado por meio de cabos de aço provenientes de motores localizados na parte posterior do usuário, realizando um movimento coordenado das juntas do quadril, joelho e tornozelo. Entretanto, como a sustentação do usuário e do próprio equipamento é realizada por uma veste contendo um número limitado de partes metálicas, este exoesqueleto não pode ser utilizado por pessoas com alto nível de deficiência, por exemplo, indivíduos com lesão medular completa. Esta solução foi proposta para ser utilizada por pessoas saudáveis, em especial soldados, ou com deficiências neurológicas leves.

Outro projeto coordenado pelo Hospital Universitário Balgrist e pela Universidade de Zurique (BARTENBACH et al., 2015) busca soluções para o projeto de exoesqueletos com base em como o usuário é afetado por ele. Sendo assim, eles desenvolveram um exoesqueleto passivo, altamente ajustável e instrumentado de membros inferiores para avaliar

Figura 3: Soft Exosuit.



Fonte: <http://biodesign.seas.harvard.edu/soft-exosuits>

novas ideias de projeto e investigar como determinadas características do exoesqueleto influenciam o movimento do usuário, por exemplo, o efeito da massa e da inércia adicionadas durante a marcha (WITT; HAGAN; CROMWELL, 2008; MEULEMAN; ASSELDONK; KOOIJ, 2013), o efeito dos graus de liberdade do exoesqueleto na adaptação da marcha humana (STEGALL et al., 2013), o efeito do desalinhamento das juntas e o benefício de um mecanismo de compensação de desalinhamento (SCHIELE; HELM, 2006), ou o efeito de fixação do exoesqueleto (SCHIELE; HELM, 2009).

Neste trabalho é apresentado um novo exoesqueleto modular de membros inferiores para reabilitação. Ele apresenta características de modularidade tanto na possibilidade de trabalhar uma ou mais articulações do usuário como na forma de ativação das juntas do sistema robótico. Além disso, experimentos considerando a interação entre um sujeito saudável e o exoesqueleto foram realizados para avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividades cinemáticas e musculares durante a caminhada.

2.2 Reabilitação robótica

Em Jezernik et al. (2003), uma órtese robótica, denominada Lokomat, é utilizada na reabilitação de pacientes com lesão medular incompleta ou que sofreram AVC. O dispositivo é instalado sobre uma esteira rolante e o paciente se locomove utilizando um compensador de peso. O treinamento regular de pacientes é 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 algoritmos que utilizam o controle de impedância (DUSCHAU-WICKE et al., 2010). A estratégia, denominada *Path Control*, 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 este grau de suporte dado pelo robô 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.

Em Santos, Caurin e Siqueira (2017), é apresentado o projeto e o controle de uma órtese ativa de joelho acionada por um atuador elástico em série rotacional. O controle de impedância é implementado com o objetivo de permitir que a órtese tenha uma impedância variável durante as fases da marcha, assegurando uma interação segura com o paciente. Essa característica é útil em nossos esforços para projetar estratégias de controle de impedância adaptativo para reabilitação assistida por robô.

Um método “assistir quando necessário” para reabilitação do tornozelo com base em controle de impedância adaptativa é proposto em Ibarra et al. (2014). A contribuição dinâmica do paciente durante o movimento é estimado a partir do torque do robô e informações cinemáticas. Em seguida, duas estratégias (complementar e ótima) são propostas para obter os parâmetros de rigidez e amortecimento do controle de impedância.

A estratégia de impedância variável adaptativa proposta neste projeto baseia-se principalmente no esforço que o paciente realiza durante o processo de reabilitação. Este pode ser mensurado a partir dos parâmetros de torque e impedância das articulações do paciente. Deste modo, torna-se evidente a necessidade de se estimar o torque e os parâmetros de rigidez e amortecimento do paciente durante sua interação com o exoesqueleto.

A estimativa do torque do paciente pode ser realizada utilizando sensores de força, como células de carga multi-eixos, ou indiretamente utilizando outras fontes de informação, tal como o torque fornecido pelo exoesqueleto. A grande vantagem desta segunda abordagem esta em não ser necessária a utilização de sensores de força, diminuindo assim o custo final do sistema.

Em Damme et al. (2011), são apresentadas duas abordagens para a estimativa de forças de interação em efetuadores robóticos. A primeira combina equações dinâmicas filtradas com um algoritmo de estimação recursivo baseado no método dos mínimos quadrados. A segunda consiste em um observador de distúrbios baseado no momento generalizado. Ambas as abordagens eliminam a necessidade de medir a aceleração e a inversão da matriz de inércia.

No que diz respeito à reabilitação assistida por robô, o principal objetivo é minimizar funções custo que representem apropriadamente o processo de reabilitação e a interação entre paciente e robô (EMKEN; BOBROW; REINKENSMEYER, 2005). De acordo com Jarrassé, Charalambous e Burdet (2012), a interação paciente/robô em um processo de

reabilitação pode ser caracterizado como uma interação entre aluno e professor em um processo de aprendizagem. Neste tipo de interação, o melhor resultado será alcançado quando o professor (no caso da reabilitação, o robô) busca minimizar o erro do aluno (paciente) e o seu próprio esforço, intensificando assim o esforço do paciente no processo de reabilitação.

Neste trabalho, a abordagem baseada no observador proposto por Damme et al. (2011) associado com o algoritmo do filtro de Kalman são utilizados para estimar o torque do paciente. A partir da estimativa de torque, os parâmetros de rigidez e amortecimento são identificados pelo método dos mínimos quadrados. Além disso, um procedimento de otimização é proposto, levado em conta uma relação de interação equivalente a de professor e aluno, para obter os parâmetros ótimos de rigidez dos controladores de impedância do exoesqueleto.



3 EXOESQUELETO MODULAR DE MEMBROS INFERIORES

Neste capítulo, apresentamos uma descrição detalhada das principais características do exoesqueleto proposto e uma análise experimental da influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular do usuário durante o caminhar.

3.1 Requisitos de projeto

Em aplicações de reabilitação, exoesqueletos para membros inferiores visam promover a reabilitação motora de pacientes que sofreram AVC ou lesão medular incompleta. Foi observado, analisando tratamentos indicados por fisioterapeutas, que em alguns casos são realizados tratamentos pontuais nas articulações, como por exemplo, você pode se concentrar em uma articulação específica como o tornozelo (PEREZ-IBARRA; SIQUEIRA; KREBS, 2015), ou você pode treinar a marcha, considerando uma ou mais articulações, em uma esteira (HIDLER et al., 2009) ou sobre o solo. Por esta razão, o projeto de exoesqueleto deve satisfazer certos requisitos, como a modularidade da configuração, relacionada ao número de articulações do paciente a serem tratadas, isto é, o exoesqueleto pode ser configurado para tratar uma ou mais articulações do paciente e modularidade de atuação, relacionada ao tipo de atuação que pode ser realizada por um dispositivo passivo ou ativo.

Com relação à atuação ativa, sistemas robóticos destinados a ter contato direto com seres humanos, sendo o caso dos exoesqueletos e robôs de reabilitação, devem possuir mecanismos que garantam uma interação estável e complacente com o usuário. Desta forma, atuadores com controladores de força e impedância, atuadores com rigidez variável, atuadores elásticos em série, entre outros tipos, podem ser utilizados para movimentar as juntas do exoesqueleto. No caso passivo, pode-se acoplar à junta, por meio de um dispositivo fixado a ela, um conjunto de mola e/ou amortecedor que introduza certa resistência ao movimento. Ou, no caso de se utilizar algum mecanismo de bloqueio e desbloqueio da mola, armazenar energia na mola e liberá-la quando necessário.

O exoesqueleto deve ser ajustável para pacientes com altura corporal entre 1,65 e 1,90 m e permitir ao paciente realizar as seguintes tarefas: caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar. Com base nesses requisitos e nas faixas de movimento das articulações humanas, obtidas a partir de Riener, Rabuffetti e Frigo (2002), Roebroek et al. (1994), Winter (1990), os intervalos de movimento das juntas do exoesqueleto são definidos conforme a Tabela 1.

O objetivo é o desenvolvimento de um exoesqueleto leve e compacto para reabilitação de pessoas com mobilidade reduzida, portanto, é especificado um peso máximo de 15 kg.

Tabela 1: Ângulos mínimos e máximos realizados pelas articulações dos membros inferiores.

Tarefa	Quadril	Joelho	Tornozelo
Caminhar	-10°/25°	10°/60°	-15°/10°
Subir escadas	15°/70°	10°/95°	-20°/15°
Descer escadas	20°/45°	15°/90°	-25°/15°
Sentar e levantar	-10°/90°	10°/105°	10°/25°

Fonte: Riener, Rabuffetti e Frigo (2002), Roebroek et al. (1994), Winter (1990)

3.2 Projeto mecânico

O exoesqueleto modular de membros inferiores, mostrado na Figura 4, é composto por um cinto pélvico para fixação do exoesqueleto ao tronco do paciente, juntas em todas as articulações das pernas no plano sagital (quadril, joelho e tornozelo), elos tubulares de fixação entre as juntas, mecanismos de ajuste de tamanho dos elos, sistema de adução/abdução da junta do quadril, cintas de Velcro® para fixação dos elos do exoesqueleto aos membros do usuário e um par de sapatos personalizados fixo ao exoesqueleto.

Figura 4: Exoesqueleto modular de membro inferior.



Fonte: Elaborada pelos autores.

O exoesqueleto é formado por seis juntas independentes que podem ser acionadas tanto por um dispositivo passivo quanto por um atuador ativo. Além disso, seus elos tubulares, projetados para possibilitar o ajuste adequado ao corpo do paciente, permitem trabalhar as articulações de forma integrada ou individualmente. O peso total do exoesqueleto, sem atuadores, é de aproximadamente 11,6 kg.

3.2.1 Juntas independentes

Uma das principais características do exoesqueleto proposto é a sua modularidade com relação ao tipo de acionamento de suas juntas. Tal característica é possível, pois a ligação entre os elos é feita por juntas independentes. Desta forma, o exoesqueleto pode ser acionado tanto por um dispositivo passivo quanto por um atuador ativo, conforme exemplificado na Figura 5.

Figura 5: Modularidade de atuação.



Fonte: Elaborada pelos autores.

As juntas do exoesqueleto foram projetadas para superar os intervalos de ângulos listados na Tabela 1, porém mecanismos com função de restringir tais intervalos estão presentes nas juntas com a intenção de proporcionar maior segurança, conforme pode ser observado na Figura 6. O mecanismo de ajuste da amplitude de movimento das juntas é composto por uma ranhura com 8 furos roscados para o controle incremental dos limites de movimento. As juntas contêm também fragilização onde são colocados extensômetros que podem ser utilizados para medir as forças de interação entre o paciente e o exoesqueleto.

3.2.2 Elos tubulares

Os elos tubulares do exoesqueleto são telescópicos e, portanto, podem ser ajustados longitudinalmente para alinhar as juntas do exoesqueleto com as articulações do usuário. A Figura 7 mostra o mecanismo telescópico do elo quadril/joelho. O ajuste do tamanho pode ser realizado entre a parte superior do exoesqueleto e a junta do quadril, entre as juntas do quadril e do joelho, entre as juntas do joelho e do tornozelo e na direção medial/lateral

Figura 6: Faixa ajustável de movimento.



Fonte: Elaborada pelos autores.

e anterior/posterior do tronco. Para cumprir o requisito relacionado à altura do paciente (entre 1,65 e 1,90 m), os comprimentos ajustáveis dos elos foram projetados com base em dados antropométricos obtidos em [Winter \(1990\)](#).

Figura 7: Elos tubular telescópico.

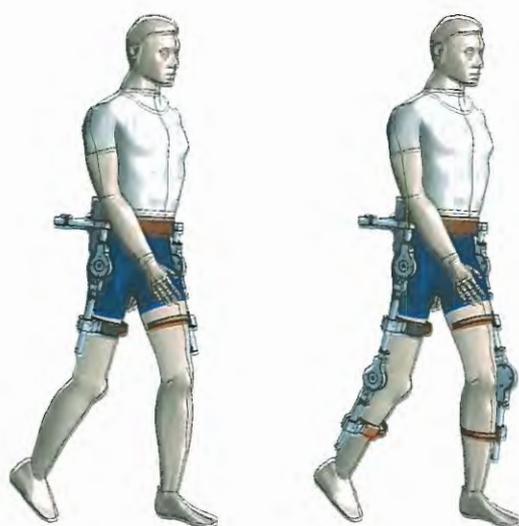


Fonte: Elaborada pelos autores.

Além disso, os elos tubulares telescópicos propostos permitem a remoção das juntas do exoesqueleto correspondentes às articulações do usuário que não serão tratadas durante a sessão de fisioterapia, satisfazendo assim o requisito de modularidade de configuração. A Figura 8 mostra algumas configurações possíveis do exoesqueleto. Na configuração 1, apenas a junta do quadril do exoesqueleto é utilizada. Neste caso, as juntas do quadril das duas pernas poderão receber atuação por meio dos dispositivos ativos ou passivos que estiverem conectados ao exoesqueleto. Na configuração 2, as juntas do quadril e joelho são selecionadas, enquanto que na configuração 3, as juntas do joelho e tornozelo são utilizadas. E finalmente, na configuração 4, somente a junta do tornozelo é utilizada.

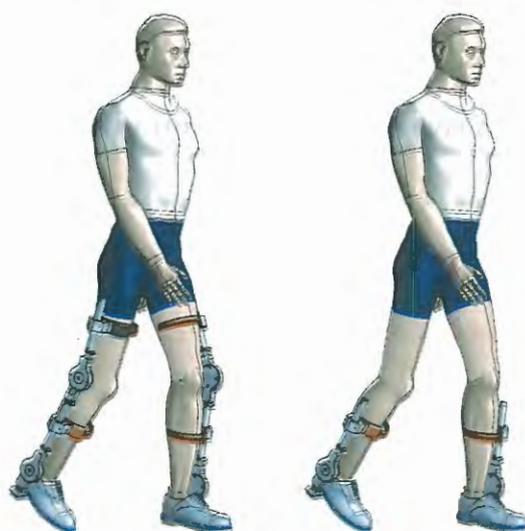
As interfaces que ligam o exoesqueleto e o usuário (cinto pélvico e cintas de velcro®) estão ligados aos elos do exoesqueleto por meio de rolamentos lineares. Os rolamentos lineares são usados para compensar eventuais desalinhamentos entre as juntas do exoesqueleto e as articulações do usuário, diminuindo a restrição dos movimentos derivados do caminhar e trazendo mais naturalidade aos movimentos.

Figura 8: Modularidade de configuração.



Configuração 1

Configuração 2



Configuração 3

Configuração 4

Fonte: Elaborada pelos autores.

3.3 Avaliação experimental

Um conjunto de experimentos foi realizado para avaliar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular durante a caminhada. Um sujeito saudável (masculino, 29 anos, 84 kg, 1,77 m) foi instruído a caminhar na esteira por 2 minutos a uma velocidade confortável em duas condições: primeiro, sem estar usando o exoesqueleto e, na sequência, usando o exoesqueleto. As velocidades médias foram de 3,3 km/h e 2,5 km/h, respectivamente. Então, o sujeito, que usava o exoesqueleto, foi instruído a caminhar por 2 minutos a uma velocidade de 3,3 km/h. Os primeiros e últimos vinte passos foram descartados da análise, foram consideradas 40 passos para cada condição.

Os perfis cinemáticos para os membros inferiores foram avaliados pelo processamento de 7 sensores IMUs (MTx, erro estático RMS $< 1^\circ$, erro dinâmico RMS $< 2^\circ$) da XSens Technologies, Países Baixos. Os sensores foram fixados no tronco, coxa, perna e pé.

Utilizamos o Trigno Wireless EMG system (Delsys Inc., Natick, MA, EUA) para medir sinais eletromiográficos (EMG) de cinco músculos dos membros inferiores: Reto Femoral (RF), Vasto Medial (VM), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral (BF) e Gastrocnêmio Lateral (GL). Os dados de EMG foram coletados a uma taxa de 2 kHz em um computador separado usando o software Delsys EMGworks e depois processados usando MATLAB® (MathWorks, Inc; Natick, MA, EUA). Primeiro, a média móvel do sinal é subtraída para eliminar o viés DC. Então, o sinal corrigido é totalmente retificado, filtrado por um filtro passa-baixa e normalizado considerando o máximo valor obtido nas experiências. O filtro passa-baixa corresponde a um butterworth de segunda ordem com uma frequência de corte de 2 Hz.

A Figura 9 mostra um sujeito usando o exoesqueleto e os sensores IMU (laranja) e EMG (preto). Por simplicidade, apenas os dados da perna direita são apresentados neste estudo. Os dados da perna esquerda são semelhantes. A Figura 10 mostra os ângulos das articulações do quadril (θ_H), joelho (θ_K) e tornozelo (θ_A) no plano sagital, para o caso em que o sujeito foi instruído a andar a uma velocidade confortável, com e sem usar o exoesqueleto. Note-se que os perfis cinemáticos médios são semelhantes, porém a variabilidade dos dados com o usuário vestindo o exoesqueleto é maior.

A Figura 11 mostra os sinais EMG normalizados, que correspondem à atividade muscular para as duas condições, com e sem usar o exoesqueleto. Mais uma vez, apenas os dados da perna direita são apresentados. Da mesma forma que os dados cinemáticos, a maior variabilidade é observada para a condição em que o usuário está vestindo o exoesqueleto. Esses resultados mostram que o usuário saudável está sempre “lutando” contra a estrutura do exoesqueleto para impor seu próprio perfil de caminhada. Em outras palavras, o usuário deve fazer uma força maior para manter seu padrão de marcha natural, o que aumenta a variabilidade dos dados cinemáticos.

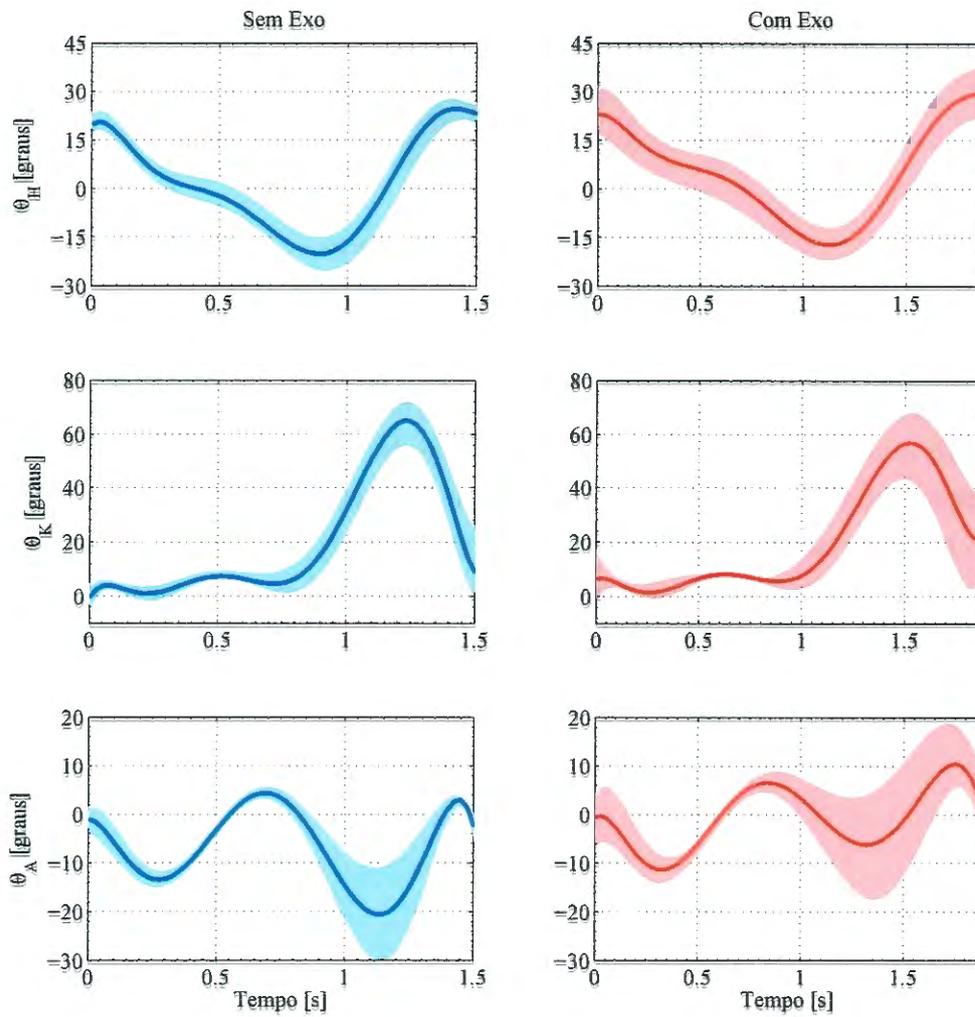
Figura 9: Configuração experimental, sensores IMU (laranja) e EMG (preto).



Fonte: Elaborada pelos autores.

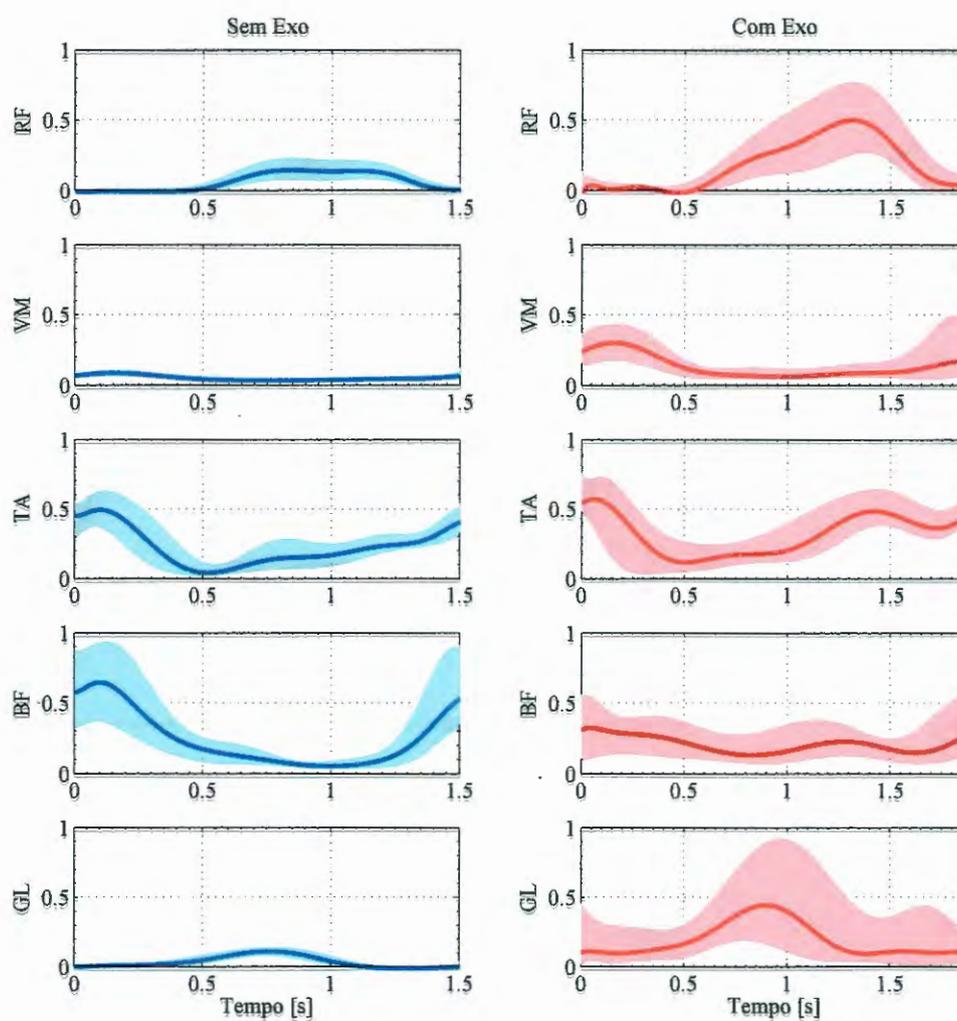
Esse comportamento pode ser melhor evidenciado quando o usuário caminha, usando o exoesqueleto, em sua velocidade confortável, 3,3 km/h. Pode-se observar nas Figuras 12 e 13 que, nesta condição, há um aumento da máxima amplitude de flexão do quadril, acompanhada de um aumento da atividade do Reto Femoral (RF) durante a fase de balanço e aumento da atividade do Vasto Medial (VM) no apoio do calcanhar. Um aumento da atividade do Tibial Anterior (TA) também é observado na fase de balanço, resultando em um maior movimento de dorsiflexão da articulação do tornozelo.

Figura 10: Ângulos articulares no plano sagital, velocidade de caminhada de 3,3 km/h sem exo e 2,5 km/h com exo.



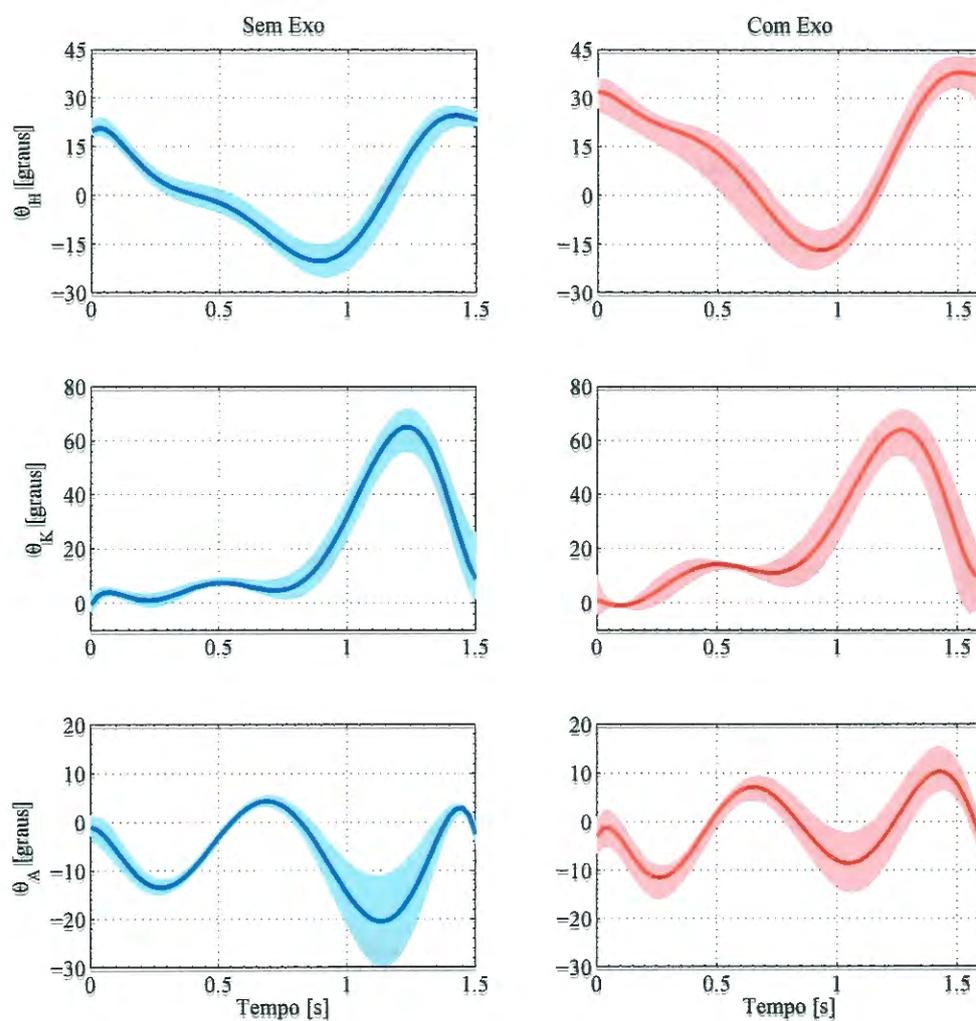
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 11: Sinais EMG normalizados, velocidade de caminhada de 3,3 km/h sem exo e 2,5 km/h, com exo.



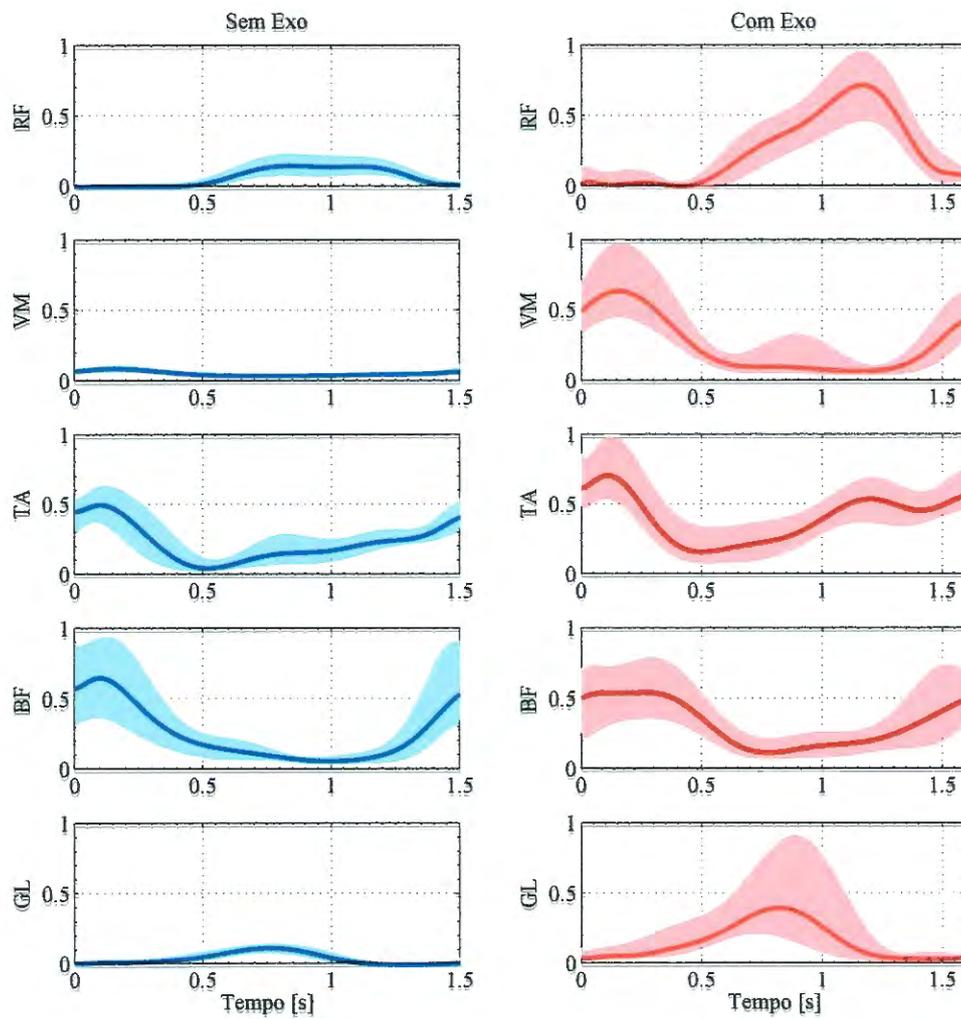
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 12: Ângulos articulares no plano sagital, velocidade de caminhada de 3,3 km/h para ambas as condições.



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 13: Sinais EMG normalizados, velocidade de caminhada de 3,3 km/h para ambas as condições.



Fonte: Elaborada pelos autores.



4 CONTROLE DE IMPEDÂNCIA ADAPTATIVO

Neste capítulo o observador de distúrbios baseado no momento generalizado e o filtro de Kalman são utilizados para estimar o torque do usuário. A partir desta estimativa de torque, é realizada a estimativa dos parâmetros de rigidez e amortecimento das articulações do usuário através do método dos mínimos quadrados. Um procedimento de otimização é proposto, considerando a interação entre o usuário e o robô equivalente à de professor e aluno, para adaptar os valores de rigidez do controle de impedância do exoesqueleto.

4.1 Estimativa de torque baseada em observador

Nesta Seção, é apresentada uma metodologia para estimativa de torque, baseada em observador, semelhante ao apresentado em Damme et al. (2011). O observador de distúrbios baseado no momento generalizado, inicialmente proposto em Luca e Mattone (2003), Luca e Mattone (2005), Luca et al. (2006), assume a presença de um distúrbio de torque nas juntas do dispositivo robótico como resultado da interação de força/torque no efetuador robótico com o ambiente. Portanto, a equação dinâmica de um dispositivo robótico pode ser representada por:

$$H(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau_a + \tau_d, \quad (4.1)$$

sendo $q \in \mathbb{R}^n$ o vetor de posições generalizadas, $H(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ a matriz de inércia simétrica positiva definida, $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ a matriz dos torques centrífugos e de Coriolis, e $G(q) \in \mathbb{R}^n$ o vetor dos torques gravitacionais. Os termos $\tau \in \mathbb{R}^n$ são os vetores de torque que atuam na articulação do exoesqueleto: τ_a é o vetor de torques aplicados pelos atuadores e τ_d é o distúrbio de torque.

De acordo com Siciliano et al. (2009), a matriz $C(q, \dot{q})$ pode ser expressa por:

$$\dot{H}(q) = C(q, \dot{q}) + C^T(q, \dot{q}). \quad (4.2)$$

O momento generalizado pode ser definido como:

$$p = H(q)\dot{q}. \quad (4.3)$$

Sua derivada no tempo é dada por:

$$\dot{p} = H(q)\ddot{q} + \dot{H}(q)\dot{q}. \quad (4.4)$$

Substituindo as Equações (4.1) e (4.2) em (4.4), obtém-se:

$$\dot{p} = \tau_a + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + \tau_d. \quad (4.5)$$

A Equação (4.5) demonstra a vantagem de usar o momento generalizado, uma vez que a evolução de p é desacoplada do distúrbio de torque, e o i -ésimo componente de \dot{p} depende somente do i -ésimo componente de τ_d .

Neste ponto, assume-se que o objetivo está em desenvolver um observador para p em vez de τ_d . Dessa forma, ignorando o termo τ_d por este não ser uma informação de medição, e aplicando uma entrada contendo o erro de predição $e = p - \hat{p}$, sendo \hat{p} uma predição de p , a dinâmica do observador é dado por:

$$\dot{\hat{p}} = \tau_a + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + K_I e, \quad (4.6)$$

sendo K_I uma matriz de ganho diagonal definida positiva.

Desde que não haja incertezas na modelagem do sistema, verifica-se que $K_I e$ corresponde a τ_d . Escrevendo $r = K_I e$, por meio das Equações (4.5) e (4.6), obtém-se:

$$\dot{r} = K_I(\dot{p} - \dot{\hat{p}}) = K_I \tau_d - K_I r. \quad (4.7)$$

Integrando ambos os lados da Equação (4.7) ao longo do tempo, e assumindo condições iniciais nulas, obtém-se:

$$r = K_I \left(p - \int_0^t (\tau_a + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - G(q) + r) dt \right). \quad (4.8)$$

O método para estimar o distúrbio de torque descrito nesta seção pode ser usado em exoesqueletos de membros inferiores para estimar os torques gerados pelo sistema musculoesquelético do usuário, conforme mostrado na Figura 14. Na Seção 4.1.2 o algoritmo do filtro de Kalman é usado no lugar do observador apresentado na Equação (4.6).

4.1.1 Modelo usuário-exoesqueleto

Para utilizar o filtro de Kalman para estimar o torque gerado pelo usuário, τ_{user} , o modelo dinâmico do exoesqueleto-usuário foi obtido a partir das equações básicas da robótica, derivadas do princípio de Lagrange:

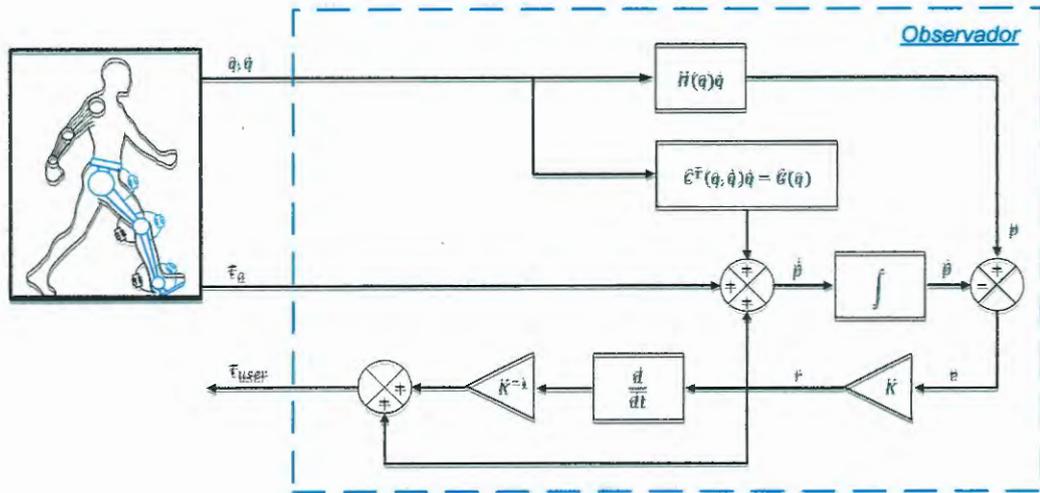
$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\delta L}{\delta \dot{q}_i} \right) - \frac{\delta L}{\delta q_i} = \tau_i, \quad \forall i = 1, 2, \dots, n, \quad (4.9)$$

sendo L a função lagrangiana ($L = T - U$), T a energia cinética total e U a energia potencial total do sistema, q_i e \dot{q}_i são vetores de posição e velocidade das juntas do robô, τ_i é o vetor de torques aplicado pelos atuadores para mover cada junta i , e n é o número de juntas do robô.

A partir da Equação (4.9), tem-se a equação dinâmica do exoesqueleto, dada por:

$$H_{exo}(q)\ddot{q} + C_{exo}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{exo}(q) = \tau_a + \tau_{user}, \quad (4.10)$$

Figura 14: Observador



Fonte: Elaborada pelos autores.

sendo $\tau_{user} \in \mathbb{R}^n$ o torque gerado pela a interação usuário-exoesqueleto. Os outros vetores e matrizes são definidos como na Equação (4.1).

O torque de interação entre o exoesqueleto e o usuário, τ_{user} , pode ser dividido em componentes ativo e passivo. O torque passivo do usuário, τ_{user}^{pas} , é o torque necessário para mover o usuário quando ele está se movendo de forma passiva. No caso que o usuário influenciar no movimento do exoesqueleto, ele produzirá o torque ativo do usuário, τ_{user}^{act} . Portanto, a Equação (4.10) pode ser reescrita, considerando a dinâmica usuário-exoesqueleto:

$$H_{user,exo}(q)\ddot{q} + C_{user,exo}(q, \dot{q})\dot{q} + G_{user,exo}(q) = \tau_a + \tau_{user}^{act}, \quad (4.11)$$

sendo $M_{user,exo}(q)$, $C_{user,exo}(q, \dot{q})$ e $G_{user,exo}(q)$ à combinação da dinâmica do usuário e do exoesqueleto, assumindo que as trajetórias do exoesqueleto e do usuário são idênticas.

4.1.2 Filtro de Kalman

Nesta Seção, é descrita a aplicação do algoritmo do filtro de Kalman para a estimativa do torque do usuário. A variável filtrada é definida como sendo o momento generalizado, p .

O sistema não linear utilizado neste estudo é dada por:

$$\dot{x} = f(x) + w, \quad (4.12)$$

$$z = h(x) + v, \quad (4.13)$$

sendo w e v ruídos brancos Gaussianos com média zero,

$$f(x) = f(p) = \tau + C_{user,exo}^T(q, \dot{q})\dot{q} = G_{user,exo}(q), \quad (4.14)$$

e a medida z é obtida pela estimativa de p usando $H_{user,exo}(q)\dot{q}$, ou seja,

$$h(x) = x = p = H_{user,exo}(q)\dot{q}. \quad (4.15)$$

A partir destas equações, o método de estimação utilizando o filtro de Kalman é formulado como segue:

Equações de predição:

$$\hat{x}_{k+1} = F_k \hat{x}_{k|k}, \quad (4.16)$$

$$P_{k+1} = F_k P_{k|k} F_k^T + G_{fk} Q_k G_{fk}^T, \quad (4.17)$$

Equações de correção:

$$K_{fk+1} = \frac{P_{k+1} H_{k+1}^T}{(H_{k+1} P_{k+1} H_{k+1}^T + R_{k+1})}, \quad (4.18)$$

$$\hat{x}_{k+1|k+1} = \hat{x}_{k+1} + K_{fk+1} (z_{k+1} - H_{k+1} \hat{x}_{k+1}), \quad (4.19)$$

$$P_{k+1|k+1} = (I - K_{k+1} H_{k+1}) P_{k+1}. \quad (4.20)$$

As matrizes de variância do ruído de processo e do ruído de medição são definidas como $Q = 0,01I_n$ e $R = 0,01I_n$, respectivamente, onde I_n é uma matriz identidade de ordem n .

A matriz de transição de estado F da Equação (4.16) é calculado como o Jacobiano de $f(p)$ com relação a p , dado por:

$$F = \frac{df(p)}{dp}, \quad (4.21)$$

sendo $f(p)$ calculada utilizando a Equação (4.14).

Um método de diferenciação numérica é utilizado para calcular a derivada de $f(p)$, como segue, uma vez que se trata de uma função não linear. Primeiramente, define-se uma variação arbitrária em p como:

$$\Delta = 0,001. \quad (4.22)$$

A variação é calculada em p , pois é em relação a esta variável que se quer diferenciar $f(p)$. Quanto mais baixo for o valor de Δ , melhor será a estimativa da derivada de $f(p)$, devido a esta se aproxima de uma diferenciação contínua. Assim, depois de definir o valor de Δ , deve-se calcular a variação de \dot{q} e $C_{user,exo}(q, \dot{q})$, uma vez que essas variáveis são

utilizadas no cálculo de $f(p)$. Considerando-se os pontos de linearização q_0 e \dot{q}_0 , a primeira coluna da matriz Jacobiana de $f(p)$, obtida variando o primeiro elemento do vetor p , é calculado como segue:

$$\Delta p_1 = [\Delta \ 0 \ \dots \ 0]^T, \quad (4.23)$$

$$\Delta \dot{q} = H_{user,exo}(q)^{-1} \Delta p_1, \quad (4.24)$$

$$f_{\Delta} = \tau_a + C_{user,exo}^T(q_0, \dot{q}_0 + \Delta \dot{q})(\dot{q}_0 + \Delta \dot{q}) - G_{user,exo}(q_0), \quad (4.25)$$

$$f_0 = \tau_a + C_{user,exo}^T(q_0, \dot{q}_0)(\dot{q}_0) - G_{user,exo}(q_0), \quad (4.26)$$

e

$$\frac{df}{dp_1} = \frac{f_{\Delta} - f_0}{\Delta}. \quad (4.27)$$

Como se pode observar, o valor de Δ foi somado somente na primeira posição do vetor Δp . Para concluir o processo, zera-se o vetor e soma-se Δ na posição subsequente, até que df/dp tenha sido calculada para as sete posições de Δp .

Por fim, a matriz de amplificação de ruído, G_f , é definida como matriz de identidade de dimensão n .

A aplicação do filtro de Kalman retorna um ganho K_f , em cada iteração do processo, sendo assim, haverá um valor de ganho otimizado para cada medida. Portanto, pode-se estimar o torque do usuário como segue:

$$r_k = K_f(p_k - \hat{p}_k), \quad (4.28)$$

$$\hat{\tau}_{user}^{act} = K_f^{-1} \left(\frac{r_k - r_{k-1}}{\Delta t} \right) + r_k. \quad (4.29)$$

4.2 Estimativa dos parâmetros de impedância

A partir da estimativa do torque, é possível estimar a rigidez e o amortecimento das articulações do usuário através do método dos mínimos quadrados. Primeiramente, considera-se que o torque da articulação i do usuário é gerado por um modelo baseado no controle de impedância, dada por:

$${}^i\tau_{user}^{act} = K_{user}^i (q_i^d - q_i) - B_{user}^i \dot{q}_i, \quad (4.30)$$

sendo q_i^d a trajetória desejada para a articulação i , K_{user}^i e B_{user}^i os parâmetros de rigidez e amortecimento da articulação i , respectivamente. Note que estes valores não caracterizam precisamente a impedância da articulação do usuário, que reflete a variação no mecanismo neuromuscular, mas dão uma medida da participação instantânea do usuário no movimento.

Considerando uma janela de tempo com N medidas de ${}^i\tau_{user}^{act}$, $q_i^d - q_i$, e \dot{q}_i , os parâmetros de impedância estimados são dados por:

$$\begin{bmatrix} K_{user}^i & B_{user}^i \end{bmatrix} = \bar{\tau}_{user}^{act} Q_{user}^+ \quad (4.31)$$

sendo

$$\bar{\tau}_{user}^{act} = \left[({}^i\tau_{user}^{act})^1 \quad \dots \quad ({}^i\tau_{user}^{act})^k \quad \dots \quad ({}^i\tau_{user}^{act})^N \right],$$

$$Q_{user} = \begin{bmatrix} (q_i^d - q_i)^1 & \dots & (q_i^d - q_i)^k & \dots & (q_i^d - q_i)^N \\ (-\dot{q}_i)^1 & \dots & (-\dot{q}_i)^k & \dots & (-\dot{q}_i)^N \end{bmatrix},$$

e $A^+ = A^T(AA^T)^{-1}$ a pseudo-inversa da matriz A .

4.3 Controle de impedância ótimo

O processo de reabilitação, como discutido na Seção 2.2, deve considerar a interação entre o usuário e o robô como uma interação professor e aluno. Com base nesse conceito, propomos um controle ótimo para adaptar os valores de rigidez dos atuadores do exoesqueleto com base no desempenho e na participação do usuário durante o processo de reabilitação. O diagrama de blocos da estratégia de controle é apresentado na Figura 15.

Temos dois agentes tentando alcançar um objetivo comum, no caso da reabilitação do caminhar, realizar um padrão de marcha semelhante ao da marcha desejada ou minimizar os erros ($\bar{q} = q^d - q$). No entanto, o professor (robô) aplica apenas o esforço necessário para conduzir ou instruir o aluno (usuário) a acompanhar a trajetória, minimizando o seu torque (τ_a).

Portanto, a função custo a ser minimizada é dada por:

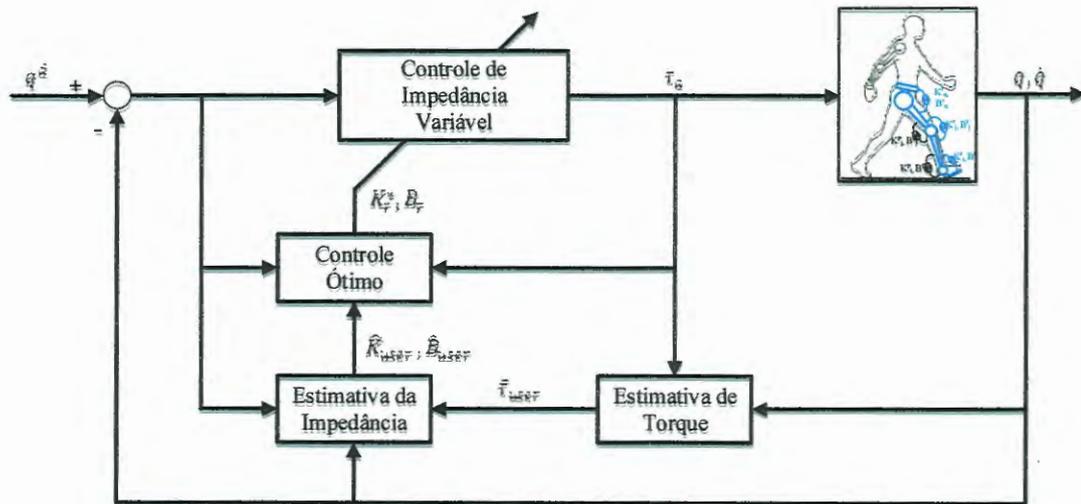
$$J = \frac{1}{T} \int_0^T (\bar{q}^T Q \bar{q} + \tau_a^T R \tau_a) dt \quad (4.32)$$

sendo Q e R as matrizes de ponderação, e T o tempo total de um determinado passo.

Assumindo que o robô é um sistema controlado por impedância, o torque exercido pelo atuador da junta i é dado por:

$$\tau_a^i = K_r^i (q_i^d - q_i) - B_r^i \dot{q}_i. \quad (4.33)$$

Figura 15: Diagrama do controle ótimo proposto



Fonte: Elaborada pelos autores.

sendo K_r^i e B_r^i os parâmetros de rigidez e amortecimento do controlador de impedância da junta i do robô.

Então, o objetivo é encontrar valores de K_r^i e B_r^i para todas as juntas que minimizem a função objetivo (Equação 4.32). Resultados preliminares do controle de impedância ótimo são apresentados na Seção 5.2.



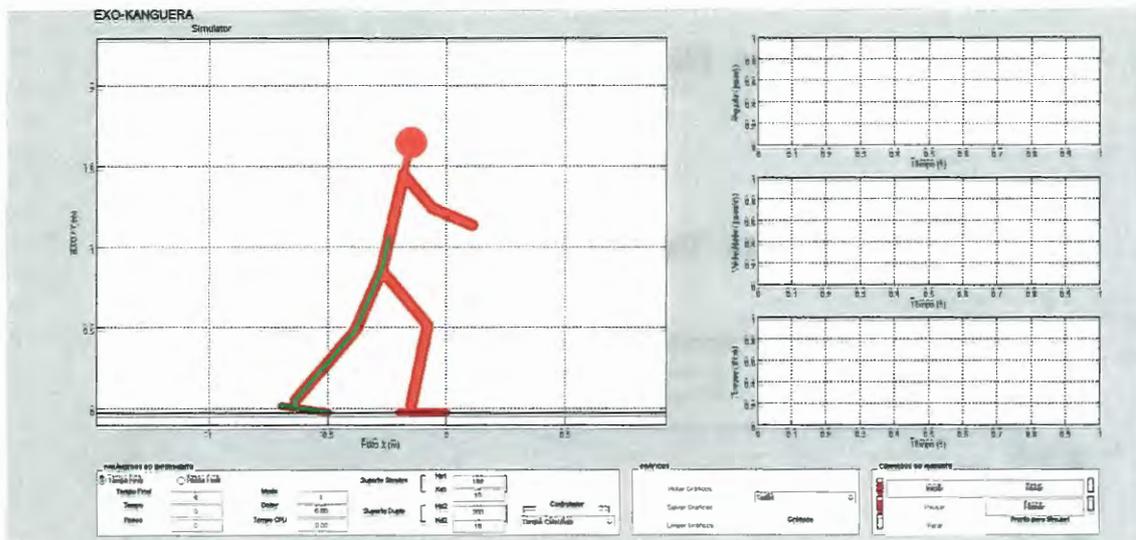
5 RESULTADOS SIMULADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos por simulações, nas quais várias condições do usuário e do robô são consideradas, para a validação da estimativa de torque e impedância do usuário e do controle de impedância ótimo.

5.1 Validação da estimativa de torque e impedância do usuário

A metodologia proposta para estimar o torque e a impedância do usuário, descrita em detalhes no Capítulo 4, foi avaliada por meio de um simulador usuário-exoesqueleto. O simulador foi desenvolvido no ambiente MATLAB® e considera a dinâmica de um sujeito de 85 kg vestindo um exoesqueleto, onde o número de juntas do exoesqueleto é ajustável. A Figura 16 mostra a interface gráfica do simulador, considerando um exoesqueleto de quadril, joelho e tornozelo (linhas verdes).

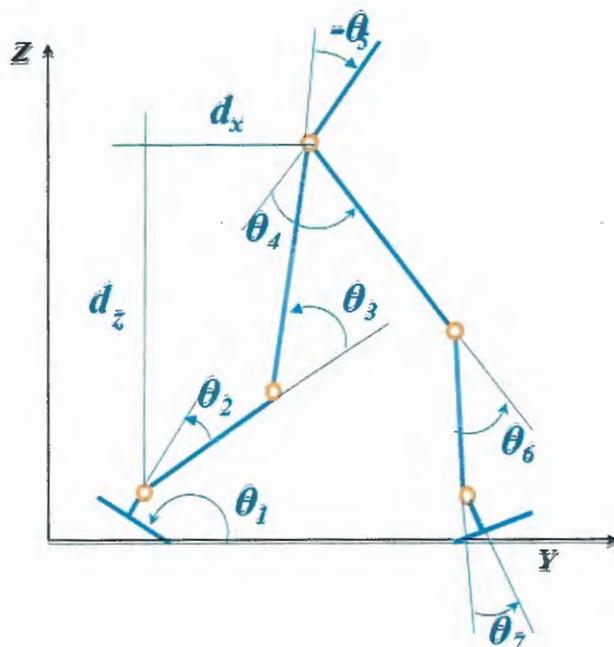
Figura 16: Interface gráfica do simulador usuário-exoesqueleto



Fonte: Elaborada pelos autores.

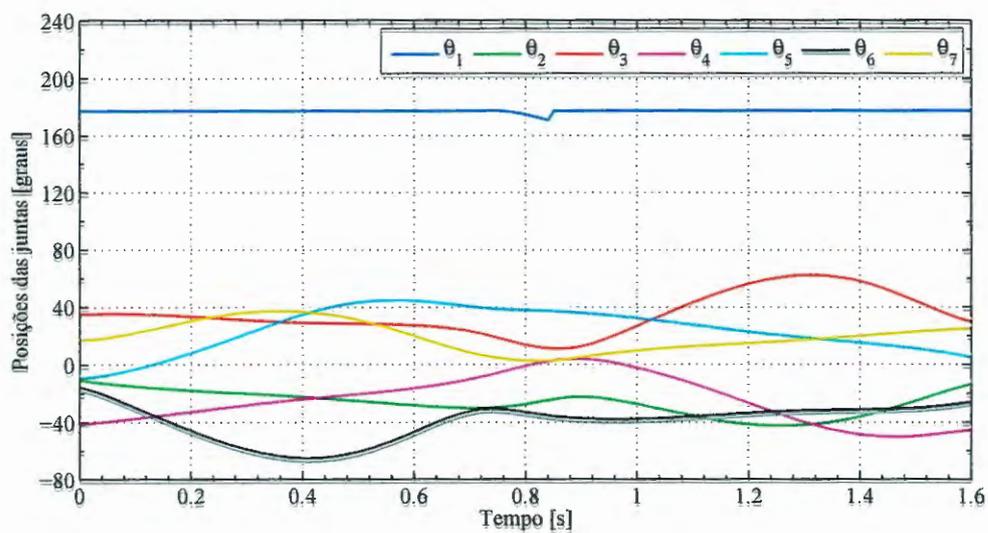
O modelo cinemático utilizado para simular o sistema usuário-exoesqueleto é apresentado na Figura 17. Este é constituído por um ângulo absoluto (θ_1) utilizado para definir a rotação do pé e por seis ângulos relativos das articulações dos quadris (θ_4 e θ_5), joelhos (θ_3 e θ_6) e tornozelos (θ_2 e θ_7) referentes ao plano sagital humano. Na Figura 18 são apresentadas as trajetórias resultantes para todas as juntas durante dois passos, obtida através de um gerador de trajetórias baseado no critério ZMP (*Zero Moment Point*) apresentado em Gomes, Silveira e Siqueira (2011).

Figura 17: Modelo usuário-exoesqueleto



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 18: Trajetórias das articulações



Fonte: Elaborada pelos autores.

5.1.1 K_{user} e B_{user} fixos durante o passo

Para avaliar o método de estimativa de torque e impedância, considera-se apenas as articulações 6 e 7 durante uma única etapa, neste caso, estamos analisando o movimento do joelho e tornozelo durante a fase de balanço. Conforme apresentado na Seção 4.2, considera-se que o torque das articulações do usuário é gerado por um modelo baseado no controle de impedância, com os parâmetros K_{user} e B_{user} representando a rigidez e o amortecimento da articulação do usuário, respectivamente. As trajetórias desejadas são apresentadas na Figura 18.

Primeiramente, considera-se valores fixos para K_{user}^i e B_{user}^i ao longo de todo o passo. A Figura 19 mostrar o torque real e estimado do usuário para as articulações do joelho e tornozelo, respectivamente. Nota-se que, sem considerar a resposta transitória inicial, o torque estimado segue o torque gerado pelo usuário. A Tabela 2 apresenta os valores de K_{user}^i and B_{user}^i das articulações do usuário e os valores estimados (\hat{K}_{user}^i and \hat{B}_{user}^i) encontrados através do método dos mínimos quadrados apresentado na Seção 4.2. Neste caso, a resposta transitória inicial não é considerada para compor a matriz de rigidez/amortecimento do procedimento de estimativa.

Tabela 2: Parâmetros estimados para K_{user}^i e B_{user}^i fixo durante o passo.

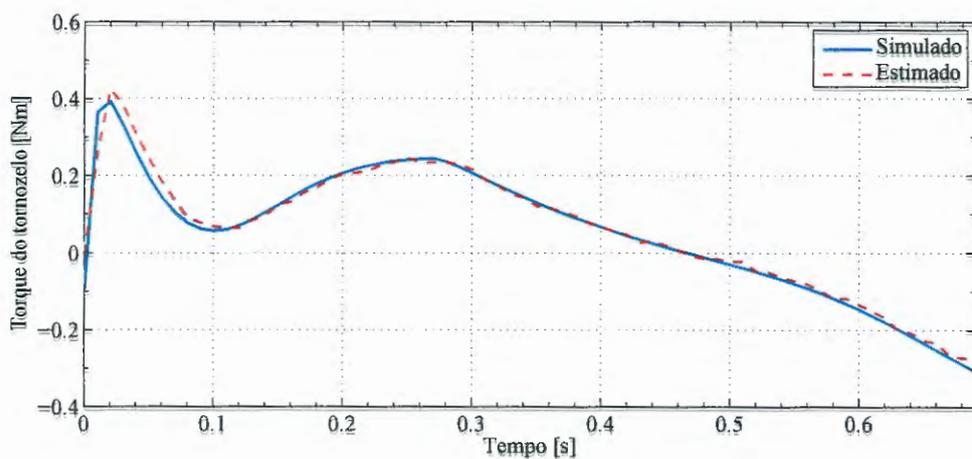
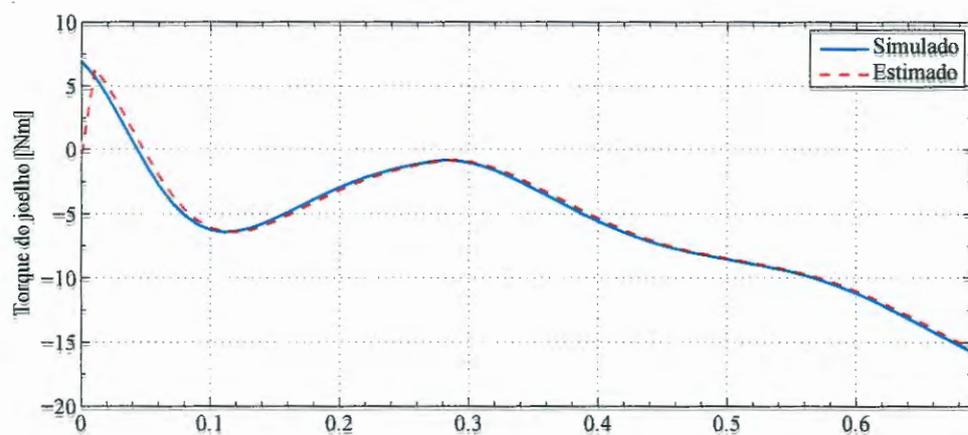
Articulação	K_{user}^i (Nm/rad)	\hat{K}_{user}^i (Nm/rad)	B_{user}^i (Nms/rad)	\hat{B}_{user}^i (Nms/rad)
Joelho	120	118.76	5	4.91
Tornozelo	60	59.08	1	0.98

Fonte: Elaborada pelos autores.

5.1.2 Fase de balanço subdividida em duas fases.

Nesta segunda avaliação, a fase de balanço é subdividida em duas fases: a primeira considera o momento em que o pé é elevado do solo e movimenta-se para frente até o momento em que a perna em balanço encontra-se adjacente a perna de suporte; e a segunda subfase ocorre do final da primeira até o momento em que o calcanhar toque o solo. Neste caso, dois valores diferentes de impedância são definidos para cada subfase, sendo o valor mais elevado definido para a fase inicial. No entanto, os valores pré-definidos não são os parâmetros fisiológicos de impedância do joelho e tornozelo humano durante a fase de balanço. A Figura 20 mostram o torque real e estimado do usuário para as articulações do joelho e tornozelo, respectivamente, e a Tabela 3 apresenta os valores reais e estimados dos parâmetros de impedância para as duas subfase. Novamente, a resposta transitória

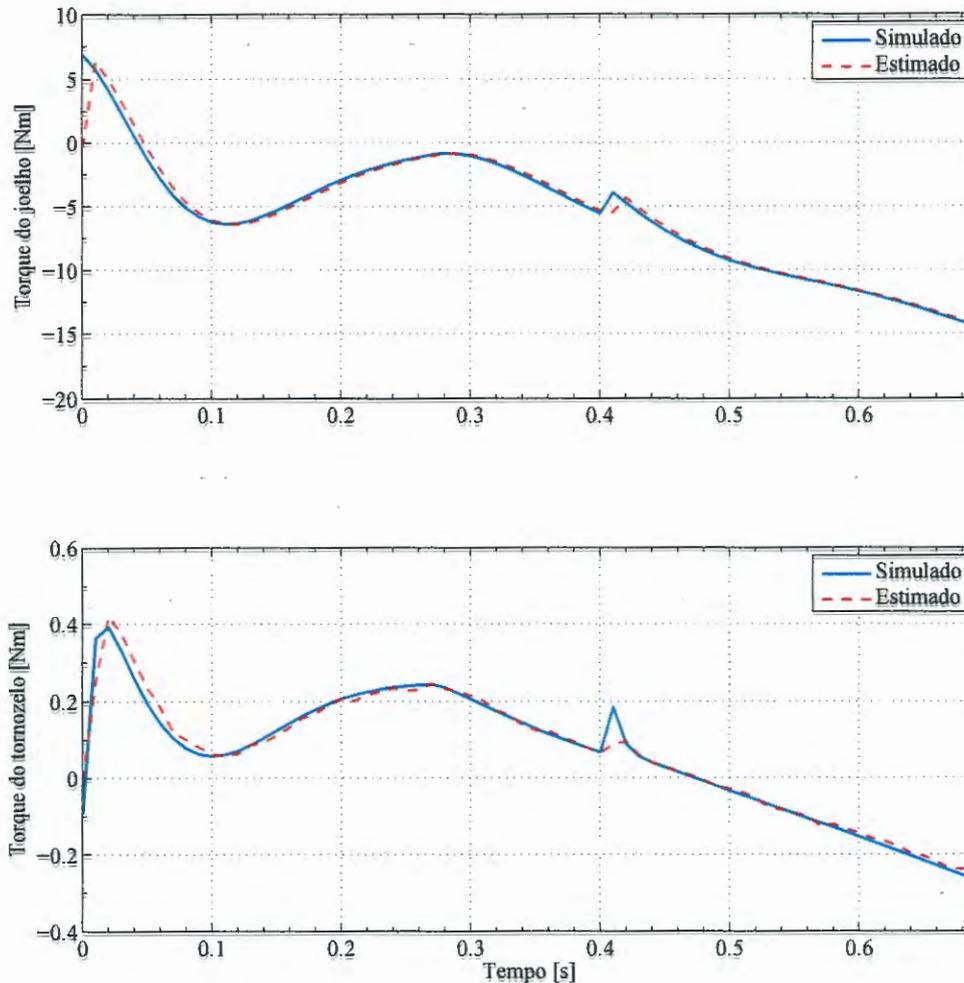
Figura 19: Estimativa de torque para valores fixos de impedância.



Fonte: Elaborada pelos autores.

inicial e a resposta transitória logo após a mudança dos parâmetros de impedância não são consideradas no processo de estimação.

Figura 20: Estimativa de torque para o balanço subdividido em duas fases.



Fonte: Elaborada pelos autores.

5.1.3 Simulação da condição Pé Caído.

Nesta Seção, considera-se que o usuário tem uma fraqueza nos músculos na parte anterior da perna, resultando em uma marcha anormal em que a parte dianteira do pé cai durante a fase de balanço. Esta condição pode ser simulada através da definição de valores mais baixos para os parâmetros de impedância da articulação do tornozelo. A Figura 21 mostram a posição da articulação e a estimativa de torque do usuário para a articulação do tornozelo durante a simulação da condição pé caído, onde os parâmetros de rigidez,

Tabela 3: Parâmetros estimados para as duas fases do balanço.

Fase	Articulação	K_{user}^i (Nm/rad)	\hat{K}_{user}^i (Nm/rad)	B_{user}^i (Nms/rad)	\hat{B}_{user}^i (Nms/rad)
1	Joelho	120	116.40	5	4.78
	Tornozelo	60	60.34	1	1.01
2	Joelho	80	76.85	5	4.95
	Tornozelo	40	36.60	1	0.91

Fonte: Elaborada pelos autores.

para as duas fases da fase de balanço, são definidos como zero. A Tabela 4 apresenta os parâmetros de impedância estimados.

Tabela 4: Parâmetros estimados para a condição Pé Caído.

Fase	Articulação	K_{user}^i (Nm/rad)	\hat{K}_{user}^i (Nm/rad)	B_{user}^i (Nms/rad)	\hat{B}_{user}^i (Nms/rad)
1	Joelho	120	116.27	5	4.78
	Tornozelo	0	0.014	1	0.97
2	Joelho	80	77.22	5	4.95
	Tornozelo	0	0.012	1	0.99

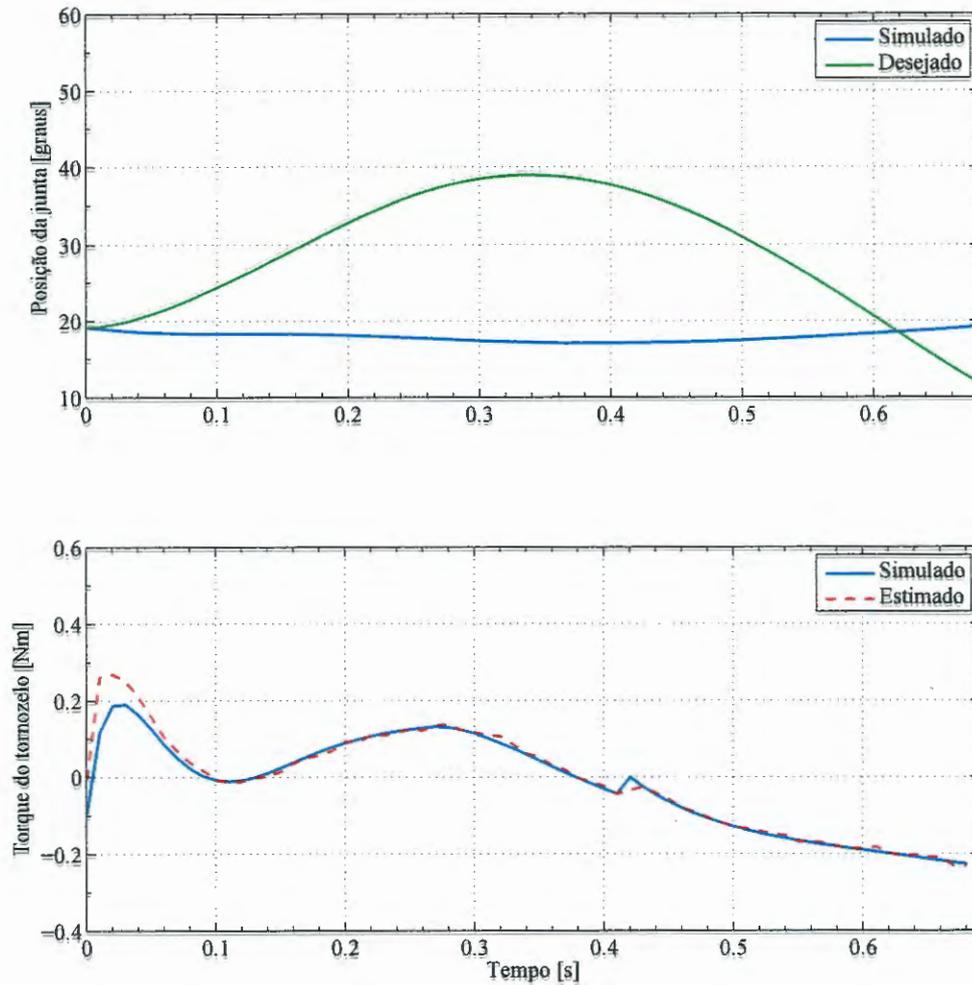
Fonte: Elaborada pelos autores.

5.1.4 Assistência robótica

Finalmente, e como um resultado preliminar do objetivo final da pesquisa sob investigação, vamos definir um nível de assistência do robô durante a fase de balanço da articulação do joelho, simulando um suporte pré-definido dado pela órtese ativa de joelho apresentada em Santos, Caurin e Siqueira (2017). Na verdade, a órtese ativa é definida como um dispositivo de impedância controlada com parâmetros dados por $K_r^6 = 30$ Nm/rad e $B_r^6 = 2$ Nms/rad. A Figura 22 mostra o torque simulado e estimado do usuário e o torque fornecido pela órtese ativa de joelho. Os parâmetros de impedância estimados são apresentados na Tabela 5.

Nota-se que, mesmo com a órtese ativa de joelho atuando sobre a articulação do usuário, o procedimento de estimação, apresentado no Capítulo 4, é capaz de identificar corretamente os parâmetros de torque e impedância do usuário.

Figura 21: Simulação da condição Pé Caído.



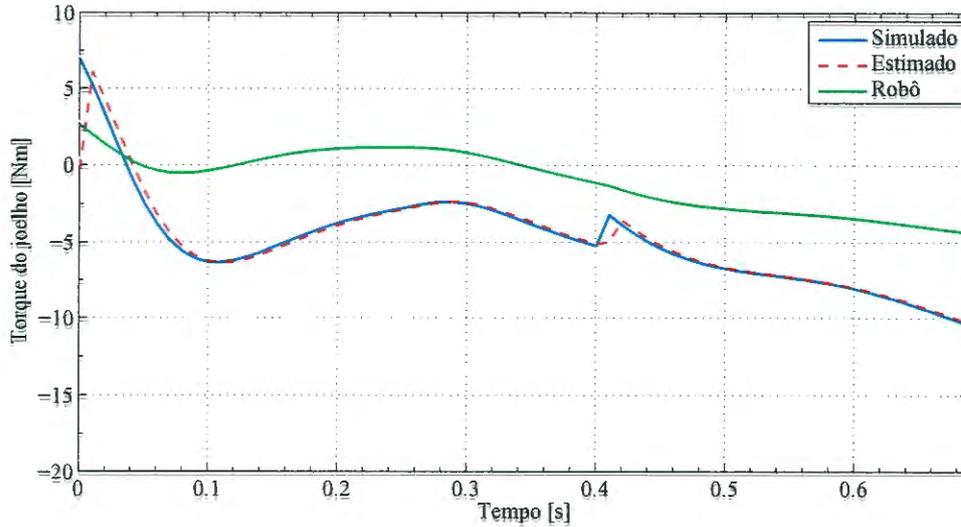
Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 5: Parâmetros estimados durante a assistência do robô.

Fase	Articulação	K_{user}^i (Nm/rad)	\hat{K}_{user}^i (Nm/rad)	B_{user}^i (Nms/rad)	\hat{B}_{user}^i (Nms/rad)
1	Joelho	120	116.56	5	4.79
	Tornozelo	60	60.95	1	1.02
2	Joelho	80	77.90	5	4.93
	Tornozelo	40	38.23	1	0.95

Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 22: Torque do usuário estimado e torque de assistência do robô.



Fonte: Elaborada pelos autores.

5.2 Validação do controle de impedância ótimo

Nesta Seção, são apresentados os resultados obtidos com a aplicação do processo de otimização da Seção 4.3 para o sistema usuário-exoesqueleto. Para o processo de otimização foi utilizado o método de programação quadrática sequencial. Consideram-se três casos em relação ao nível de deficiência do usuário, que se reflete nos valores de impedância das articulações. A Tabela 6 mostra os intervalos dos valores de rigidez do usuário para os três casos. Assume-se uma distribuição uniforme entre valores limites para caracterizar a variabilidade dos parâmetros de impedância durante os passos. O caso 1 representa um usuário com comprometimento motor grave, ou seja, com baixos valores de rigidez e amortecimento. Os casos 2 e 3 representam comprometimento médio e baixo, respectivamente.

Define-se três métricas para avaliar a estratégia de otimização proposta. O primeiro é a raiz do valor quadrático médio (RMS) do erro em relação à trajetória de referência ao longo do tempo para toda a fase de balanço (k amostra dentro da fase de balanço), calculado com base na média das 3 articulações i e ao longo dos 10 últimos passos s para cada caso:

$$E^{RMS} = \frac{1}{10} \sum_{s=1}^{10} \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 RMS(q_{k,i,s}^d - q_{k,i,s}), \quad (5.1)$$

A segunda e terceira métrica são os valores RMS para o torque do usuário e do

Tabela 6: Intervalo e média dos valores simulados da rigidez do usuário.

Caso	Articulação	K_{user}^i (Nm/rad)		\bar{K}_{user}^i (Nm/rad)	
		Fase 1	Fase 2	Fase 1	Fase 2
1	Quadril	[90,120]	[50,80]	105.3021	66.3027
	Joelho	[60,80]	[30-50]	70.0417	41.5004
	Tornozelo	[30,40]	[10-20]	35.6925	15.5912
2	Quadril	[120,150]	[80-110]	132.6113	96.1127
	Joelho	[80-150]	[50-70]	90.8977	59.0254
	Tornozelo	[40-50]	[20-30]	45.6184	26.5672
3	Quadril	[150-180]	[110-140]	164.2823	124.5654
	Joelho	[100-120]	[70-90]	112.6107	79.2020
	Tornozelo	[50-60]	[30-40]	55.5864	34.1477

Fonte: Elaborada pelos autores.

robô, respectivamente, para as mesmas condições:

$$\tau_{user}^{RMS} = \frac{1}{10} \sum_{s=1}^{10} \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 RMS(\tau_{user,k,i,s}). \quad (5.2)$$

e

$$\tau_a^{RMS} = \frac{1}{10} \sum_{s=1}^{10} \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 RMS(\tau_{a,k,i,s}). \quad (5.3)$$

Como pode ser visto na Tabela 7 o método de estimação dos parâmetros de impedância do usuário propostos neste trabalho apresentam bons resultados, mesmo quando o usuário está sendo assistido pelo exoesqueleto com a estratégia adaptativa habilitada. A Tabela 8 apresenta os valores de rigidez ótimos para o controle de impedância do robô. Estes valores foram gerados pelo processo de otimização considerando o erro em relação à trajetória de referência e o nível de deficiência do usuário. Observando a Tabela 9 nota-se que quanto maior o nível de deficiência do usuário (Caso 1), maior será o torque de auxílio do robô e o erro de trajetória permitido, ou seja, o robô ira auxiliar na tarefa, no entanto, o maior esforço deverá ser feito pelo usuário. Quando consideramos um menor o nível de deficiência do usuário (Caso 3), menor será a assistência do robô, sendo que sua atuação terá como principal objetivo auxiliar o usuário a minimizar o erro de trajetória.

Tabela 7: Média dos parâmetros estimados do usuário.

Caso	Articulação	\bar{K}_{user}^i (Nm/rad)		\bar{B}_{user}^i (Nms/rad)	
		Fase 1	Fase 2	Fase 1	Fase 2
1	Quadril	105.2771	68.2784	10.0393	10.4552
	Joelho	59.8359	37.6504	3.9166	4.8282
	Tornozelo	23.4233	2.5883	0.7779	0.5981
2	Quadril	132.4144	111.4104	10.0343	12.2090
	Joelho	81.0858	56.5833	4.1961	4.8856
	Tornozelo	35.5961	18.6004	0.8347	0.7925
3	Quadril	163.9454	114.1971	10.0330	8.6675
	Joelho	103.4328	77.2784	4.3924	4.9064
	Tornozelo	47.9501	29.2075	0.8841	0.8740

Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 8: Média dos parâmetros otimizados do robô.

Caso	Articulação	\bar{K}_r^i (Nm/rad)	
		Fase 1	Fase 2
1	Quadril	9.9615	6.1864
	Joelho	11.3816	32.8469
	Tornozelo	28.0112	20.4938
2	Quadril	11.6867	7.4535
	Joelho	13.6764	37.8772
	Tornozelo	23.6580	15.5601
3	Quadril	13.7786	8.9469
	Joelho	16.4703	43.4666
	Tornozelo	19.0807	8.9934

Fonte: Elaborada pelos autores.

Tabela 9: Valores RMS para avaliação da estratégia de otimização.

Caso	E^{RMS} (°)	τ_{user}^{RMS} (Nm)	τ_a^{RMS} (Nm)
1	0.1177	3.0158	0.5229
2	0.0969	3.3574	0.3886
3	0.0820	3.6589	0.3915

Fonte: Elaborada pelos autores.



6 CONTROLE PREDITIVO BASEADO EM MODELO

Neste capítulo, é descrito em detalhes o projeto e a implementação do controlador preditivo baseado em modelo (MPC) para obtenção dos parâmetros ótimos de rigidez dos atuadores do exoesqueleto ao longo da fase de balanço da marcha.

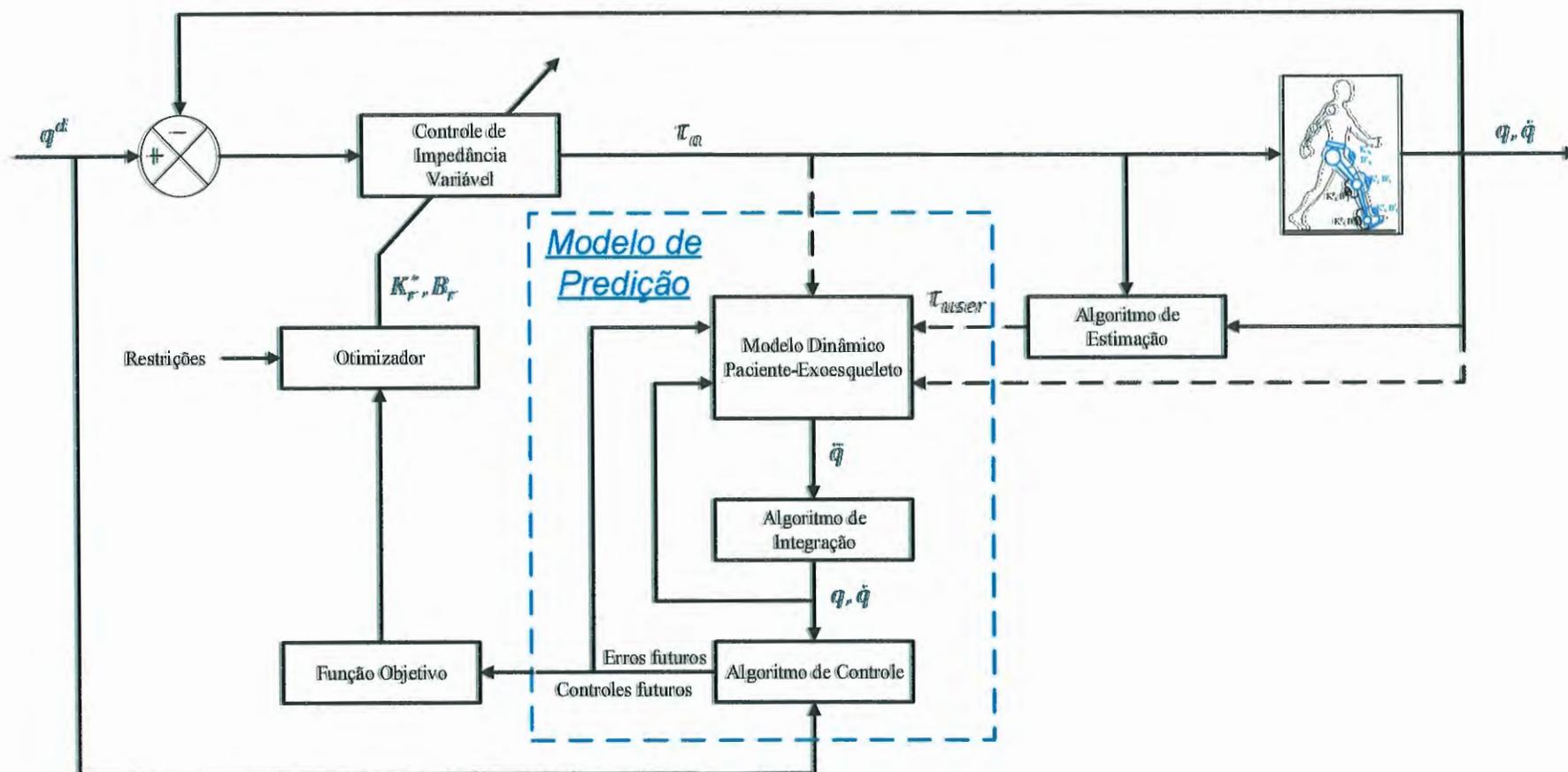
6.1 Método de Controle

O MPC é uma estratégia de controle na qual a ação de controle é obtida resolvendo-se *on-line*, a cada instante de amostragem, um problema de controle ótimo de horizonte finito no qual o estado inicial é o estado atual do sistema. A otimização produz uma sequência de controle finita, sendo que somente a primeira ação de controle nessa sequência é aplicada à planta (RAWLINGS; MAYNE, 2009).

No presente trabalho, o MPC é utilizado para determinar os parâmetros ótimos de rigidez dos controladores de impedância de um exoesqueleto para reabilitação do caminhar. Na Figura 23 é apresentado o diagrama de bloco do controle preditivo baseado em modelo proposto. As principais etapas de implementação estão listadas a seguir:

1. O modelo é utilizado para prever as saídas e ações de controle em instantes de tempo futuro (horizonte de tempo);
2. A função custo é calculada em função das variáveis futuras, obtidas da predição realizada na etapa anterior;
3. O valor de K_r^* é obtido minimizando a função custo, pelo método do Gradiente Descendente;
4. Os ganhos dos controladores de impedância do exoesqueleto são atualizados;
5. O horizonte de tempo é deslocado para um instante de tempo futuro;
6. Então, todo o procedimento é repetido.

Figura 23: Diagrama do controle preditivo baseado em modelo proposto



Fonte: Elaborada pelos autores.

6.1.1 Modelo de predição

Para simular o modelo dinâmico usuário-exoesqueleto, apresentado na Seção 4.1.1, é necessário a equação dinâmica direta, que define o movimento como função dos torques/forças:

$$\ddot{q} = H_{user,exo}(q)^{-1} [\tau_a + \tau_{user}^{act} - C_{user,exo}(q, \dot{q})\dot{q} - G_{user,exo}(q)]. \quad (6.1)$$

Esta equação é uma equação diferencial ordinária (EDO) de segunda ordem. Deste modo, dados os valores iniciais para as posições e velocidades (q_{init} e \dot{q}_{init}), e tendo as posições desejadas (q^d), os torques estimados do usuário (τ_{user}^{act}) e os torques aplicados pelos atuadores (τ_a), dado por:

$$\tau_a = K_r (q^d - q) - B_r \dot{q}, \quad (6.2)$$

a evolução do sistema ao longo do tempo pode ser calculada através de métodos de integração numérica.

6.1.2 Função custo

De acordo com Jarrassé, Charalambous e Burdet (2012), para otimizar a interação usuário-robô visando a recuperação do usuário, uma função custo que considera uma métrica de desempenho (o erro de posição) e uma métrica de esforço (o torque de assistência robótica) deve ser minimizada, tal como:

$$J(K_r(k)) = \sum_{j=1}^N [\tilde{q}(j)^T Q \tilde{q}(j) + \tau_a(j)^T R \tau_a(j)] \quad (6.3)$$

sendo N o tamanho do horizonte de predição, Q e R matrizes de ponderação do erro de posição e da ação de controle, respectivamente.

Desta forma, deve-se encontrar K_r que minimize $J(K_r(k))$, tal que

$$\begin{aligned} \min_{K_r} \quad & J(K_r(k)) \\ \text{sujeito a:} \quad & 0 \leq K_r(k+1) \leq K_r^{max} \end{aligned}$$

em que K_r^{max} é a restrição imposta aos controladores de impedância pelo limite físico dos atuadores.

6.1.3 Otimização

Neste trabalho, a minimização da função custo $J(K_r(k))$, é realizada utilizando a técnica de otimização do Gradiente Descendente. Este é um método iterativo de

otimização que baseasse no cálculo do gradiente da função custo, $\nabla J(K_r(k))$. Sendo que o gradiente negativo, $-\nabla J(K_r(k))$, aponta na direção dos menores valores da função.

A partir de $K_r(k)$ a solução aproximada sucessiva será dada por:

$$K_r(k+1) = K_r(k) - \eta \nabla J(K_r(k)), \quad (6.4)$$

sendo η o passo na direção de otimização. Desta forma, para cada instante de tempo k , novos valores de rigidez são determinados para os atuadores do exoesqueleto.

6.2 Implementação do controlador

Neste trabalho, apenas as articulações do quadril, joelho e tornozelo da perna direita durante a fase de balanço da marcha são consideradas. *Encoders* absolutos (AksIMTM fabricado pela empresa RLS[®]) são usados nas juntas do quadril e do tornozelo que, no presente estudo, foram configuradas no modo passivo. A junta do joelho é acionada por um atuador elástico em série rotacional (rotary Series Elastic Actuator - rSEA) projetado e construído pelo autor em trabalho prévio (SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017). A ideia básica desse tipo de atuador é colocar uma mola entre a transmissão e a carga, ou seja, em série entre o motor/redutor e a carga. Esta configuração permite desacoplar a inércia do motor/redutor e outras não linearidades da saída e isola o sistema de choques introduzidos pela carga. Outra característica importante é que o elemento elástico pode ser usado como um sensor de torque considerando a relação linear entre a deflexão da mola e o torque. A Figura 24 mostra o exoesqueleto com os *encoders* e o rSEA.

Figura 24: *Encoders* e rSEA ligados ao exoesqueleto modular de membros inferiores.

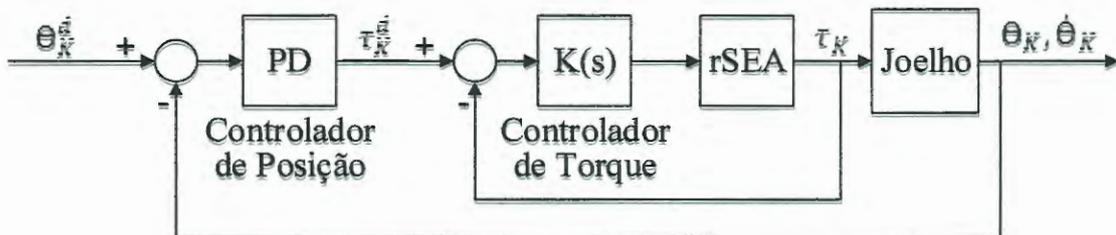


Fonte: Elaborada pelos autores.

O *hardware* de controle do rSEA é constituído por uma EPOS *Positioning Controller*, fabricada pela empresa suíça Maxon Motor e por uma placa CAN (NI PCI-8513 CAN/XS), fabricada pela multinacional norte-americana National Instruments, instalada em um computador convencional. A interface entre os dispositivos é feita via CAN (*Controller Area Network*) através do protocolo de comunicação *CANopen* e a taxa de transmissão de dados entre os dispositivos foi configurada em 500 kbit/s. A aquisição de dados dos *encoders* do quadril e do tornozelo foi feita através do protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*). A estratégia de controle proposta foi implementada em linguagem C através da interface de programação Microsoft Visual Studio. O *loop* de controle foi fixado em 200 Hz.

O controle de impedância é implementado usando um controlador de posição PD em cascata com o controlador de torque, onde o controlador de posição externa determina o torque desejado de acordo com os erros de posição e velocidade e os parâmetros de impedância. O diagrama de blocos do controle de impedância da órtese ativa de joelho está ilustrado na Figura 25. Nesta seção, o sub-índice K refere-se à junta do joelho (do inglês, *knee*).

Figura 25: Diagrama de blocos do controle de impedância do rSEA.



Fonte: Elaborada pelos autores.

O controlador externo de posição determina o torque desejado de acordo com os parâmetros de impedância e dos erros de posição e velocidade. Deste modo, assumindo que o controle de torque é preciso, o que implica em $\tau_K^d = \tau_K$, o torque aplicado a junta do joelho pode ser expresso por:

$$\tau_K = K_K (\theta_K^d - \theta_K) - B_K \dot{\theta}_K, \quad (6.5)$$

sendo K_K e B_K , respectivamente, os parâmetros de rigidez e amortecimento do controlador de impedância da junta do joelho.

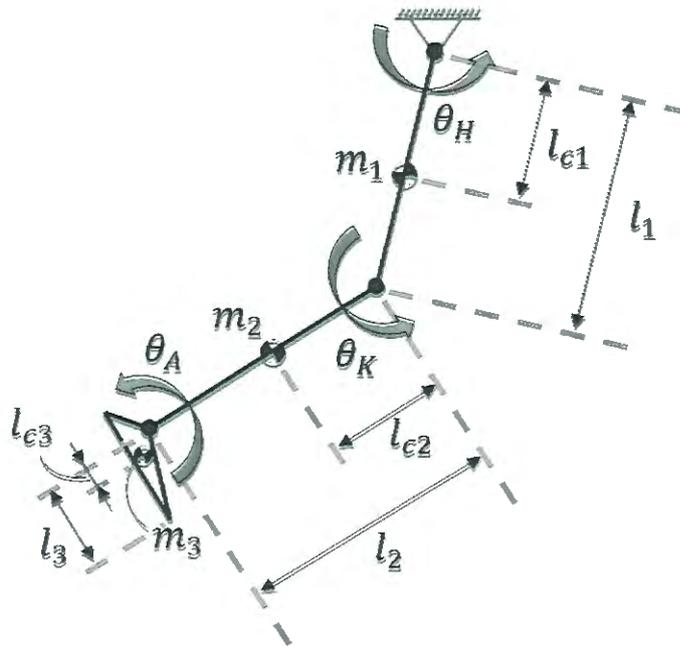
Como somente a junta do joelho está atuada, pode-se reescrever a função custo (Equação 6.3), da seguinte forma,

$$J(K_K) = \sum_{j=1}^N \left[\alpha (\theta_K^d(j) - \theta_K(j))^2 + \beta \tau_K(j)^2 \right] \quad (6.6)$$

sendo α e β constantes de ponderação do erro e do torque do robô, respectivamente, e N o tamanho do horizonte de predição definido como $N = 10$, o que implica um tempo de previsão de 50 ms.

A representação esquemática do modelo usuário-exoesqueleto, considerada neste trabalho, é mostrada na Figura 26.

Figura 26: Representação esquemática do modelo usuário-exoesqueleto durante a fase de balanço.



Fonte: Elaborada pelos autores.

Para a fase de balanço, as equações dinâmicas que descrevem o comportamento do sistema são determinadas pelas equações de Lagrange:

$$H_{user,exo}(q) \ddot{q} + C_{user,exo}(q, \dot{q}) \dot{q} + G_{user,exo}(q) = \tau_a + \tau_{user}, \quad (6.7)$$

sendo $q = [\theta_H \ \theta_K \ \theta_A]^T$ o vetor de posição generalizado, $H_{user,exo}(q) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ a matriz de inércia (simétrica e positiva definida), $C_{user,exo}(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$ a matriz de torques centrífuga e Coriolis, $G_{user,exo}(q) \in \mathbb{R}^3$ o vetor de torques gravitacionais, $\tau_a = [0 \ \tau_K \ 0]^T$ o vetor de

torques aplicados e τ_{user} o vetor de torque estimado do usuário. Os elementos das matrizes na Equação 6.7 são mostrados no Apêndice A.



7 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Com o objetivo de validar as técnicas de estimativa e controle apresentadas nos Capítulos 4 e 6, experimentos foram realizados utilizando-se o exoesqueleto modular apresentado no Capítulo 3. Os resultados experimentais obtidos são avaliados por meio de comparação com os obtidos pelo controle de impedância, com parâmetros fixos de rigidez e amortecimento.

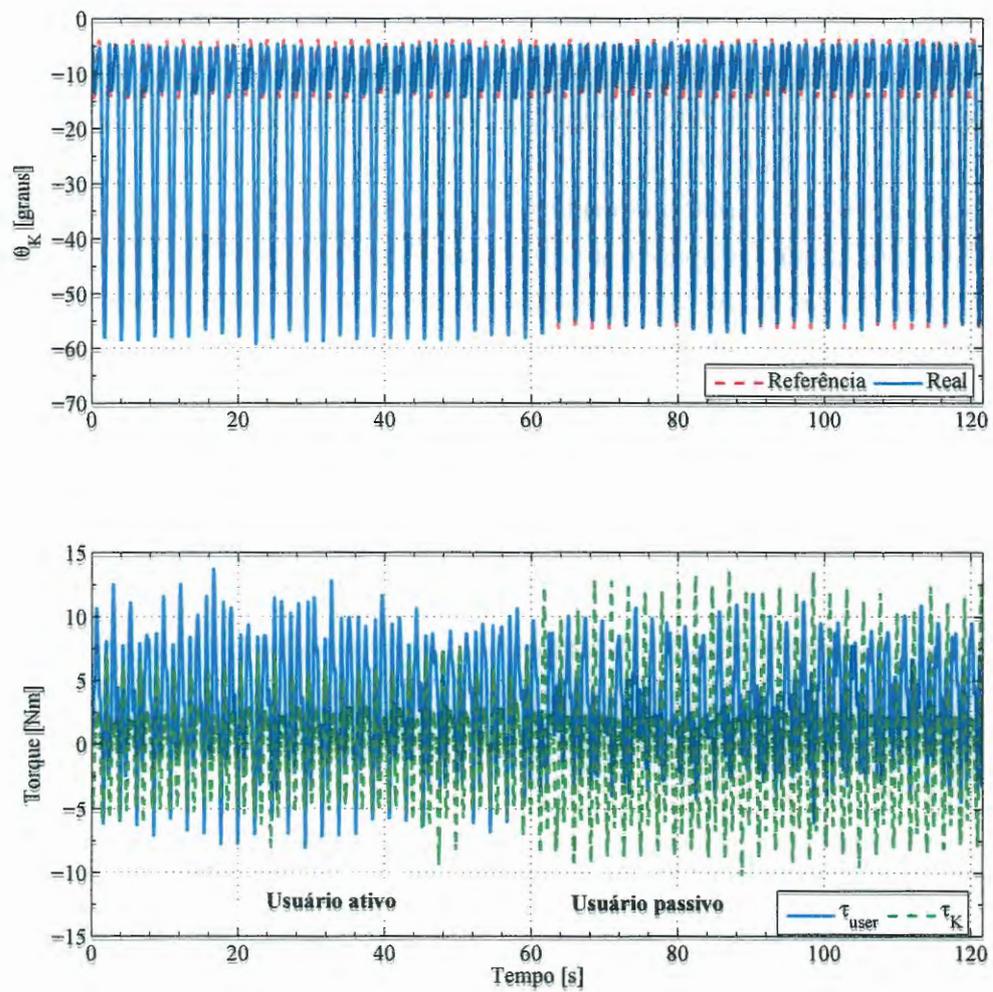
7.1 Impedância fixa

Nesta seção, o controle de impedância, com parâmetros fixos de rigidez e amortecimento, é avaliado. Foram realizados dois experimentos, um considerando uma alta rigidez ($K_K = 80 \text{ Nm/rad}$) e outro considerando uma baixa rigidez ($K_K = 20 \text{ Nm/rad}$). Por simplicidade, em ambos os casos, o amortecimento foi definido como zero. No primeiro momento, um sujeito saudável (31 anos, 87 kg, 1,77 m), vestindo o exoesqueleto, foi orientado a caminhar em uma esteira de modo ativo, ou seja, realizando efetivamente o movimento de marcha. Após um determinado intervalo de tempo, o sujeito foi orientado a ficar passivo durante a fase de balanço da marcha. Os resultados obtidos são mostrados nas Figuras 27 e 28. A média da posição angular do joelho, do torque estimado do usuário e do torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha para ambos os casos são mostrados no Apêndice B.1.

Conforme pode-se observar na Figura 27, no caso de uma alta rigidez, o comportamento do exoesqueleto foi quase semelhante à de um controle de posição, de tal modo que o erro em relação à trajetória de referência foi mínimo em ambas as condições do usuário, ativo e passivo. Do ponto de vista da reabilitação robótica, é importante garantir que o paciente esteja ativamente realizando o caminhar, e não apenas tendo a sua perna movida passivamente pelo robô. Por outro lado, um baixo valor de rigidez deixa o usuário completamente livre (“sem assistência”) e isso não garante a estabilidade da marcha. Pode-se observar na Figura 28 que, neste caso, quando o usuário está no modo ativo a trajetória de referência é seguida embora apresente um maior valor de desvio em comparação com os resultados obtidos no caso em que uma alta rigidez é definida para o robô. No entanto, quando o usuário torna-se passivo a trajetória de referência não é seguida, pois o robô não consegue gerar torque suficiente para mover a perna do usuário, devido o baixo valor de rigidez.

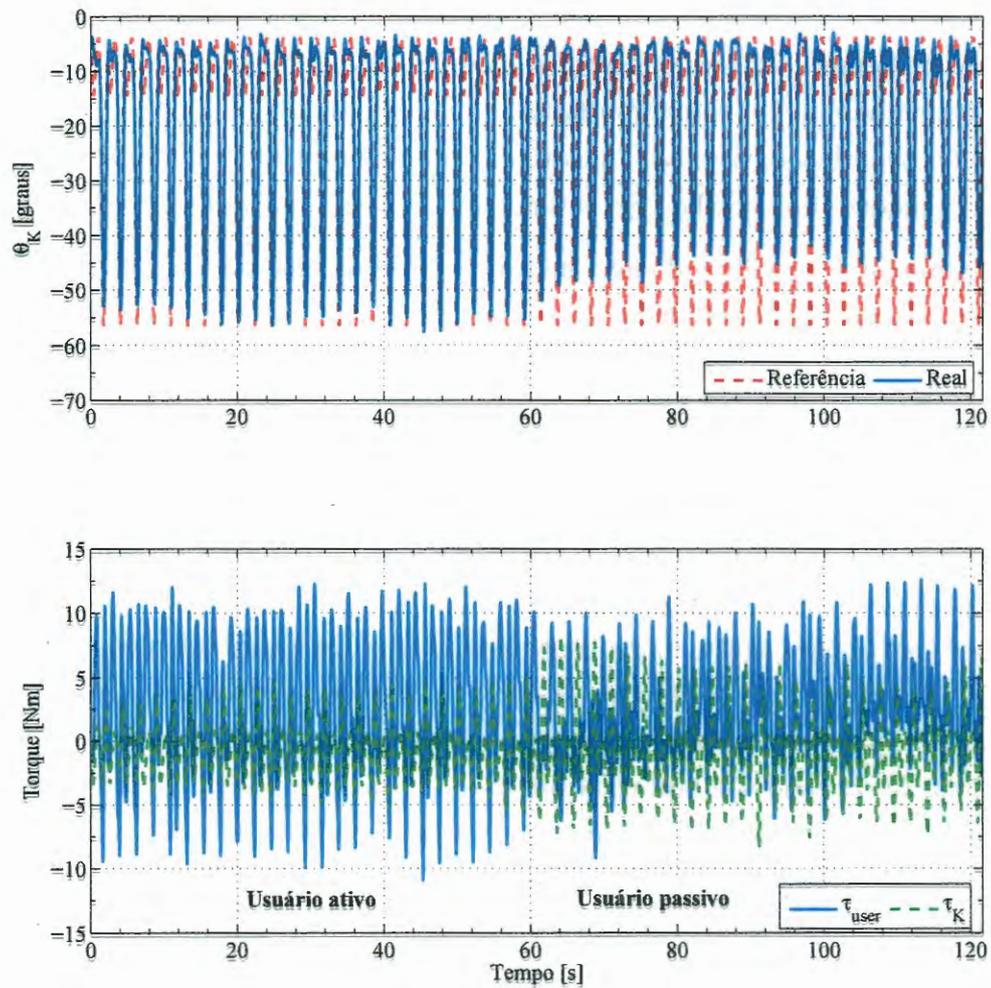
Com base no exposto, fica evidente a necessidade de se ajustar continuamente a assistência gerada pelo robô, a fim de promover segurança e a participação efetiva do usuário, indo de encontro ao paradigma proposto para reabilitação robótica de “assistir quando necessário” (BUERGER et al., 2004; CAI et al., 2006). A estratégia proposta nesta

Figura 27: As trajetórias desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário para $K_K = 80 \text{ Nm/rad}$



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 28: As trajetórias desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário para $K_K = 20 \text{ Nm/rad}$



Fonte: Elaborada pelos autores.

tese utiliza informações provenientes do usuário para gerar uma ação personalizada, além de garantir, por meio dos valores ótimos rigidez, uma atuação efetiva do robô somente nos instantes em que o usuário tem maiores dificuldades de caminhar.

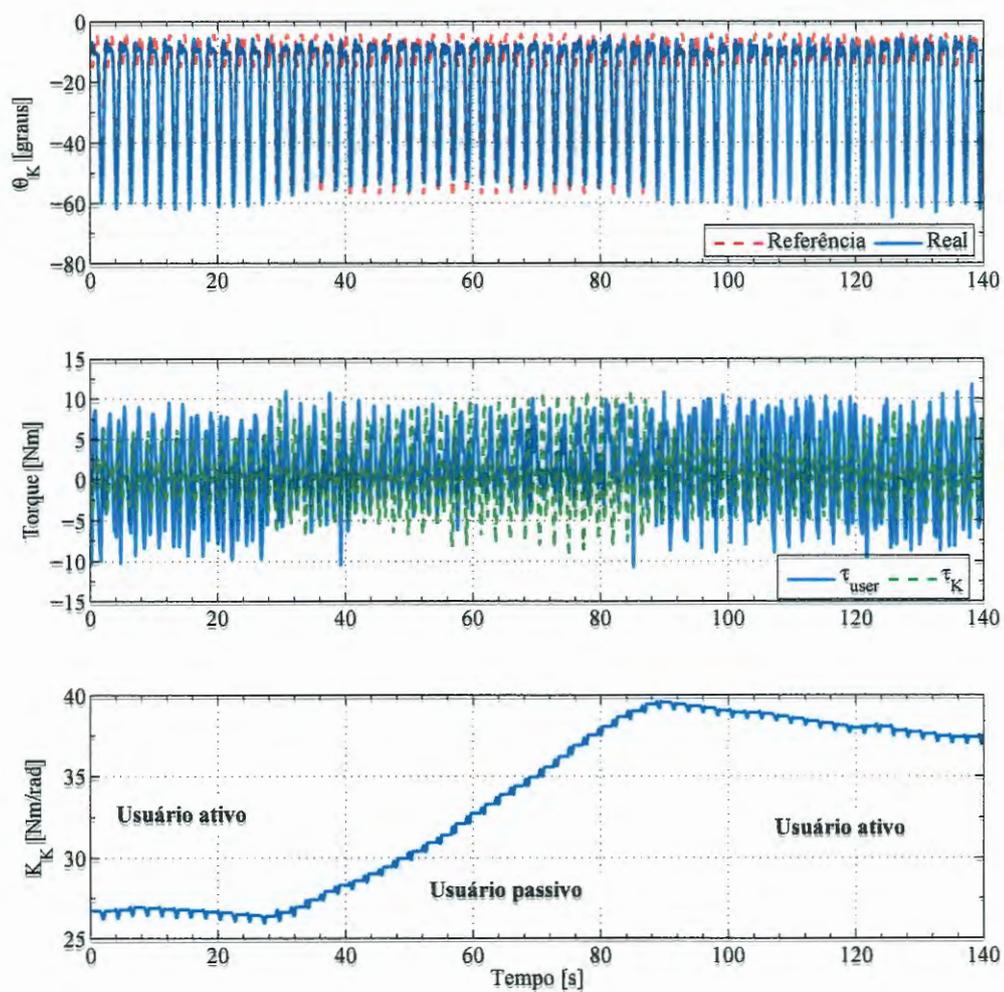
7.2 Impedância adaptativa

Um sujeito saudável foi orientado a caminhar na esteira por 3 minutos a uma velocidade de 1,9 km/h em duas condições: ativa e passiva. Os primeiros e últimos 20 segundos foram descartados da análise. A Figura 29 mostra as trajetórias desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô, ao longo do tempo. A média da posição angular do joelho, do torque estimado do usuário e do torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha, considerando o caso em que o usuário estava ativo e passivo, é mostrada na Figura 30. Os ângulos das articulações do quadril (θ_H), joelho (θ_K) e tornozelo (θ_A) são mostrados no Apêndice B.2.

Primeiramente, foi solicitado ao usuário seguir efetivamente a trajetória desejada. Observe que, embora o torque estimado do usuário seja grande, a rigidez do robô permanece praticamente constante. Isso pode ser explicado, já que tanto a rigidez do robô quanto o erro de acompanhamento da trajetória são baixos, implicando em uma baixa contribuição do torque gerado pelo robô na função custo. Em seguida, foi solicitado ao usuário que ele ficasse passivo durante a fase de balanço da marcha. Observa-se que nesse período, o torque estimado não é estritamente zero, porque não é possível permanecer totalmente passivo sobre a esteira. Quando o erro de acompanhamento de trajetória começa a aumentar, a rigidez do robô também aumenta, de modo a minimizar o funcional dado pela Equação 6.3 e, conseqüentemente, há um aumento no torque de assistência que atua na articulação do usuário. Espera-se que, com o passar do tempo, o aumento gradual do torque de assistência, devido à influência da rigidez adaptativa, motive o usuário a realizar o movimento, que subseqüentemente resultará em um aumento em sua condição motora. Finalmente, o usuário se torna ativo novamente, o que faz com que a rigidez do robô comece a diminuir. Assim, o valor de rigidez é incrementado ou decrementado em função da participação e evolução do usuário durante a sessão de terapia.

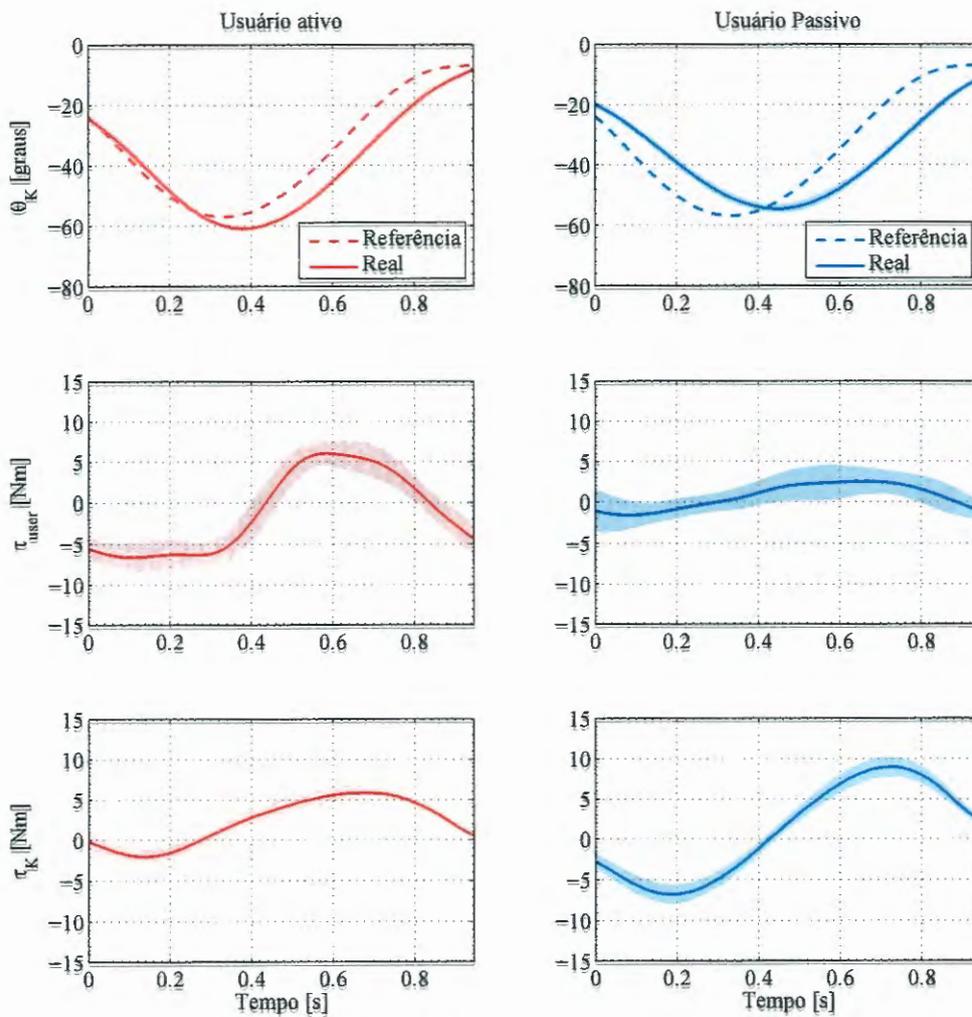
Para avaliar a convergência do controlador, um sujeito foi orientado a caminhar de modo ativo durante 4 minutos (Figura 31). O valor do parâmetro de rigidez convergiu para 28 Nm/rad após decorrido, aproximadamente, 3,3 minutos. Em um segundo experimento o usuário foi orientado a ficar passivo durante todo o experimento. O parâmetro de rigidez convergiu para um valor médio de 62 Nm/rad, como mostrado na Figura 32. Três métricas são definidas (semelhante ao apresentado na Seção 5.2) para avaliar a estratégia de controle proposta. A primeira é o erro RMS em relação à trajetória de referência durante toda a fase de balanço (l amostras dentro de uma fase de balanço), ao longo dos N_s passos s para cada caso:

Figura 29: Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô.



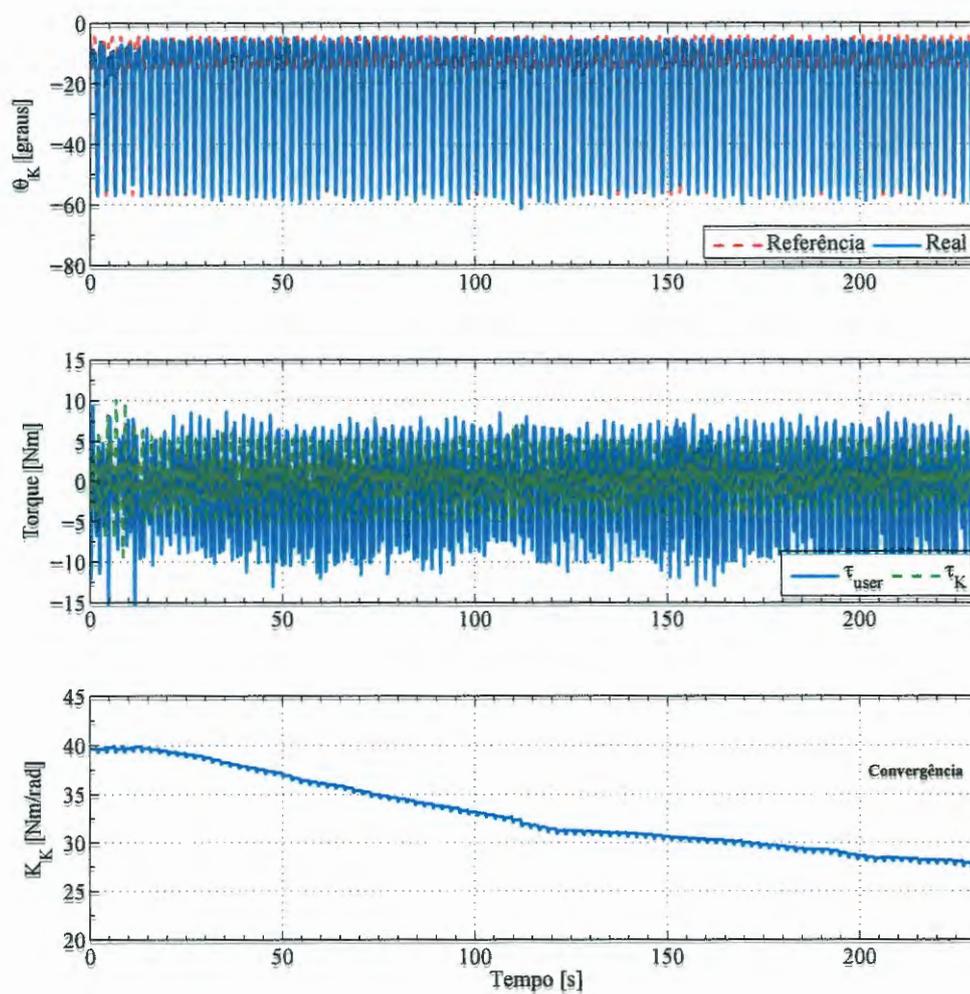
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 30: Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha, para rigidez ótima.



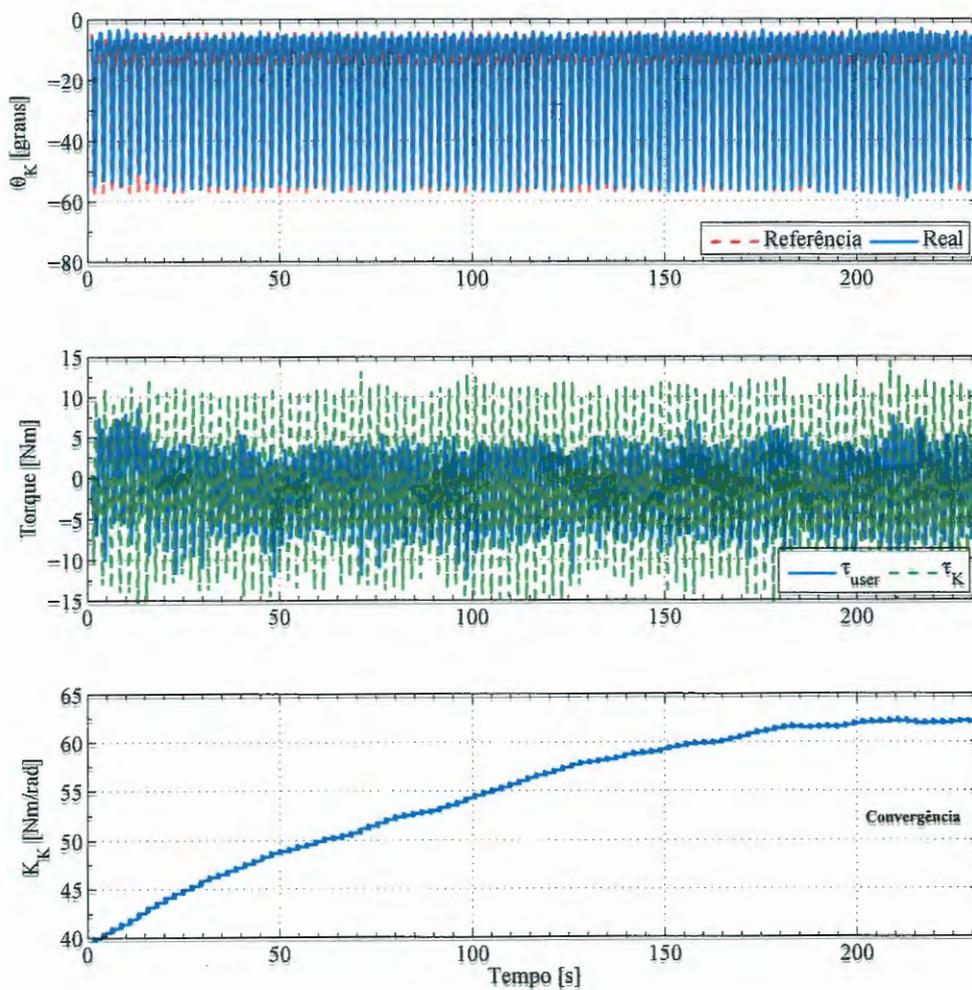
Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 31: Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô (usuário ativo).



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 32: Trajetória desejada e real, o torque gerado pelo atuador e o torque estimado do usuário e a adaptação da rigidez do robô (usuário passivo).



Fonte: Elaborada pelos autores.

$$\underline{E}^{RMS} = \frac{1}{N_s} \sum_{s=1}^{N_s} RMS(\theta_{Kl,s}^d - \theta_{Kl,s}). \quad (7.1)$$

A segunda e a terceira métricas são os valores do RMS para o torque estimado do usuário e o torque do robô, respectivamente, para as mesmas condições:

$$\tau_{user}^{RMS} = \frac{1}{N_s} \sum_{s=1}^{N_s} RMS(\tau_{userl,s}), \quad (7.2)$$

e

$$\tau_K^{RMS} = \frac{1}{N_s} \sum_{s=1}^{N_s} RMS(\tau_{Kl,s}). \quad (7.3)$$

Os valores RMS para avaliação da estratégia da adaptação da rigidez do robô através do MPC em comparação com o controle de impedância com parâmetros fixos de rigidez são apresentados na Tabela 10.

Observa-se que quando o usuário está ativo, o erro RMS para o ensaio 2 é 40 % menor que para o ensaio 1, e o torque de assistência é 67 % maior. No entanto, o torque do usuário no ensaio 1 é aproximadamente 13 % maior que para o ensaio 2. Isso demonstra que no modo adaptativo (ensaio 1) o robô auxilia no movimento, mas o maior esforço deve ser feito pelo usuário. No caso em que o usuário está passivo, o erro RMS para o ensaio 2 permanece 37 % menor que no modo adaptativo (ensaio 1), e o torque de assistência torna-se 13 % menor. Como discutido na Seção 7.1, no caso de uma alta rigidez, o comportamento do robô é semelhante à de um controle de posição, de tal modo que o erro em relação à trajetória de referência, para o ensaio 2, foi baixo em ambas as condições do usuário, ativo e passivo. Por outro lado, pode-se observar que o ensaio 3 apresenta o maior erro em relação à trajetória de referência, pois o robô, devido à baixa rigidez fixa, não consegue gerar torque de assistência suficientemente para o acompanhamento adequado da trajetória.

Tabela 10: Valores RMS para avaliação da estratégia de adaptação da rigidez do robô em comparação com o parâmetro de rigidez fixo.

Métricas	Ensaio 1		Ensaio 2		Ensaio 3	
	K_K adaptativa		$K_K = 80$ Nm/rad		$K_K = 20$ Nm/rad	
	ativo	passivo	ativo	passivo	ativo	passivo
E^{RMS} [graus]	4,66	7,18	2,77	4,49	7,63	12,21
τ_{user}^{RMS} [Nm]	4,72	3,65	4,16	2,60	5,43	3,61
τ_K^{RMS} [Nm]	2,31	7,81	3,87	6,77	2,66	4,26

Fonte: Elaborada pelos autores.

8 CONCLUSÃO

No presente trabalho, foi apresentado o desenvolvimento de um exoesqueleto modular - que está em processo de patenteamento - para reabilitação de membros inferiores. Este foi projetado para atender as características de modularidade de configuração, relacionada ao número de articulações do usuário a serem tratadas, isto é, o exoesqueleto pode ser configurado para tratar uma ou mais articulações do usuário e modularidade de atuação, relacionado ao tipo de atuação que pode ser realizada, de forma passiva, por meio de molas e amortecedores, ou de forma ativa através de atuadores.

Experimentos considerando a interação entre um sujeito saudável e o exoesqueleto foram realizados para analisar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular durante a caminhada. Os resultados mostraram que quando um sujeito saudável caminha em uma esteira usando o exoesqueleto em sua configuração passiva os perfis cinemáticos são minimamente modificados quando uma velocidade confortável é selecionada. No entanto, um aumento da flexão do quadril e da dorsiflexão do tornozelo podem ser observadas para velocidades maiores. Para ambos os casos, a atividade muscular aumentou, caracterizando um maior esforço para manter o padrão de caminhada.

Além disso, neste trabalho, os parâmetros de torque e impedância de um usuário usando o exoesqueleto são estimados. Um observador de distúrbios baseado no momento generalizado, e o algoritmo do filtro de Kalman são utilizados para estimar o torque do usuário. Os parâmetros de rigidez e amortecimento são identificados pelo método dos mínimos quadrados. É proposto, também, um procedimento de otimização onde a interação do professor e aluno é levada em consideração para encontrar os parâmetros de rigidez ótima para os atuadores do exoesqueleto. Resultados simulados mostram que a abordagem proposta é eficaz para estimar o torque do usuário e os parâmetros de rigidez/amortecimento e definir corretamente o nível de assistência do robô.

Com contribuição principal desta tese, um controlador preditivo baseado em modelo para obtenção dos parâmetros ótimos de rigidez dos atuadores do exoesqueleto ao longo do passo foi implementado ao exoesqueleto proposto. Nos experimentos foram considerados somente o modelo de uma perna, sendo que, apenas a junta do joelho estava atuada. Os resultados mostraram que o controlador foi capaz de ajustar adequadamente o nível de assistência do robô com base no desempenho e na participação do usuário.

8.1 Trabalhos futuros

Para os trabalhos futuros, do ponto de vista de sistemas mecânicos, pretende-se desenvolver e implementar uma rede de sensores para obtenção de dados do exoesqueleto, como forças de interação, velocidade da marcha e desempenho com relação à execução de uma determinada tarefa como caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar-se, usando o exoesqueleto; analisar a influência da estrutura do exoesqueleto nos perfis de atividade cinemática e muscular do usuário durante a caminhada; estudar os modos de atuação do exoesqueleto que pode ser realizado passivamente, por meio de molas e amortecedores, ou através de atuadores; e projetar uma estrutura otimizada, com base nos dados experimentais obtidos, e diferentes atuadores, ativos e passivos, para atender as necessidades de diferentes usuários.

Do ponto de vista de controle, pretende-se aperfeiçoar o método de estimativa dos parâmetros de torque e impedância do usuário, visando obter uma resposta mais confiável e precisa. A inclusão de novos parâmetros na função custo (Equação 6.3) para melhor representar o comprometimento e a condição do usuário no processo de reabilitação. A utilização de métodos de otimização baseados em inteligência artificial (redes neurais, sistemas *fuzzy* e algoritmos genéticos) com o objetivo de se obter uma resposta mais robusta e uma convergência mais rápida.

E, por fim, do ponto de vista da reabilitação robótica, uma das intenções de trabalhos futuro, tendo como plataforma de avaliação o exoesqueleto apresentado, é avaliar a metodologia proposta em paciente por meio de estudos clínicos.

REFERÊNCIAS

AHN, J.; HOGAN, N. Feasibility of dynamic entrainment with ankle mechanical perturbation to treat locomotor deficit. In: **Proceedings of 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS**. p. 3422-3425, Buenos Aires, Argentina: [s.n.], 2010.

BARTENBACH, V. et al. A lower limb exoskeleton research platform to investigate human-robot interaction. In: **2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)**. [S.l.: s.n.], 2015. p. 600-605. ISSN 1945-7898.

BAYÓN, C. et al. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with cerebral palsy: Cpwalker. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 91, p. 101-114, 2017.

BRADY, K. et al. Clinical training and competency guidelines for using robotic devices. In: **Proceedings of 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**. p. 1-5, Zurich, Switzerland: [s.n.], 2011.

BUERGER, S. P. et al. Rehabilitation robotics: adapting robot behavior to suit patient needs and abilities. In: **Proceedings of the 2004 American Control Conference**. Boston, MA, USA: [s.n.], 2004. p. 3239-3244.

CAI, L. L. et al. Assist-as-needed training paradigms for robotic rehabilitation of spinal cord injuries. In: **Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation**. Orlando, USA: [s.n.], 2006. p. 3504-3511.

CHEN, B. et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 5, p. 26 - 37, 2016. ISSN 2214-031X. Special Issue: Orthopaedic Biomaterials and Devices.

CONTRERAS-VIDAL, J. L. et al. Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. **Journal of Neural Engineering**, v. 13, n. 3, p. 1-16, 2016.

CRAIG, J. **Introduction to Robotics: Mechanics and Control**. [S.l.]: Addison-Wesley, 1989. (Addison-Wesley series in electrical and computer engineering: Control engineering).

DAM, M. et al. The effects of long-term rehabilitation therapy on post-stroke hemiplegic patients. **Stroke**, v. 24, n. 8, p. 1186-1191, 1993.

DAMME, M. V. et al. Estimating robot and end-effector force from noisy actuator torque measurements. In: **Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation**. Shanghai, China: [s.n.], 2011. p. 1108-1113.

DING, Y. et al. Multi-joint actuation platform for lower extremity soft exosuits. In: **2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)**. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1327-1334. ISSN 1050-4729.

- 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.
- EMKEN, J. L.; BOBROW, J. E.; REINKENSMEYER, D. J. Robotic movement training as an optimization problem: designing a controller that assists only as needed. In: **International Conference on Rehabilitation Robotics, 9, 2005**. Chicago: IEEE, 2005. p. 307–312.
- ESQUENAZI, A. et al. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 91, n. 11, p. 911–921, 2012.
- GOMES, M. A.; SILVEIRA, G. L. M.; SIQUEIRA, A. A. G. Gait pattern adaptation for an active lower-limb orthosis based on neural networks. **Advanced Robotics**, Holland, v. 25, n. 1, p. 1903–1925, 2011.
- HA, Q. et al. A powered lower limb orthosis for providing legged mobility in paraplegic individuals. **Topics in spinal cord injury rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 25–33, 2011.
- HIDLER, J. et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the lokomat in subacute stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, SAGE Publications, v. 23, n. 1, p. 5–13, 2009.
- HOGAN, N. Impedance control: an approach to manipulation. **Journal of Dynamic Systems Measure Control**, v. 107(Parts 1-3), p. 1–24, 1985.
- HORNBY, G. T. et al. Enhanced gait-related improvements after therapist versus robotic-assisted locomotor training in subjects with chronic stroke. **Stroke**, v. 39, p. 1786–1792, 2008.
- IBARRA, J. C. P. et al. Adaptive impedance control for robot-aided rehabilitation of ankle movements. In: **Proceedings of the 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics**. São Paulo, Brazil: [s.n.], 2014. p. 664–669.
- JARRASSÉ, N.; CHARALAMBOUS, T.; BURDET, E. A framework to describe, analyze and generate interactive motor behaviors. **PLOS ONE**, Public Library of Science, v. 7, n. 11, p. e49945, 2012.
- JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis Lokomat: A research and rehabilitation tool. **Neuromodulation**, v. 6, n. 2, p. 108–115, abr. 2003.
- KREBS, H. I. et al. A paradigm shift for rehabilitation robotics: Therapeutic robots enhance clinician productivity in facilitating patient recovery. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 27, n. 4, p. 61–70, 2008.
- LUCA, A. D. et al. Collision detection and safe reaction with the dlr-iii lightweight manipulator arm. In: **Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**. Beijing, China: [s.n.], 2006. p. 1623–1630.
- LUCA, A. D.; MATTONE, R. Actuator failure detection and isolation using generalized momenta. In: **Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation**. Taipei, Taiwan: [s.n.], 2003. v. 1, p. 634–639.

- LUCA, A. de; MATTONE, R. Sensorless robot collision detection and hybrid force-motion control. In: **Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation**. Barcelona, Spain: [s.n.], 2005. p. 999 – 1004.
- MEULEMAN, J. H.; ASSELDONK, E. H. van; KOOIJ, H. van der. The effect of directional inertias added to pelvis and ankle on gait. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 1–12, 2013.
- MILLER, E. L. et al. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: A scientific statement from the American Heart Association. **Stroke**, v. 41, p. 2402–2448, 2010.
- NUDO, R. J.; FRIEL, K. M. Cortical plasticity after stroke: implications for rehabilitation. **Revue Neurologique**, v. 155, p. 713–717, 1999.
- PEREZ-IBARRA, J. C.; SIQUEIRA, A. A. G.; KREBS, H. I. Assist-as-needed ankle rehabilitation based on adaptive impedance control. In: **IEEE Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on**. [S.l.], 2015. p. 723–728.
- RAWLINGS, J.; MAYNE, D. **Model Predictive Control: Theory and Design**. [S.l.]: Nob Hill Pub., 2009.
- REINKENSMEYER, D. J.; DIETZ, V. **Neurorehabilitation Technology**. 2. ed. [S.l.]: Springer International Publishing, 2016.
- RIENER, R. et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 2, p. 380–394, 2005.
- RIENER, R.; RABUFFETTI, M.; FRIGO, C. Stair ascent and descent at different inclinations. **Gait and Posture**, v. 15, n. 1, p. 32–44, 2002.
- ROEBROECK, M. et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. **Clinical Biomechanics**, v. 9, n. 4, p. 235–244, 1994.
- SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. **Control Engineering Practice**, v. 58, p. 307–318, 2017.
- SCHIELE, A.; HELM, F. C. T. van der. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 14, n. 4, p. 456–469, Dec 2006. ISSN 1534-4320.
- SCHIELE, A.; HELM, F. C. van der. Influence of attachment pressure and kinematic configuration on phri with wearable robots. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 6, n. 2, p. 157–173, 2009.
- SICILIANO, B. et al. **Robotics: Modelling, Planning and Control**. London: Springer-Verlag, 2009.
- STEGALL, P. et al. Rehabilitation exoskeleton design: Exploring the effect of the anterior lunge degree of freedom. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 29, n. 4, p. 838–846, Aug 2013. ISSN 1552-3098.

TAUB, E.; ELBERT, T. New treatments in neurorehabilitation founded on basic research. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 3, n. 3, p. 228–236, 2002.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2. ed. [S.l.]: Wiley, 1990.

WITT, J. K. D.; HAGAN, R. D.; CROMWELL, R. L. The effect of increasing inertia upon vertical ground reaction forces and temporal kinematics during locomotion. **Journal of Experimental Biology**, The Company of Biologists Ltd, v. 211, n. 7, p. 1087–1092, 2008. ISSN 0022-0949.

Apêndices



APÊNDICE A – MATRIZES DINÂMICAS

O modelo dinâmico do exoesqueleto-usuário considerado, neste trabalho, para a fase de balanço da marcha equivale a um robô articulado com três elos como esquematizado na Figura 26. As matrizes $H_{user,exo}$, $C_{user,exo}$ e $G_{user,exo}$ para este tipo de robô são dadas por (CRAIG, 1989):

$$H_{user,exo}(q) = \begin{bmatrix} H_{11}(q) & H_{12}(q) & H_{13}(q) \\ H_{21}(q) & H_{22}(q) & H_{23}(q) \\ H_{31}(q) & H_{32}(q) & H_{33}(q) \end{bmatrix}, \quad (A.1)$$

$$H_{11}(q) = I_1 + I_2 + I_3 + m_1 l_{c1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\theta_K)) \\ + m_3 (l_1^2 + l_2^2 + l_{c3}^2 + 2l_1 l_2 \cos(\theta_K) + 2l_1 l_{c3} \cos(\theta_K + \theta_A) + 2l_2 l_{c3} \cos(\theta_A)),$$

$$H_{12}(q) = I_2 + I_3 + m_2 (l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\theta_K)) \\ + m_3 (l_2^2 + l_{c3}^2 + l_1 l_2 \cos(\theta_K) + l_1 l_{c3} \cos(\theta_K + \theta_A) + 2l_2 l_{c3} \cos(\theta_A)),$$

$$H_{13}(q) = I_3 + m_3 (l_{c3}^2 + l_1 l_{c3} \cos(\theta_K + \theta_A) + l_2 l_{c3} \cos(\theta_A)),$$

$$H_{21}(q) = H_{12}(q),$$

$$H_{22}(q) = I_2 + I_3 + m_2 l_{c2}^2 + m_3 (l_2^2 + l_{c3}^2 + 2l_2 l_{c3} \cos(\theta_A)),$$

$$H_{23}(q) = I_3 + m_3 (l_{c3}^2 + l_2 l_{c3} \cos(\theta_A)),$$

$$H_{31}(q) = H_{13}(q),$$

$$H_{32}(q) = H_{23}(q),$$

$$H_{33}(q) = I_3 + m_3 l_{c3}^2,$$

$$C_{user,exo}(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} C_{11}(q, \dot{q}) & C_{12}(q, \dot{q}) & C_{13}(q, \dot{q}) \\ C_{21}(q, \dot{q}) & C_{22}(q, \dot{q}) & C_{23}(q, \dot{q}) \\ C_{31}(q, \dot{q}) & C_{32}(q, \dot{q}) & C_{33}(q, \dot{q}) \end{bmatrix}, \quad (A.2)$$

$$\begin{aligned}
C_{11}(q, \dot{q}) &= - (m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A)) \dot{\theta}_K \\
&\quad - (m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A) + m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A)) \dot{\theta}_A, \\
C_{12}(q, \dot{q}) &= - (m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A)) (\dot{\theta}_H + \dot{\theta}_K) \\
&\quad - (m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A) + m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A)) \dot{\theta}_A, \\
C_{13}(q, \dot{q}) &= - (m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A) + m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A)) (\dot{\theta}_H + \dot{\theta}_K + \dot{\theta}_A), \\
C_{21}(q, \dot{q}) &= (m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_K) + m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A)) \dot{\theta}_H \\
&\quad - m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A) \dot{\theta}_A, \\
C_{22}(q, \dot{q}) &= - m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A) \dot{\theta}_A, \\
C_{23}(q, \dot{q}) &= - m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A) (\dot{\theta}_H + \dot{\theta}_K + \dot{\theta}_A), \\
C_{31}(q, \dot{q}) &= (m_3 l_1 l_{c3} \sin(\theta_K + \theta_A) + m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A)) \dot{\theta}_H + m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A) \dot{\theta}_A, \\
C_{32}(q, \dot{q}) &= m_3 l_2 l_{c3} \sin(\theta_A) (\dot{\theta}_H + \dot{\theta}_K), \\
C_{33}(q, \dot{q}) &= 0,
\end{aligned}$$

$$G_{user,exo}(q) = \begin{bmatrix} G_{11}(q) \\ G_{21}(q) \\ G_{31}(q) \end{bmatrix}, \quad (A.3)$$

$$\begin{aligned}
G_{11}(q) &= m_1 g l_{c1} \cos(\theta_H) + m_2 g (l_1 \cos(\theta_H) + l_{c2} \cos(\theta_H + \theta_K)) \\
&\quad + m_3 g (l_1 \cos(\theta_H) + l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) + l_{c3} \cos(\theta_H + \theta_K + \theta_A)), \\
G_{21}(q) &= m_2 g l_{c2} \cos(\theta_H + \theta_K) + m_3 g (l_2 \cos(\theta_H + \theta_K) + l_{c3} \cos(\theta_H + \theta_K + \theta_A)), \\
G_{31}(q) &= m_3 g l_{c3} \cos(\theta_H + \theta_K + \theta_A),
\end{aligned}$$

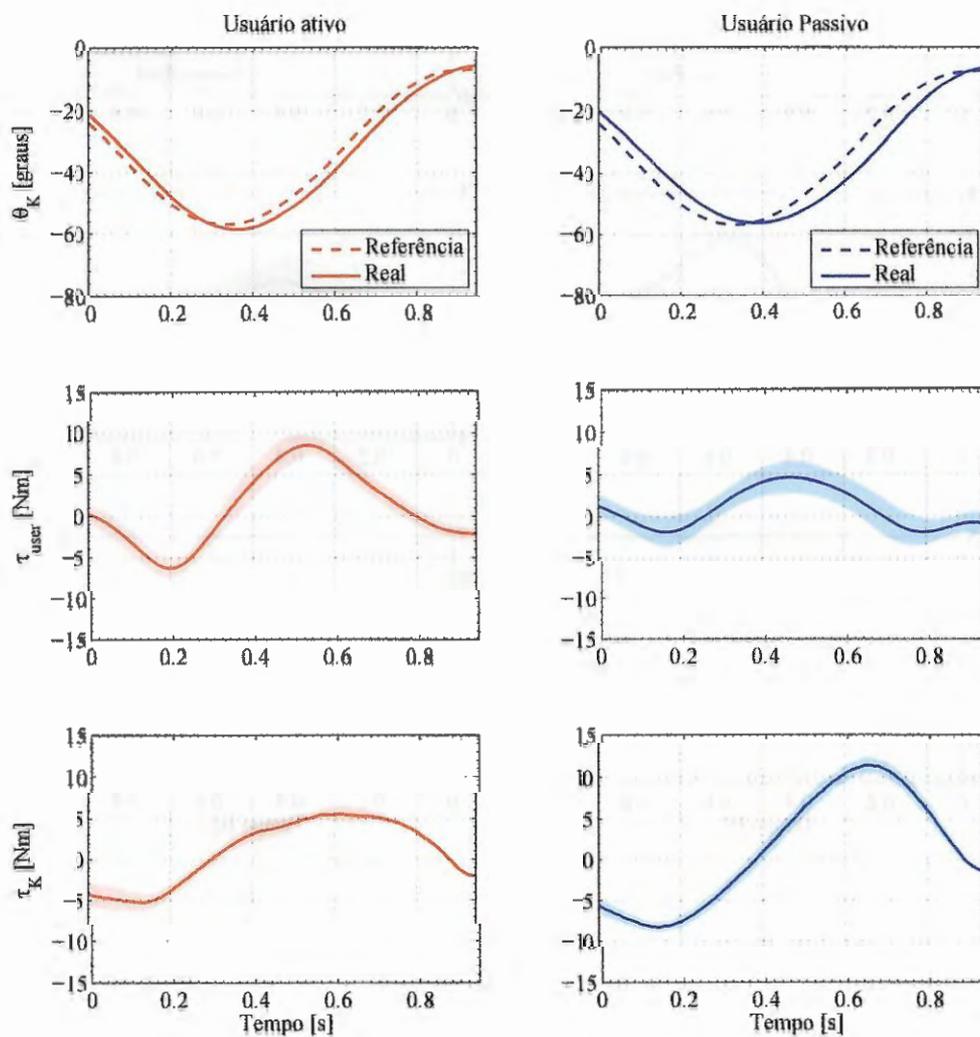
sendo g a aceleração devido à gravidade e m_i , l_i , l_{ci} e I_i , respectivamente, a massa, o comprimento, o centro de massa e a inércia do elo i .

APÊNDICE B – RESULTADOS COMPLEMENTARES

B.1 Impedância fixa

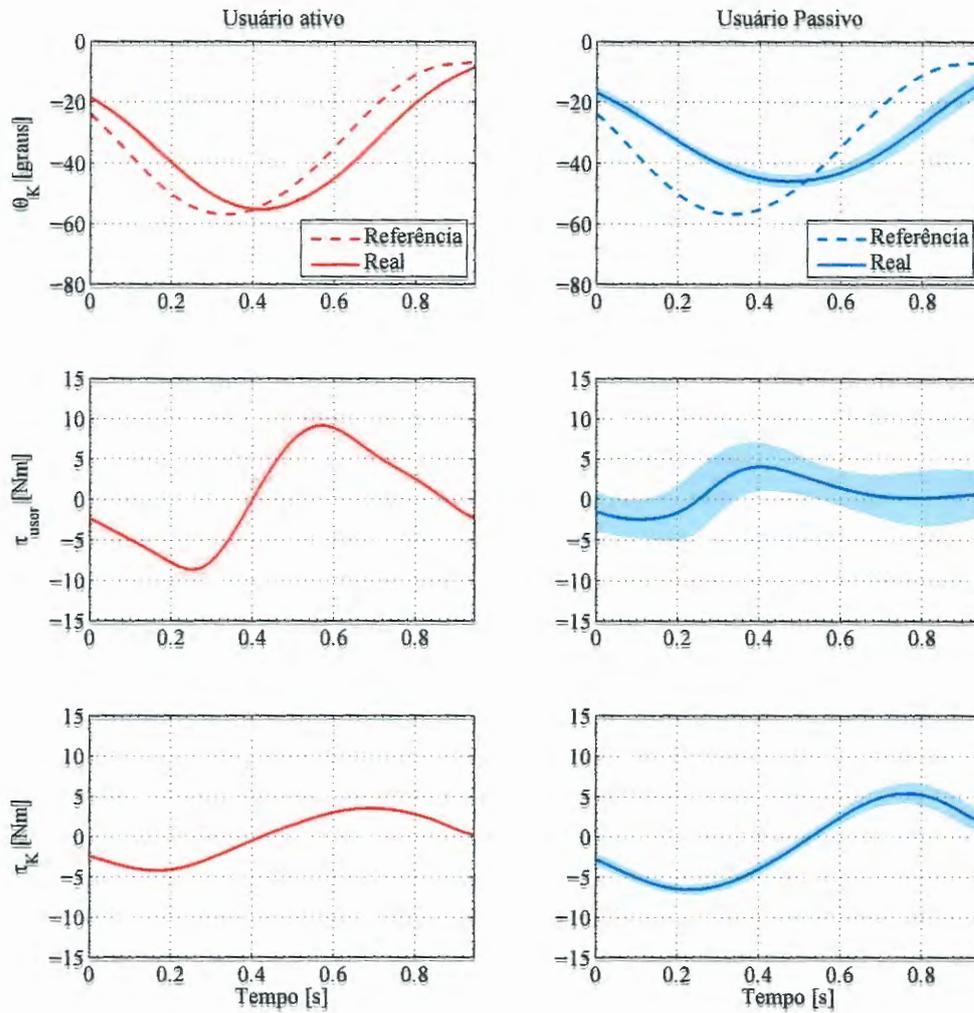
Os resultados complementares obtidos para o controle de impedância, com parâmetros fixos de rigidez e amortecimento, mostrados nas Figuras 33 e 34, são discutidos na Seção 7.1.

Figura 33: Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha ($K_K = 80 \text{ Nm/rad}$).



Fonte: Elaborada pelos autores.

Figura 34: Média da posição angular do joelho, o torque estimado do usuário e o torque gerado pelo atuador durante a fase de balanço da marcha ($K_K = 20 \text{ Nm/rad}$).

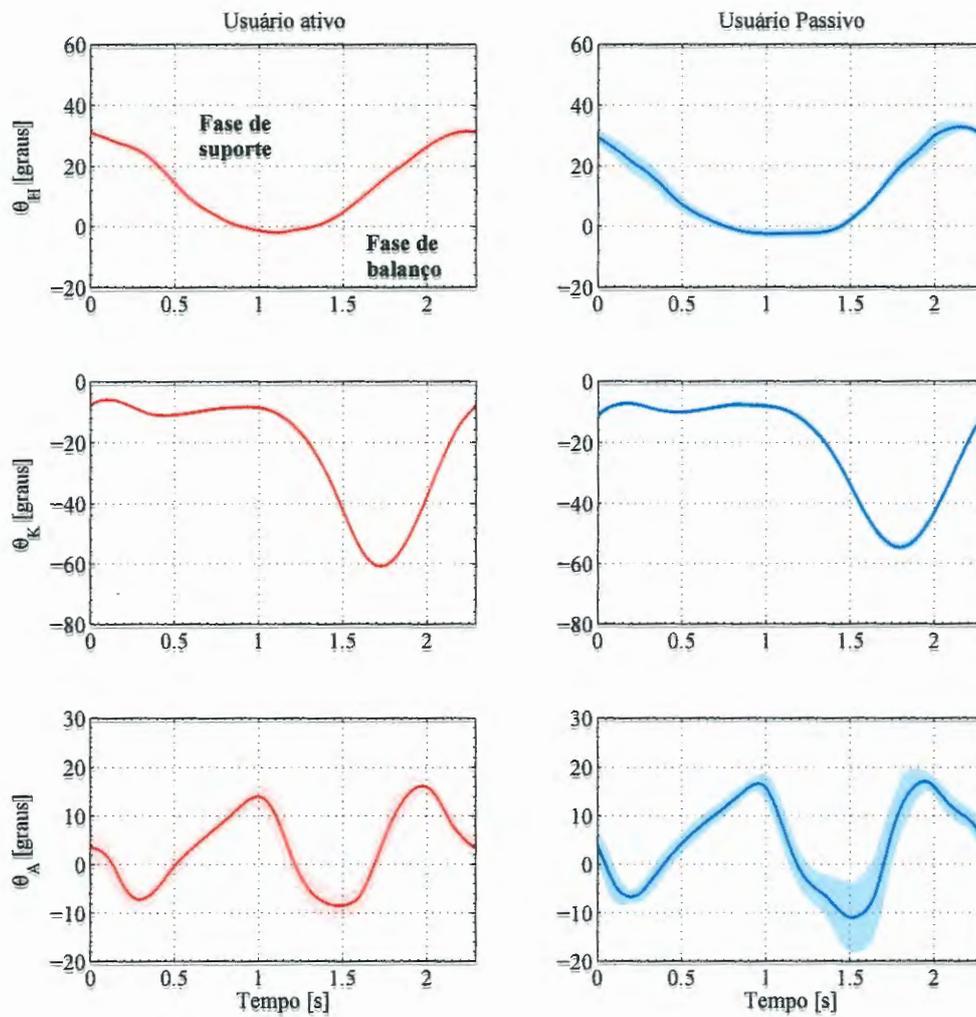


Fonte: Elaborada pelos autores.

B.2 Impedância adaptativa

A Figura 35 mostra os ângulos das articulações do quadril (θ_H), joelho (θ_K) e tornozelo (θ_A), para o caso em que o usuário estava ativo e passivo. Note que, os perfis cinemáticos médios são semelhantes, apresentando apenas maior variabilidade dos ângulos do tornozelo quando o usuário está passivo.

Figura 35: Ângulos das articulações do quadril, joelho e tornozelo na fase de balanço da marcha, para ambas as condições.



Fonte: Elaborada pelos autores.