JUAN CARLOS PÉREZ IBARRA

**Controle de Impedância Adaptativo aplicado à
Reabilitação Robótica do Tornozelo**

Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Dinâmica de Máquinas e Sistemas

Orientador: Prof. Dr. Adriano A. G. Siqueira

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

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

P438c Pérez Ibarra, Juan Carlos
Controle de Impedância Adaptativo aplicado à
Reabilitação Robótica do Tornozelo / Juan Carlos Pérez
Ibarra; orientador Adriano Almeida Gonçalves Siqueira.
São Carlos, 2014.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Mecânica e Área de Concentração em
Dinâmica de Máquinas e Sistemas -- Escola de Engenharia
de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2014.

1. Reabilitação robótica. 2. Controle de
impedância. 3. Biomecânica do tornozelo. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Engenheiro **JUAN CARLOS PEREZ IBARRA**.

Título da dissertação: "Controle de impedância adaptativo aplicado à reabilitação robótica do tornozelo".

Data da defesa: 21/10/2014

Comissão Julgadora:

Resultado:

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

APROVADO

Prof. Dr. **Hermano Igo Krebs**
(Massachusetts Institute of Technology/MIT)

APROVADO

Prof. Dr. **Thiago Luiz de Russo**
(Universidade Federal de São Carlos/UFSCar)

APROVADO

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica:
Prof. Associado **Marcelo Areias Trindade**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Associado **Paulo César Lima Segantine**

Dedicatória

Ao meu filho Juan José:

“Para que tus pies nunca dejen de caminar el mundo”

Agradecimentos

Ao meu orientador o Prof. Dr. Adriano Siqueira pela confiança depositada em mim, sua guia e conhecimento fizeram este trabalho possível. A experiência de trabalhar ao seu lado têm sido uma grande fonte de inspiração para mim.

Aos outros membros da minha banca: Prof. Dr. Hermano Igo Krebs (MIT) e Prof. Dr. Thiago Luiz de Russo (UFSCar), eu agradeço muito seu tempo e sugestões para contribuir ao sucesso desta pesquisa. Foi para mim uma honra contar com sua avaliação.

Aos meus companheiros do Laboratório de Reabilitação Robótica e a muitos estudantes e professores do Grupo de Mecatrônica pela paciência e vontade de me ajudar em cada momento. Especialmente a Guido, sua ajuda e companhia no primeiro ano foi muito importante para mim.

A Marcela, pela orientação e ajuda durante a realização dos testes com os pacientes. Espero que esta parceria Engenharia-Fisioterapia continue, a humanidade precisa dessas interações.

A você Angie, minha esposa, amiga e cúmplice na loucura de sair de casa, sem você tudo isto seria um talvez. Eu sei que sua atenção nos detalhes junto à minha capacidade de sonhar nos permitirão conseguir grandes coisas para nossas vidas. *Gracias*

Aos meus pais, pela infinita confiança em minha capacidade de fazer as coisas certas. Cada momento da vida tento imitar a capacidade de curtir a vida de meu pai, e em cada um se evidencia a forja na que foi feito, *mi mamá*. Aos meus irmãos, seu carinho e admiração me dá luz na escuridão, espero ser também uma luz nas suas vidas.

A todos os meus familiares e amigos, aqueles que sempre acreditaram que eu ia aproveitar minha oportunidade, eu lhes agradeço e espero nunca defraudá-los

A Henry e sua esposa Carolina, vocês me abriram as portas da sua casa no momento que eu mais precisava. Henry, você teve mais confiança em minha capacidade da que eu mesmo tinha. Você é um dos artífices de todo isto.

Aos meus companheiros de viagem e de comedor, Andres y Ana. Sem duvida a vida longe de casa foi mais fácil ao seu lado, foi como estar um pouco em casa. Obrigado por cada dia.

Ao CNPq pelo suporte financeiro durante meu período de mestrado.

"If you can't measure something, you can't understand it.

If you can't understand it, you can't control it.

If you can't control it, you can't improve it "

H. J. Harrington, parafraseando Lorde Kelvin

Resumo

PEREZ IBARRA, J. C. (2014). *Controle de Impedância Adaptativo aplicado à Reabilitação Robótica do Tornozelo*. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma estratégia de assistência adaptativa mediante a implementação de um controle de impedância variável para um robô de reabilitação do tornozelo. A estratégia é formulada de tal forma que o dispositivo robótico assiste ao paciente somente quando e quanto for necessário, seguindo o paradigma *Assist-As-Needed*. Inicialmente, a contribuição dinâmica do paciente durante a realização do movimento é estimada com base nas informações cinemáticas e de torque fornecidas pelo robô. Em seguida, são propostos dois métodos para se obter o parâmetro de rigidez do controlador de impedância, o primeiro deles determina um valor de erro admissível e calcula a rigidez do robô para complementar a atuação do paciente, e o segundo calcula a rigidez mediante a minimização de um funcional que quantifica o processo de reabilitação e a interação entre robô e paciente. Além disso, a quantidade de assistência dada pelo robô também é adaptada conforme o desempenho do paciente ao longo da sessão. A estratégia foi implementada no robô Anklebot e avaliada em três pacientes pós-AVC para movimentos de flexão dorsal/plantar e de inversão/eversão. Os resultados obtidos indicam que o método utilizado para a estimativa da rigidez é válido para determinar a quantidade de assistência. Finalmente, os resultados confirmam que o aumento do desempenho do paciente gera uma diminuição da assistência robótica, e vice-versa.

Palavras-chave: reabilitação robótica, controle de impedância, biomecânica do tornozelo.

Abstract

PEREZ IBARRA, J. C. (2014). Adaptive Impedance Control applied to Robot-Aided Rehabilitation of the Ankle. Dissertation (Master) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

This work presents the design of an adaptive robotic assistance strategy through a variable impedance control of an ankle rehabilitation robot. This strategy is formulated so that the robotic device assists the patient only as much as needed, following the Assist-As-Needed paradigm. First, the dynamic contribution of the patient during the motion is estimated based on the torque and kinematic information provided by the robot. Then, two methods are proposed to calculate the stiffness parameter of the impedance controller, the first one determines an admissible value of error and computes the robot stiffness to complement the estimated patient stiffness. The second one computes the robot stiffness by minimizing a functional that quantifies both the rehabilitation process and the interaction between robot and patient. In addition, the amount of the robotic assistance is adapted according to the patient's performance. The proposed methods were implemented at the Anklebot and evaluated by three post-stroke patients for dorsi/plantarflexion and inversion/eversion movements. Results indicate that the stiffness estimation is a valid method to determine the amount of the assistance. Finally, the results confirm that increasing the performance of the patient generates a decrease in the robotic assistance, and vice versa.

Keywords: robotics rehabilitation, impedance control, biomechanics of the ankle.

Lista de Figuras

FIGURA 2.1	MIT-MANUS	13
FIGURA 2.2	LOKOMAT	15
FIGURA 2.3	ARTHuR	16
FIGURA 2.4	Pneu-WREX	18
FIGURA 3.1	Sistema de coordenadas e movimentos para o tornozelo.	22
FIGURA 3.2	Active Ankle Foot Orthosis - AAFO	29
FIGURA 3.3	Anklebot	30
FIGURA 4.1	Jogo da melancia-balão no ambiente interativo do Anklebot.	38
FIGURA 4.2	Jogo dos automóveis no ambiente interativo do Anklebot.	38
FIGURA 4.3	Diagrama de blocos de um Controle de Impedância.	40
FIGURA 4.4	Diagrama de blocos simplificado de um Controle de Impedância.	41
FIGURA 4.5	Controle de rigidez (impedância) adaptativa.	42
FIGURA 4.6	Representação gráfica dos algoritmos de assistência.	46
FIGURA 4.7	Evolução temporal de α e P	47
FIGURA 4.8	Sequência de posição angular (DP) e da sua segmentação.	51
FIGURA 4.9	Posição e valor absoluto da velocidade angular para dois movimentos DP.	52
FIGURA 4.10	Comportamento típico para $\hat{K}_h$ e K_r durante os movimentos.	54
FIGURA 4.11	Comparativo da resposta típica para K_r entre os métodos de assistência.	55
FIGURA 4.12	Comparação dos parâmetros entre os dois métodos de assistência (I).	57

FIGURA 4.13	Comparação dos parâmetros entre os dois métodos de assistência (II).	59
FIGURA 4.14	Relações entre $\hat{K}_{h-m}$ e os parâmetros T_i , T_r , ω_m , ω_p e N_p .	61
FIGURA 4.15	Relações entre $\hat{K}_{h-m}$ e os parâmetros S_n , A_R e θ_e^{RMS} .	63
FIGURA 4.16	Adaptação baseada no desempenho, α e P .	64
FIGURA 4.17	Função custo ao longo do tempo, calculada para cada subseção do jogo.	64
FIGURA 4.18	Diagrama de caixa para os parâmetros θ_e^{RMS} e A_R a cada subseção.	65
FIGURA 4.19	Comparação de assistência robótica entre os eixos e direções do movimento.	66
FIGURA 4.20	Comparação de parâmetros entre as duas direções de movimento.	66
FIGURA A.1	Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente A	80
FIGURA A.2	Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente A	80
FIGURA A.3	Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente O	81
FIGURA A.4	Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente O	81
FIGURA A.5	Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente J	82
FIGURA A.6	Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente J	82
FIGURA A.7	Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente A	83
FIGURA A.8	Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente A	83
FIGURA A.9	Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente O	84
FIGURA A.10	Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente O	84
FIGURA A.11	Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente J	85
FIGURA A.12	Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente J	85

Lista de Tabelas

TABELA 4.1	Demografia dos participantes ($n = 3$)	49
TABELA 4.2	Valores médios dos parâmetros T_i , T_r , ω_m e ω_p	56
TABELA 4.3	Valores médios dos parâmetros θ_e^{RMS} e A_R , e da Função de Custo (J_T).	58
TABELA 4.4	Pontuação acumulada durante cada sessão.	67
TABELA 4.5	Resumo e comparações das pontuações acumuladas.	67

Lista de Abreviaturas e Siglas

AFO	Ankle-Foot Orthosis (<i>Órtese Tornozelo-Pé</i>)
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades da Vida Diária
CP	Controlled Plantarflexion (<i>Flexão Plantar Controlada</i>)
CD	Controlled Dorsiflexion (<i>Flexão Dorsal Controlada</i>)
DOF	Degrees of Freedom (<i>Graus de Liberdade</i>)
DP	Flexão dorsal - flexão dorsal
FD	Flexão dorsal
FP	Flexão plantar
IE	Inversão - eversão
IQR	InterQuartile Range (<i>Amplitude Interquartil</i>)
PD	Proporcional-Derivativo
PP	Powered Plantarflexion (<i>Flexão Plantar com Potência</i>)
RMS	Root Mean Square (<i>Valor Quadrático Médio</i>)
SCARA	Selective Compliant Articulated Robot Arm
SCI	Spinal Cord Injury (<i>Lesão de Medula Espinhal</i>)
SEA	Series Elastic Actuator (<i>Atuador Elástico em Série</i>)
WHO	World Health Organization (<i>Organização Mundial da Saúde</i>)

Lista de Símbolos

$Z(s)$	Função de transferência associada à Impedância mecânica
I, B, K	Inércia, Amortecimento e Rigidez
θ	Vetor das posições angulares do tornozelo
θ_{dp}	Posição angular do tornozelo no plano sagital (DP).
θ_{ie}	Posição angular do tornozelo no plano frontal (IE).
θ_e	Erro de posição angular
θ_d	Posição angular desejada para o tornozelo
M	Matriz de coeficientes inercias
H	Vetor de coeficientes de Coriolis e de força centrífuga
V	Matriz de coeficientes de atrito
G	Vetor dos coeficientes gravitacionais
τ	Vetor de torques que atuam sobre o tornozelo
θ_{dp}, θ^{dp}	Torque exercido sobre o tornozelo no plano sagital (DP).
θ_{ie}, θ^{ie}	Torque exercido sobre o tornozelo no plano frontal (IE).
τ_r	Torque exercido pelo robô sobre o tornozelo
M_r, B_r, K_r	Inércia, Amortecimento e Rigidez do robô
τ_h	Torque exercido pelo paciente sobre o seu tornozelo
M_h, B_h, K_h	Inércia, Amortecimento e Rigidez do paciente
$\hat{K}_h$	Rigidez estimada do paciente
τ_e	Torque externo virtual
θ_e^{adm}	Erro de posição angular admissível para um movimento
K^{adm}	Rigidez do tornozelo necessaria para alcançar θ_e^{adm}

K_r^c	Rigidez do robô calculada pelo método complementar
K_r^o	Rigidez do robô calculada pelo método ótimo
J	Função de custo associada ao comportamento do robô
$\bar{K}_r$	Rigidez efetiva do robô
α	Fator de assistência
f, g	Fatores de esquecimento e ganho da lei de adaptação de α
P	Desempenho do paciente durante cada subseção do jogo
N	Número de movimentos realizados durante cada subseção
ω_{dp}, ω_{ie}	Velocidades angulares do tornozelo nos planos sagital (DP) e frontal (IE).
α_{dp}, α_{ie}	Acelerações angulares do tornozelo nos planos sagital (DP) e frontal (IE).
S_{dp}, S_{ie}	Jerks angulares do tornozelo nos planos sagital (DP) e frontal (IE).
T_i	Tempo requerido para iniciar o movimento
T_a	Tempo requerido para atingir o alvo
T_f	Tempo requerido para finalização do movimento
T_r	Tempo real do movimento
ω_m	Velocidade média de movimento
ω_p	Velocidade pico/máxima de movimento
N_p	Número de picos de velocidade durante o movimento
S_n	Jerk normalizado durante o movimento
θ_e^{RMS}	Média quadrática do erro de posição angular
A_R	Assistência robótica fornecida durante o movimento
$\hat{K}_{h-m}$	Rigidez estimada média do paciente durante o movimento
J_T	Valor da função de custo calculado ao longo de um movimento
J_{10}	Valor da função de custo calculado ao longo de uma subseção

Sumário

Resumo	xi
Abstract	xiii
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xvii
Lista de Abreviaturas e Siglas	xix
Lista de Símbolos	xxi
1 Introdução	1
1.1 Motivação	1
1.2 Objetivos	7
1.3 Descrição do trabalho	7
1.4 Estrutura do documento	7
2 Estratégias Adaptativas de Assistência para Reabilitação Robótica	9
2.1 Reabilitação Robótica Assistiva	9
2.2 Assistência Baseada em Impedância	11
2.3 MIT-MANUS: Assistência baseada em Desempenho	13
2.4 LOKOMAT: Estratégias “Patient-cooperative”	14
2.5 ARTHuR: Assistência Baseada em Otimização	16
2.6 Pneu-WREX: Assistência Baseada em Modelo	18
2.7 Conclusão	20
3 O tornozelo humano	21
3.1 Principais conceitos da biomecânica do tornozelo	22
3.1.1 Sistemas Esquelético e Muscular: Cinemática e Cinética	22
3.1.2 Função do Tornozelo no Caminhar	23

3.1.3	Principais Deficiências Motoras no Tornozelo	26
3.2	Reabilitação Robótica dos Movimentos do Tornozelo	27
3.2.1	Órteses Tornozelo - Pé	28
3.2.2	O Anklebot	29
3.3	Conclusão	32
4	Impedância Adaptativa	35
4.1	Introdução	35
4.2	Descrição do sistema	36
4.2.1	Dispositivo robótico: O Anklebot	36
4.2.2	Jogos Computacionais	37
4.3	Métodos	39
4.3.1	Controlador de Impedância	39
4.3.2	Estimativa da Impedância do Usuário	42
4.3.3	Cálculo da Impedância do Robô	44
4.3.4	Adaptação Baseada no Rendimento	47
4.4	Protocolo experimental	48
4.4.1	Sujeitos	48
4.4.2	Procedimento	50
4.5	Resultados	51
4.5.1	Tratamento dos dados	51
4.5.2	Comportamento típico de $\hat{K}_h$ e K_r	54
4.5.3	Comparação entre Métodos de Assistência	56
4.5.4	Relação entre $\hat{K}_h$ e os Parâmetros de Movimento	60
4.5.5	Resposta ao Algoritmo Adaptativo de Assistência	64
4.5.6	Comparação entre os diferentes eixos e direções de movimento.	66
4.5.7	Desempenho dos pacientes durante os jogos	67
4.6	Discussão	68
5	Conclusão	69
5.1	Conclusões gerais	69
5.2	Trabalhos Futuros	70
	Referências Bibliográficas	71
A	Segmentação dos movimentos realizados pelos pacientes	79

Capítulo 1

Introdução

No início do terceiro milênio, devido ao prolongado envelhecimento, as desordens neurológicas estão crescendo e um conhecimento mais profundo do cérebro é necessário. Pesquisas científicas e tecnológicas, desde os níveis moleculares até os comportamentais, têm sido realizadas em diversos lugares, mas não têm sido desenvolvidas numa forma realmente interdisciplinar. A pesquisa deve ser baseada na convergência de diferentes setores científicos interligados, não de forma isolada, como foi o caso no passado. (Relatório de Desordens Neurológicas, WHO (2006), traduzido pelo autor)

Rita Levi-Montalcini,
Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina, 1986

1.1 Motivação

O controle intencional e preditivo dos nossos movimentos é a característica mais representativa da vida animal, e é a razão principal da aparição e desenvolvimento do cérebro na história evolutiva. Todas as atividades que realizamos ao longo da nossa vida estão compostas de sequências de movimentos (a maior parte de forma inconsciente), e todas elas são organizadas por uma complexa hierarquia de mecanismos neurológicos que conhecemos como sistema motor, todos eles sob o comando do nosso sistema nervoso central (KANDEL et al., 2013).

A complexidade de nosso sistema motor é tal, que encontramos mais dificuldade em criar tecnologias que representem artificialmente as habilidades motoras de uma criança de um ano do que representar as capacidades consideradas como mais evoluídas, como o raciocínio ou as emoções (MORAVEC, 1988). Depois de quase trinta anos, este paradoxo é ainda uma realidade

para quem estuda o controle motor. No entanto, hoje temos um melhor entendimento dos processos que ocorrem no sistema nervoso e que permitem entre outros esse controle motor.

Embora muitos dos detalhes não são ainda bem entendidos (especialmente com relação aos eventos bioquímicos), é claro que o sistema motor nos humanos consiste de uma hierarquia vertical de três níveis (sistema piramidal): medula espinhal, tronco cerebral e córtex cerebral, junto com dois elementos laterais (sistema extra-piramidal): gânglio basal e cerebelo, que interagem com a hierarquia vertical através do tálamo. Assim, a execução de movimentos, iniciados no córtex cerebral, são o resultado do esforço colaborativo de muitas partes do sistema nervoso. (SQUIRE et al., 2008)

Os sistemas biológicos complexos como o sistema motor são muito suscetíveis a falhas e anormalidades no seu funcionamento. Múltiplas doenças e lesões nos diferentes componentes do sistema motor alteram a execução dos movimentos e produzem uma ampla variedade de sintomas distintos. Por exemplo, desordens do núcleos da base geralmente produzem hipocinesia (Doença de Parkinson) ou hipercinesias (Doença de Huntington), doenças cerebelares produzem incoordenação e problemas de equilíbrio (ataxia), e lesões espinhais, geralmente, produzem espasticidade e fraqueza (KANDEL et al., 2013).

Afeições nos neurônios motores inferiores do tronco cerebral ou da medula espinhal podem resultar em atrofia, fraqueza, hipotonia e hiporeflexia de alguns poucos músculos. Em contraste, as disfunções nos neurônios motores superiores (como as geradas pelo AVC) geralmente comprometem grandes grupos musculares, chegando até a comprometer inteiramente o lado do corpo contralateral à área afetada. Sintomas característicos destas disfunções são espasticidade, hipertonía, hiper-reflexia, clônus, paresia, além da possível incapacidade de planejamento e execução de tarefas complexas (apraxia).

Segundo projeções da Organização Mundial da Saúde (OMS) as doenças neurológicas cerebrovasculares, degenerativas ou traumáticas (como o Acidente Vascular Cerebral, a Doença de Parkinson, a Paralisia Cerebral e a Esclerose Múltipla) e lesões (como os Traumatismos Cranioencefálicos e as Lesões da Medula Espinhal) são as principais causas de incapacidade persistentes no mundo. Segundo estas projeções, a prevalência combinada prevista destas afeições chegará até 300 milhões de pessoas em 2015 e aumentará até 350 milhões em 2030, representando cerca de 5% da população mundial (WHO, 2012). Assim, as deficiências motoras de origem neurológica configuram-se como um grave problema de saúde pública, em que todas as esferas do sistema de saúde (promoção, prevenção, tratamento e reabilitação) devem contribuir para a sua gestão.

A reabilitação de uma pessoa com desordens motoras é muito dependente das causas e sintomas da deficiência. Os resultados esperados da reabilitação se quantificam pela recuperação das funções perdidas, para isto, é necessária a reaprendizagem dos movimentos dentro das atividades funcionais da pessoa em sua interação física e social. Neste contexto, a fisioterapia e a terapia ocupacional são componentes fundamentais do processo de reabilitação, estas terapias procuram restabelecer e melhorar o desempenho da pessoa na execução dos seus movimentos mediante a combinação de diversos exercícios que permitam ao paciente aprender novamente tarefas motoras, de modo que o paciente recupere sua independência nas atividades da vida cotidiana.

Ainda não estão claros os princípios neurológicos que permitiriam tais processos de recuperação, no entanto, os conceitos de neuroplasticidade e reorganização cortical permitiriam uma melhor compreensão dos mesmos. A plasticidade sináptica é uma propriedade neuronal que permite o fortalecimento ou enfraquecimento ao longo do tempo das conexões sinápticas entre dois neurônios. Note-se que este princípio é o fundamento neuroquímico da aprendizagem, incluindo a aprendizagem motora. Como consequência, a neuroplasticidade permite a reorganização das áreas funcionais no córtex cerebral (reorganização cortical), fornecendo ao cérebro a capacidade de trasladar os centros motores para zonas não comprometidas após uma lesão, permitindo a recuperação da função motora perdida (DINYAM; COHEN, 2009).

É importante reconhecer que as características da terapia são determinadas pelas características da deficiência, e naturalmente, a infinita variedade de causas, sintomas e graus destas fazem com que a neuroplasticidade não seja a solução para todas as desordens do sistema motor. No entanto, promover reorganização cortical seria um componente fundamental da reabilitação. Em princípio, a reorganização cortical permitiria reaprender as funções motoras perdidas em decorrência de uma afeição no sistema nervoso central, e criando novos caminhos neurais para a compensação das regiões comprometidas. A pesquisa em reabilitação pós-AVC têm hoje os resultados mais relevantes para responder à pergunta de como induzir a reorganização cortical de forma a proporcionar a recuperação motora. Décadas de uso da terapia física têm produzido suficiente evidência que a reorganização cortical pode ser induzida em pacientes pós-AVC mediante a repetição intencionada de movimentos associados às atividades funcionais de uma pessoa (repetição orientada à tarefa) ou mediante a combinação de movimentos dos membros afetados com movimentos restringidos dos membros não afetados (movimentos com restrição induzida). A evidência também sugere que a eficiência na recuperação está relacionada à intensidade da terapia e ao grau de desafio imposto ao sistema neuromuscular na repetição dos movimentos. (DINYAM; COHEN, 2009)

A Engenharia Mecânica, vem contribuindo para a área da reabilitação com o desenvolvimento de tecnologias assistivas, que aumentam a independência da pessoa, e também com o desenvolvimento de sistemas e dispositivos para a otimização e automatização das terapias. Em ambos os casos, os dispositivos robóticos oferecem um leque de vantagens para o profissional em reabilitação, para a pessoa com deficiência, e para o processo em si.

Na visão dos principais pesquisadores em robótica de reabilitação pode-se ver como o uso de dispositivos robóticos apareceu como uma solução tecnológica que permitiria otimizar as terapias de recuperação de funções motoras:

Dispositivos robóticos podem, de forma contínua e precisa, suportar e assistir os movimentos repetitivos e estereotipados em sujeitos com deficiência severa, progressivamente reduzir a assistência conforme o paciente melhora, e aplicar mínima assistência ou aplicar resistência ao movimento para sujeitos com deficiência moderada, potencialmente melhorando a qualidade do tratamento reabilitativo pós-AVC.

(LUM et al., 2002b), traduzida pelo autor.

A robótica e a tecnologia da informação podem prover uma tardia transformação das clínicas de reabilitação de operações de trabalho intensivo para operações assistidas por tecnologia. A ajuda robótica não só é mais eficiente em determinadas atividades de rotina das terapias física e ocupacional, com também proporciona um rico fluxo de dados que podem facilitar o diagnóstico do paciente, a personalização da terapia, e a manutenção de registros.

(KREBS et al., 2003), traduzida pelo autor

Os dispositivos robóticos foram vistos como uma possível forma de controlar e medir a terapia, assim como automatizar as técnicas de treinamento que requerem trabalho intensivo, fornecendo novas ferramentas para os terapeutas e melhorando o acesso dos pacientes.

(REINKENSMEYER et al., 2004), traduzida pelo autor

A duração do treinamento em esteira assistido de forma manual é usualmente limitada pela falta de pessoal e da fadiga do terapeuta, e não pela fadiga do paciente. Como consequência, as sessões de treinamento são mais curtas do que o necessário para obter um resultado terapêutico ótimo. Finalmente, o treinamento assistido manualmente carece de repetibilidade, e de medição objetiva dos progressos e desempenho do paciente.

(RIENER et al., 2005), traduzida pelo autor

Dois décadas após os primeiros trabalhos em que um robô foi usado diretamente para interagir com um paciente num processo de reabilitação (HOGAN et al., 1992; LUM et al., 1993), universidades e instituições pioneiras em tecnologia a nível mundial têm desenvolvido e avaliado centos de dispositivos robóticos para terapias de reabilitação. Diferentes estudos clínicos têm mostrado que o uso desses dispositivos dentro de terapias de recuperação teria impactos potencialmente superiores aos obtidos somente com a terapia física convencional. No entanto, esses resultados são ainda insuficientes para conhecer os verdadeiros efeitos do uso dos robôs.

Segundo Lum et al. (2002a) , o sucesso da automação da terapia pode ser medido desde que satisfaça quatro critérios: primeiro, e mais importante, ajudar de forma quantificável na recuperação funcional dos pacientes; segundo, otimizar a terapia em termos de melhorar a eficiência atual dos terapeutas; terceiro, deve-se alcançar um balanço entre a capacidade das clínicas de adquirir os dispositivos e a rentabilidade para o fabricantes; e finalmente, o uso dos robôs não deve incrementar os custos da terapia.

Em princípio, a possibilidade de melhorar a recuperação funcional dos pacientes com a ajuda de robôs depende da forma como estes são incluídos na terapia. Os dispositivos robóticos e a automação de alguns tarefas na terapia são somente uma opção a mais nas mãos dos terapeutas. Embora inovadora, a ideia de usar um robô *per se* não contribui em nada ao progresso da terapia. Como na automação de qualquer tarefa, o sucesso depende da adequada replicação das atividades manuais que têm bons resultados enquanto se eliminam os riscos e limitações que estas apresentam. Isto é, se o robô de reabilitação é programado para executar as atividades que geram uma melhor recuperação, é muito provável que os resultados sejam similares.

A chave do sucesso da reabilitação robótica está no entendimento dos processos neurológicos que permitem a recuperação funcional. Paradoxalmente, é neste aspecto que o uso dos robôs pode ter um grande impacto, devido aos benefícios que oferece a automatização da terapia. É fundamental a realização de estudos clínicos controlados nos quais se possa estabelecer relações causais entre a terapia oferecida e os resultados obtidos. O uso de robôs fornece a possibilidade de realizar uma terapia mais controlada e quantificada (com uma dose definida e mantida com precisão a longo da terapia), e a possibilidade de reproduzir e repetir essa mesma dose em outras sessões. Tais características contribuem para o estabelecimento das relações causais entre terapia e resultados. E portanto, realizar uma terapia mais controlada e quantificada contribui para um melhor entendimento dos processos neurais de reorganização cortical. (KREBS et al., 2003; REINKENSMEYER et al., 2004)

Está claro que a utilização dos robô de forma nenhuma pode substituir o terapeuta, portanto o desenvolvimento destes dispositivos tem que ser o resultado do trabalho multidisciplinar entre áreas da engenharia (como mecânica e computação) e da saúde (como fisioterapia e neurologia). A utilização do robô durante a terapia não pode impor mais uma limitação ao já complexo trabalho de assistir a quem não pode. Para isso, o robô deve cumprir três condições: primeiro, embora a complexidade interna do seus mecanismos, o manejo do dispositivo deve ser fácil para o terapeuta e a manipulação fácil para o paciente; segundo, embora existam diversas formas de auxílio que podem se implementadas no robô para incrementar a motivação do paciente, o robô deve permanecer “invisível” dentro da terapia de modo que a confiança do paciente permaneça depositada no terapeuta; e terceiro, o dispositivo deve ter a capacidade de executar exatamente o definido pelo terapeuta, i.e., o sistema deve ser tão seguro, leve, simples, silencioso e obediente como seria a mão do terapeuta. Estas três condições incrementariam a motivação tanto do paciente como do terapeuta, e permitiriam que a interação entre os dois permaneça intacta.

“O terapeuta é a chave do sucesso num processo de reabilitação” (RIENER et al., 2005)

Dado que a reabilitação das pessoas com deficiências motoras é hoje um problema de saúde publica (ver Seção 1.1), a otimização de recursos humanos e físicos nas terapias seria uma solução de grande impacto em termos de custos para o sistemas de saúde. Em princípio, a automação de tarefas não-ergonômicas, pesadas, repetitivas e longas dentro das terapias permitiria ao terapeutas fazer mais sessões com menos esforço. E, considerando que a recuperação das funções está ligada à intensidade da terapia, pode-se imaginar situações como uma sessão de terapia com vários pacientes ao mesmo tempo ou pacientes que possam realizar sessões pré-gravadas em sua própria casa. Assim, os custos da terapia podem ser otimizados.

Hoje, a melhoria dos dispositivos robóticos para reabilitação encontra dois desafios: primeiro, a definição de um conjunto universal de critérios para a avaliação das medidas terapêuticas utilizadas (com e sem robôs) (ZHANG et al., 2013); e segundo, a realização de estudos clínicos controlados encaminhados à comparação entre as diferentes técnicas e à identificação dos métodos adequados para cada uma das múltiplas especificações da terapia (MARCHAL-CRESPO; REINKENSMEYER, 2009).

Uma abordagem promissora é a utilização dos robôs para dar ao paciente somente a assistência necessária para executar os movimentos durante a terapia física (assistir-quando-necessário), modificando a quantidade de assistência conforme com o desempenho em tempo real do usuário e reduzindo tal quantidade de acordo com os progressos na recuperação (LUM et al., 2002b).

1.2 Objetivos

Considerando a necessidade de se propor estratégias adaptativas de assistência robótica, o objetivo principal deste trabalho é o desenvolvimento, implementação e avaliação de um conjunto de técnicas para determinar os parâmetros do controlador de impedância variável para um robô de reabilitação de movimentos de tornozelo, com o fim de ajustar o nível de assistência do robô conforme à participação e o desempenho do paciente.

1.3 Descrição do trabalho

A ideia principal que guia este trabalho é que o uso de robôs é uma solução tecnológica real para otimizar a recuperação das funções motoras de uma pessoa após uma doença ou lesão, desde que a utilização do sistema robótico seja parte de um processo de reabilitação integral dirigido e programado por um terapeuta e, desde que a estratégia utilizada com o robô promova a participação do paciente durante a terapia.

Consequentemente, a principal contribuição deste trabalho é o desenvolvimento e avaliação de uma estratégia adaptativa que modifica a quantidade de assistência oferecida pelo robô conforme a participação estimada do paciente na execução dos movimentos requeridos e seu desempenho durante a terapia.

Com o fim de avaliar os algoritmos desenvolvidos, estes foram implementados no Anklebot (um robô de reabilitação de movimentos de tornozelo) e avaliados considerando um protocolo experimental que utiliza jogos computacionais para guiar o paciente durante uma sequência de movimentos para o tornozelo.

1.4 Estrutura do documento

Este trabalho está organizado da seguinte forma.

No Capítulo 2, é abordado o problema do uso de robôs para a reabilitação de funções motoras. Destacando-se os resultados positivos observados pelas estratégias adaptativas do tipo assistir-quando-necessário. Também são descritas as possibilidades oferecidas pelo uso de controladores de impedância nos sistemas de reabilitação.

No Capítulo 3, é abordado o problema da reabilitação robótica do tornozelo. Para isso, é

feita uma breve caracterização da sua biomecânica e das principais deficiências que o afetam. São apresentados os principais dispositivos robóticos utilizados para a reabilitação de tornozelo, especialmente o robô Anklebot e os diferentes trabalhos feitos com este.

No Capítulo 4, é apresentada a estratégia de assistência adaptativa proposta neste trabalho. Esta é baseada na variação dos parâmetros de um controlador de impedância conforme com a participação e o desempenho do paciente durante uma terapia. São apresentados os métodos utilizados, os experimentos realizados, os principais resultados obtidos e a análise dos mesmos.

No Capítulo 5 são apresentadas conclusões sobre os resultados obtidos com a implementação da estratégia de assistência adaptativa. São sugeridos os possíveis trabalhos futuros que surgem nesta linha de pesquisa.

Capítulo 2

Estratégias Adaptativas de Assistência para Reabilitação Robótica

2.1 Reabilitação Robótica Assistiva

Inicialmente, os trabalhos feitos com robôs procuraram a replicação das diferentes estratégias que têm se utilizado para promover a reabilitação de funções motoras nas terapias convencionais. Além das múltiplas variações, níveis, e recomendações, as diferentes estratégias podem ser classificadas segundo a participação do paciente em passivas e ativas, e segundo a ação do terapeuta em assistiva, neutra ou resistiva. As combinações entre estas categorias permitem a realização de vários tipos de exercícios.

Em um exercício passivo, o movimento é imposto externamente ao paciente enquanto ele permanece relaxado. Geralmente, são usados para aumentar a amplitude de movimento das articulações e a flexibilidade de músculos, tendões e ligamentos. São também muito importantes para o restabelecimento dos circuitos proprioceptivos perdidos pela deficiência. Carel et al. (2000), demonstraram que o treinamento passivo com exercícios repetitivos estimulam os circuitos proprioceptivos e induzem reorganização das representações corticais sensorimotoras, ao menos em pessoas saudáveis.

Em um exercício ativo, o movimento é realizado voluntariamente pelo paciente. A atuação do terapeuta numa terapia ativa consiste na transmissão forças ao paciente enquanto ele tenta fazer os movimentos, magnitude e direção das forças são modificadas dependendo da severidade da deficiência. No caso de pacientes com uma alta capacidade de movimento, são usados terapias

ativa-resistivas, nas quais a realização dos movimentos pelo paciente é dificultada ou limitada pela ação de forças externas como pesos adicionais, pelas mãos do terapeuta ou pela gravidade. Para pacientes num nível de deficiência médio, pode-se usar movimentos ativos sem a intervenção do terapeuta. Séries longas de repetições em casa podem ser benéficas para o paciente. Finalmente, uma sessão de terapia ativa-assistida é usada quando o paciente não pode fazer os movimentos de forma independente, de modo que são transmitidas forças externas ao paciente para que este consiga fazer os movimentos que tenta fazer. Tais forças podem ser transmitidas pelo terapeuta mediante manipulação manual ou mediante mecanismos que guiem e assistam o movimento. (LUM et al., 2002a)

A evidência experimental sugere que a assistência ativa poderia ter grandes benefícios relacionados com a recuperação funcional. Um estudo apresentado em Lotze et al. (2003), conclui que uma curta sessão de movimentos ativos é mais efetiva que uma sessão de movimentos passivos em termos de melhoria do desempenho motor e de mudanças na representação cortical. Em Kaelin-Lang et al. (2005), é indicado que a condução voluntária do movimento é mais efetiva que o movimento passivo para a codificação da memória motora e a subsequente aquisição de movimentos. A possibilidade de movimento de um membro ao longo de trajetórias que o paciente não conseguiria pelo seu próprio esforço estimularia as entradas proprioceptivas e somatossensoriais de regiões corticais periféricas às áreas lesionadas (KAELIN-LANG et al., 2002). Enquanto que, a condução voluntária desse movimento ativaria os mecanismos neurais de aprendizagem, e esta combinação induziria plasticidade cerebral.

Outras razões que motivam o uso de terapia ativa-assistida são: levar o paciente pelas trajetórias normais dos movimentos pode ajudá-lo a aprender tais padrões e melhoraria o desempenho motor não-assistido (HARKEMA, 2001); a assistência ajuda o paciente a realizar mais movimentos em um menor tempo e de forma mais segura, permitindo uma terapia mais intensiva; e finalmente, a assistência tem para o paciente grandes benefícios psicológicos, motivando-o com a possibilidade real de atingir os movimentos desejados.

No entanto, as pesquisas nesta área também têm encontrado que a imposição de movimento pode diminuir a capacidade de aprendizagem motora do paciente e a assistência pode fazer que o paciente diminua seu esforço durante a terapia. Estes resultados também sugerem que a reabilitação robótica poderia diminuir a recuperação se esta promove a diminuição da participação, esforço, atenção ou gasto energético do paciente durante a terapia de reabilitação. Melhores resultados podem ser obtidos quando assistir ao paciente somente o necessário para executar um

movimento preestabelecido, e modificar a quantidade de assistência conforme com o desempenho em tempo real e reduzir tal quantidade conforme com o progresso na recuperação, obtendo a informação necessária para tal avaliação da dinâmica própria do paciente ou do seu desempenho mesmo. Este princípio é apresentado como Assistance-As-Needed. (MARCHAL-CRESPO; REINKENSMEYER, 2009; ZHANG et al., 2013)

2.2 Assistência Baseada em Impedância

Na análise mecânica do movimento, a potência pode ser definida como a taxa de transferência de energia entre sistemas que interagem entre si e está definida como o produto entre a grandeza que quantifica o esforço, i.e., a força, e outra grandeza que quantifica o fluxo, i.e., a velocidade. E, durante uma interação mecânica que implique a transferência de energia, os sistemas físicos só podem se comportar de duas formas: como uma impedância, que aceita entradas de fluxo (movimento) e produz saídas de esforço (força); ou como uma admitância, que aceita entradas de esforço e produz saídas de fluxo (HOGAN, 1984).

Esta análise é fundamental para entender o modelo de comportamento mecânico do movimento humano e sua interação com dispositivos ativos externos. O sistema neuromuscular pode ser descrito como uma impedância mecânica que recebe movimento como entrada e em resposta gera uma força. O esqueleto humano, em troca, pode ser descrito como uma admitância mecânica que recebe entradas de força e gera movimentos como resposta. A impedância mecânica do sistema neuromuscular determina as forças de atuação e reação dos membros. O controle que o sistema nervoso faz da impedância determina o movimento do membro e dos objetos que este manipula. (HOGAN, 1985b)

Hogan (1985a), a partir do entendimento deste princípio propôs um novo paradigma para o controle de manipuladores robóticos que difere de outros esquemas de controle já que no lugar de controlar a posição (controle de posição) ou a força (controle de força) independentemente, se estabelece uma relação dinâmica entre a força exercida pelo atuador do robô e a velocidade do mesmo. Esta formulação é conhecida como Controle de Impedância e, além de seus múltiplos usos industriais, tem sido amplamente utilizada em robótica de reabilitação devido a sua capacidade de manter a força de interação entre o robô e o humano dentro de níveis seguros para este último, enquanto contribui para a realização dos exercícios requeridos para a terapia de recuperação.

Outra importante propriedade da análise mediante impedâncias é que quando dois sistemas

que se comportam como impedâncias atuam sobre uma admitância, é suficiente somar algebricamente suas magnitudes para determinar a impedância total, incluindo sistemas não-lineares (HOGAN (1985a), Parte III). Como resultado disso, é possível caracterizar o comportamento de um robô que assiste a um paciente como uma impedância, que somada à impedância do sistema neuromuscular, atua sobre o esqueleto humano.

A forma mais simples de implementar um controle de impedância é definir que a força exercida pelo robô seja proporcional ao erro de posição (i.e., controle de rigidez em malha fechada). Neste caso, se a posição dos atuadores do robô é desviada de uma trajetória predefinida, a força exercida como resposta é incrementada proporcionalmente a tal desvio. Lum et al. (1993), (LUM et al., 1993) apresentam os resultados da aplicação de um dispositivo robótico de assistência para terapia física bi-manual, talvez um dos primeiros utilizados, e este dispositivo era controlado mediante uma lei de controle proporcional com realimentação de posição.

Note-se que em um robô para assistência ou reabilitação isto é uma forma de assistência ativa, já que o robô não intervém a não ser que o paciente se desvie do movimento desejado. O exemplo anterior corresponde a uma impedância de ordem zero (rigidez), no entanto, um controlador de impedância geralmente inclui componentes de primeiro e segundo ordem (amortecimento e inércia, respetivamente), assim como componentes para compensar os efeitos dinâmicos gravitacionais, inerciais, atrito, entre outros. (Ver Seção 4.1.)

Uma característica importante do controle de impedância é que permite a variação em tempo real dos seus parâmetros (inércia, amortecimento, rigidez) sem problemas significativos de estabilidade. Considere-se que tais parâmetros representam comportamentos do robô fisicamente identificáveis e que determinam diferentes aspectos da assistência/resistência oferecida pelo robô. Assim, as variações dos parâmetros do controlador permanecem associadas às variações da quantidade de assistência. Usualmente, os sistemas de reabilitação robótica requerem tais variações, por exemplo, os pesquisadores em reabilitação do caminhar geralmente dividem o ciclo de marcha em uma sequência de fases que podem ser tratadas como diferentes quantidades de assistência segundo as deficiências do paciente. Note-se agora que o projeto de controladores de impedância variável permite a implementação de estratégias de assistência “*as-needed*” onde a atuação do robô pode variar conforme com os diferentes objetivos da terapia.

2.3 MIT-MANUS: Assistência baseada em Desempenho

O MIT-MANUS (HOGAN et al., 1992) é talvez o primeiro dispositivo robótico que foi utilizado com sucesso para terapias de reabilitação motora, Figura 2.1. O princípio de funcionamento do sistema pode se resumir nas seguintes ideias: durante a terapia a pessoa é sentada em frente ao robô. O paciente deve movimentar o efetuador do braço robótico em direção a um alvo predeterminado, enquanto uma tela na frente dele fornece uma realimentação visual e auditiva do movimento e da posição do alvo. A ideia mais importante do sistema é que se a pessoa não consegue fazer o movimento, o robô guia o paciente até o alvo de forma similar à que um terapeuta fornece durante a terapia convencional.

Figura 2.1: MIT-MANUS
(KREBS et al., 2003)

O robô consiste de dois módulos: um braço articulado tipo que permite o movimento do ombro, cotovelo e mão do paciente em dois DOF de translação horizontal, e um mecanismo diferencial para os três DOF do movimento do punho (extensão-flexão, abdução-adução e pronação-supinação).

Projetado para apresentar baixa impedância, baixa inércia e baixo atrito, o MIT-MANUS permite realizar movimentos suavemente e obedecer rapidamente às ações motoras do paciente. Além disso, o robô é controlado por impedância (Ver seção 2.2) de modo que o sistema permite ser programado para transmitir diferentes padrões de força (ativo, semi-ativo, passivo, resistivo) impossíveis de se conseguir com outros controladores.

Em Krebs et al. (2003), é desenvolvida para o MIT-MANUS uma estratégia pioneira nas terapias de reabilitação robótica, uma terapia de assistência progressiva baseada em desempenho.

A partir da ideia de que a terapia tem que se adaptar para as diferentes necessidades e capacidades do paciente, este trabalho propõe a modificação da assistência do robô conforme com o desempenho do paciente. Para uma série de movimentos ponto a ponto, o robô guia o paciente mediante a simulação de um túnel virtual no espaço ao longo de uma trajetória de mínimo jerk¹. O sistema mede a capacidade do paciente de iniciar a movimento, de se mover desde a posição inicial até o alvo, e de se manter dentro da trajetória mais eficiente.

Assim, a estratégia do sistema se adapta ao comportamento do paciente em três aspectos. Primeiro, a partir da medição da capacidade do paciente de iniciar o movimento, o algoritmo estabelece uns “disparadores” (limiares de tempo, de velocidade e de sinais eletromiográficos) de modo que o robô inicia o movimento se este não for iniciado (ou, ao menos tentado) pelo paciente. Segundo, a duração máxima permitida para a execução dos movimentos é modificada dependendo da capacidade do paciente de realizar o movimento até o final. Terceiro, os parâmetros do controlador são modificados conforme a medição da capacidade do paciente de se manter dentro da trajetória ótima.

2.4 LOKOMAT: Estratégias “Patient-cooperative”

O LOKOMAT (JEZERNIK et al., 2003; COLOMBO et al., 2000) é talvez o sistema robótico mais relevante na reabilitação do caminhar. A ideia que sustenta este sistema é automatizar o treinamento em esteira que convencionalmente é assistido de forma manual, Figura 2.2. O LOKOMAT é uma órtese bilateral ajustável atada aos membros inferiores do paciente com atuação sobre a flexão/extensão de joelho e quadril de ambas pernas da pessoa durante o caminhar, enquanto suporta parte do peso dela. Inicialmente, o treinamento utilizado com o sistema foi desenvolvido para movimentar a pessoa ao longo de trajetórias fixas similares às fisiológicas previamente definidas, garantidas por controladores de posição.

Em Hidler et al. (2009), foi apresentado um ensaio clínico aleatório com 63 pacientes que comparava a eficácia do treinamento com o LOKOMAT frente a treinamento convencional em pessoas com AVC sub-agudo (<6 meses pós-AVC). Como resultado, foi observado que os pacientes que receberam treinamento convencional tiveram maiores recuperações em termos de velocidade e distância que aqueles que receberam treinamento no robô. Além das possíveis razões que o

¹O jerk é definido como a terceira derivada da posição $S(t) = \frac{d^3x}{dt^3}$. É conhecido que a trajetória de mínimo jerk, i.e., aquela que minimiza a função $J = \int_{t_0}^{t_f} (\frac{d^3x}{dt^3})^2 dt$ e geralmente dada por uma linha reta entre as posições inicial e final do movimento (FLASH; HOGAN, 1985).

Figura 2.2: LOKOMAT
(JEZERNIK et al., 2004).

estudo apresenta para os resultados obtidos, é de ressaltar duas limitações do estudo: primeiro, a avaliação dos pacientes com o robô foi realizada com o algoritmo apresentado acima e não reflete os posteriores esforços por adaptar a quantidade de assistência; e segundo, que os participantes no LOKOMAT somente receberam treinamento com o robô (na esteira) sem receber nenhum outro tipo de terapia, o que sugere que aplicar uma única forma de terapia robótica é uma estratégia não adequada.

Um conjunto de algoritmos de adaptação dos padrões de marcha orientados a promover que o paciente tivesse uma participação ativa na marcha, e não somente permitir passivamente a atuação do robô, foi apresentado em Jezernik et al. (2004). Segundo os autores, este tipo de algoritmo promoveria uma reabilitação mais efetiva. O primeiro dos algoritmos estima os torques de interação entre paciente e robô usando dinâmica inversa para adaptar as trajetórias desejadas de modo que tais interações sejam reduzidas. O segundo algoritmo utiliza dinâmica direta para modificar as trajetórias desejadas do robô, também para reduzir os torques de interação. E, o terceiro algoritmo introduz um controlador de impedância que permite a adaptação direta das trajetórias a partir da medição do erro de posição.

Em Riener et al. (2005), é introduzido o conceito de “Estratégias Patient-Cooperative”, aonde (em palavras deles): “*o sistema leva em conta a intenção do paciente e os esforços voluntários mais do que impor um movimento predefinido*”. As três estratégias apresentadas estão baseadas na estimativa do esforço muscular do paciente através da medição dos momentos produzidos no joelho e no quadril. A primeira é a implementação de um controlador de impedância para

fazer ao robô obediente aos movimentos do paciente. A segunda é a adaptação em tempo real das trajetórias de referência via um conjunto de algoritmos que incluem os mencionados anteriormente (JEZERNIK et al., 2004). A terceira consiste na utilização de “bio-realimentação visual”, i.e., a apresentação ao paciente de informação visual relativa ao seu desempenho motor.

2.5 ARTHuR: Assistência Baseada em Otimização

Em Reinkensmeyer et al. (2002), é apresentado um dispositivo para a medição e manipulação do caminhar chamado ARTHuR (Ambulation-assisting Robotic Tool for Human Rehabilitation), sendo composto de dois motores lineares que atuam num sistema articulado de duas barras. Este robô tem sido utilizado para estudar a formação de modelos internos do controle motor. A extremidade inferior é fixa ao sapato do paciente via uma junta rotacional, permitindo o movimento planar (2 graus de liberdade) no plano sagital do pé, Figura 2.3.

Figura 2.3: ARTHuR
(EMKEN; REINKENSMEYER, 2005).

Liu e Reinkensmeyer (2004), propõem que o sistema nervoso aprende e produz movimentos mediante a combinação de quatro estratégias: a formação de um modelo interno da sua dinâmica e do ambiente, o controle da impedância final apresentada por seus membros, a otimização das forças e torques produzidos por seus músculos, e o planejamento da posição do ponto equilíbrio ao longo de suas trajetórias desejadas.

O modelo interno atua como um componente *feedforward* que transforma os movimentos desejados nas forças que devem ser aplicadas. A evolução do modelo interno dependeria da variação de dois fatores f e g . O fator de esquecimento, f , determina quão rápido a força

aplicada diminui no processo de adaptação, e ao mesmo tempo, o fator de aprendizagem, g , determina quão rápido o algoritmo aumenta a força aplicada. Como consequência disso, quanto maior os valores de f e g , mais rápida será a formação do modelo interno.

Adicionalmente, os autores mostram que o sistema nervoso se comporta minimizando uma função matemática “de custo” (formada pelo modelo interno) que pondera o erro cinemático, a força aplicada e a rigidez muscular. Dependendo das condições do ambiente, cada um dos componentes ponderados podem prevalecer na função de custo. Na presença de forças externas pequenas mas imprevisíveis, o erro de posição domina a função e o controle de impedância domina a dinâmica do movimento. Na presença de forças externas grandes mas previsíveis (p.e., segurar uma carga) a força exercida domina a função de custo, neste caso é formado um modelo interno da força externa, e a rigidez muscular é determinada para otimizar a força exercida. Em ambientes previsíveis e com poucas forças externas, a função de custo torna-se baixa e o componente de *feedforward* domina o comportamento dinâmico, os valores de f e g aumentam e o modelo interno torna-se mais eficiente. Finalmente, a estratégia de planejamento reduz o erro cinemático (melhorando o desempenho no movimento) mediante a mudança da posição do ponto de equilíbrio conforme com o modelo criado sobre a dinâmica do ambiente.

Como consequência da adaptação do modelo dinâmico do ambiente, o erro cinemático é gradualmente reduzido durante o processo de aprendizagem de movimentos novos e as forças externas são antecipadas em um ambiente inicialmente desconhecido. Segundo Emken e Reinkensmeyer (2005), esta previsão do controle humano pode ser utilizada para acelerar o processo de aprendizagem motor mediante a amplificação transitória da dinâmica do ambiente. Estes conceitos podem ser utilizados se a recuperação da função motora for considerada um processo de reaprendizagem, no qual o sistema nervoso forma um modelo interno da sua própria dinâmica e da dinâmica do ambiente.

Emken et al. (2005), apresentam o problema de determinar a assistência necessária como um processo de otimização similar ao apresentado acima para o controle motor humano. A partir da formulação do modelo interno de adaptação da perna humana às forças exercidas pelo robô, o sistema determina o valor de assistência ótima mediante a minimização de uma função matemática que pondera o erro cinemático e a força exercida. O controlador do robô se comporta de forma adaptativa baseada no erro, de modo similar ao modelo do controle motor do paciente. A lei de controle inclui um fator de esquecimento f_R , que diminui a força do robô para o próximo movimento quando o erro de posição for pequeno, e um componente de controle proporcional

de posição (impedância), cuja ação é significativa somente quando o paciente faz movimentos substancialmente diferentes das trajetórias desejadas.

Posteriormente em Emken et al. (2008), é apresentada uma abordagem um pouco diferente denominada “*Impedance Shaping*”, sendo que o robô é controlado somente com controle de impedância tipo PD, com parâmetros de rigidez e amortecimento variáveis ao longo do ciclo de marcha. A quantidade de assistência (determinada pelos parâmetros) é diminuída a cada passo pela inclusão de um fator f de esquecimento, e aumentada por um fator g de ganho multiplicado pelos erros de posição e velocidade atuais. Assim, o algoritmo proposto adapta a impedância do robô como uma função da posição ao longo do passo.

2.6 Pneu-WREX: Assistência Baseada em Modelo

Em Sanchez Jr et al. (2005) e Wolbrecht et al. (2006) é apresentado, respectivamente, o projeto e o controlador do dispositivo robótico pneumático denominado Pneu-WREX. Este robô de 4 graus de liberdade, tipo exoesqueleto, permite movimentos tridimensionais do braço e pode aplicar até 40 N de força para assistência mediante a combinação de atuadores pneumáticos e contrabalanço passivo, Figura 2.4.

Figura 2.4: Pneu-WREX
(WOLBRECHT et al., 2008).

O Pneu-WREX têm dois níveis de controle: o nível inferior exerce o controle de força dos cilindros pneumáticos e o nível superior um controle de posição modificado, que determina os comandos de força para o nível inferior conforme com uma estratégia de assistência adaptativa.

O controle de alto nível é ao mesmo tempo composto de três partes: um controlador PD em forma de esfera “minguante”, i.e., o robô somente atua dentro de uma esfera (lembre-se que o robô suporta movimentos 3D) cujo raio diminui a uma taxa exponencial em função do tempo, de modo que, se o paciente move-se mais rápido do que o encolhimento da esfera não recebe assistência. O segundo componente é um termo integral com um fator de esquecimento espacial, que movimenta o braço em direção ao alvo e diminui a força conforme se aproxima deste. Finalmente, um fator de esquecimento temporal diminui a quantidade de assistência em cada movimento. As três forças são armazenadas em tabelas para formar um modelo do comportamento do paciente.

Em um estudo realizado no Pneu-WREX com pacientes crônicos de AVC, é concluído que o comportamento dinâmico do paciente quando interage com o robô de reabilitação inclui três componentes: os componentes de impedância passiva do membro, a formação e adaptação de um modelo interno da interação e um processo de relaxamento no qual o controle motor tenta reduzir seu esforço desde que o erro seja pequeno. Assim, o estudo prediz que o controle motor deixa a tarefa para o robô se este último não adapta sua assistência. Portanto, o projeto de controladores *assist-as-needed* deveria incluir um processo similar de relaxamento para manter a assistência adequada ao longo da terapia. (REINKENSMEYER et al., 2007)

Este conceito é ampliado posteriormente (WOLBRECHT et al., 2007, 2008), sendo apresentada uma estratégia de controle baseada em modelo para o Pneu-WREX. A base teórica desta estratégia é a formação e adaptação em tempo real do modelo dinâmico do sistema braço-robô e do modelo da habilidade e esforço do paciente. O controle apresentado usa uma superfície deslizando² para modificar a trajetória de referência, um componente de realimentação proporcional-derivativo (PD) e um componente *feedforward* que estima a dinâmica do sistema, incluindo a contribuição do paciente e o efeito de sua deficiência.

Motivado pelo trabalho de Emken et al. (2005), a lei de atualização do modelo da dinâmica do paciente é modificada incluindo um fator de esquecimento, determinado por otimização. Na prática, esta modificação faz com que o fator de esquecimento atue como ponderador na otimização entre o erro de seguimento e o esforço do robô. Assim, o robô adapta a quantidade de assistência mediante o ajuste do modelo da fraqueza (esforço - habilidade) do paciente, e faz este ajuste mediante a inclusão do fator de esquecimento que minimiza a força transmitida quando o erro permanece pequeno.

²Controle de Modos Deslizantes (*Sliding-Mode Control*) é uma técnica de controle não-linear que modifica a dinâmica do sistema pela aplicação de um sinal de controle descontínuo que obriga o sistema a “deslizar” sobre uma superfície definida em termos dos estados do sistema (SLOTINE; SASTRY, 1983).

2.7 Conclusão

Está claro que a terapia física é fundamental nas estratégias de reabilitação. No entanto, a quantidade de esforço a fazer por parte dos terapeutas e a intensidade requerida para conseguir efeitos consideráveis fazem da terapia um processo de trabalho intensivo. Além disso, como todo trabalho intensivo a terapia física é suscetível de perda de precisão, e de dificuldade de controlar as quantidades adequadas de assistência ou resistência durante uma sessão de terapia.

O uso de robôs na reabilitação tem mostrado potencial para reduzir o esforço físico do terapeuta durante uma sessão, permitindo aumentar a quantidade de tempo de terapia. Além disso, a automação de movimentos repetitivos durante as terapias forneceria vantagens relacionadas com a quantificação e dosificação de assistência ou resistência, a repetibilidade e reprodutibilidade dos movimentos, e a obtenção de mais informação para o diagnóstico. Finalmente, o uso dos robôs permitiria entender melhor os princípios neurológicos da aprendizagem e recuperação motora.

Apesar das inúmeras estratégias já propostas e dos resultados preliminares observados, a eficiência do uso de robôs em terapias de reabilitação ainda não é bem estabelecida. Revisões sistemáticas realizadas nesta área afirmam que não podemos ainda considerar a reabilitação robótica tão eficiente tanto a terapia convencional, nem qual das estratégias usando robôs apresenta os melhores resultados. (MARCHAL-CRESPO; REINKENSMEYER, 2009; JIMÉNEZ-FABIÁN; VERLINDEN, 2012; ZHANG et al., 2013)

A estratégia mais utilizada na terapia física, tanto convencional como robótica, é a assistência ativa durante movimentos repetitivos orientados às diferentes tarefas da vida diária. E a evidência experimental sugere que este é o caminho certo para a promoção da reorganização cortical e da consequente recuperação funcional. No entanto, dar demasiada assistência ao paciente poderia ter efeitos negativos na aprendizagem motora se a terapia robótica não promove a participação, esforço, consumo energético ou aumento da atenção do paciente durante a execução dos exercícios.

Fornecer demasiada assistência causa diminuição da saída eferente do paciente, o que diminui a neuroplasticidade dependente da experiência. Por outro lado, fornecer pouca assistência reduz a amplitude de movimento e a entrada eferente, limitando o número de repetições que o paciente consegue fazer e, em alguns casos, impossibilita a realização de movimentos, causando frustração, diminuição da motivação para o treinamento, e redução da neuroplasticidade. (REINKENSMEYER et al., 2007)

Capítulo 3

O tornozelo humano

Qual é a importância do tornozelo ?

É difícil falar da importância de um componente do corpo humano. Milhões de anos de evolução têm desenvolvido um sistema tão complexo que suas partes são interdependentes umas com outras e, portanto, todas são importantes. Especialmente falando em nossas habilidades motoras, cada mecanismo tem sua função. Por isso, a importância do tornozelo é evidenciada somente quando observamos as anormalidades no seu funcionamento.

O tornozelo é um conjunto de articulações que unem o pé à perna e, junto ao quadril e ao joelho, habilitam a pessoa para realizar a locomoção e a postura bípede. O mau funcionamento do tornozelo implica em deficiências severas no caminhar e na postura em pé, as quais reduzem a mobilidade independente da pessoa e diminuem sua qualidade de vida. Excluindo as lesões por distensão, a maioria das anormalidades no funcionamento do tornozelo são sintomas de distúrbios de origem neurológica, sendo raramente o resultado de patologias musculares ou esqueléticas.

Este capítulo tenta correlacionar as deficiências motoras do tornozelo e a reabilitação robótica dos seus movimentos. Para isso, primeiro é apresentada uma breve revisão sobre a biomecânica do tornozelo, ressaltando a sua função durante a marcha. Uma ideia de grande importância neste capítulo é ressaltar os esforços feitos por caracterizar o comportamento mecânico do tornozelo em termos de sua impedância mecânica.

3.1 Principais conceitos da biomecânica do tornozelo

3.1.1 Sistemas Esquelético e Muscular: Cinemática e Cinética

O conjunto de articulações conhecido como tornozelo é a região onde perna e pé se unem. Neste intrincado mecanismo, confluem quatro ossos (tíbia, fíbula, tálus e calcâneo) e apresenta 31 articulações das quais podemos ressaltar três por sua importância biomecânica: a articulação talocrural (entre tálus e tíbia-fíbula), principal articulação do tornozelo por permitir os movimentos de flexão dorsal/plantar; a articulação subtalar (entre o tálus e o calcâneo), formada a sua vez por um conjunto de articulações as quais permitem os movimentos de inversão/eversão; e a articulação tibiofibular distal (entre tíbia e fíbula), que une os extremos inferiores de tíbia e fíbula contribuindo assim para a rotação interna/externa do pé.

Esta geometria permite o movimento do tornozelo em três graus de liberdade rotacionais do pé com relação à perna: flexão dorsal/flexão plantar (ou DP), no plano sagital; inversão/eversão (ou IE), no plano frontal; e rotação interna (adução)/rotação externa (abdução), no plano transversal, Figura 3.1. Apesar da utilidade desta distribuição, os eixos anatómicos das articulações nem são ortogonais nem se intersectam, i.e., os movimentos rotacionais nos três graus de liberdade são o resultado da combinação de diferentes deslocamentos e rotações em todas as articulações.

Figura 3.1: Sistema de coordenadas e movimentos para o tornozelo.
(WU et al., 2002)

O movimento voluntário do tornozelo é produzido pela ação combinada de 11 músculos, os quais se distribuem em três compartimentos segundo sua posição (e por consequência, sua atuação sobre o tornozelo): anterior, lateral e posterior.

O compartimento anterior agrupa os músculos da parte frontal da perna: o músculo tibial anterior, que é o principal responsável pela flexão dorsal e pela inversão do tornozelo, sendo um importante estabilizador do tornozelo no plano sagital; o músculo extensor longo dos dedos, o qual assiste na flexão dorsal do tornozelo quando realiza a extensão dos dedos do pé; e o músculo fibular anterior, que assiste na flexão dorsal e na eversão. O compartimento lateral agrupa os músculos fibulares longo e curto, os quais são responsáveis pela eversão e assistem na flexão plantar. Estabilizam o balanço lateral do corpo quando se está numa perna só ou quando se caminha sobre uma superfície irregular. Além disso, a direção oblíqua do tendão do fibular longo através da sola do pé ajuda a manter a arcada transversal do pé. (NEUMANN, 2011)

O compartimento posterior se divide em profundo e superficial. O posterior profundo agrupa os músculos da parte posterior da perna que se inserem até a planta do pé, i.e.: o músculo tibial posterior, que é o principal inversor do pé e contribui na flexão plantar devido à ligação anatômica destes dois movimentos. este músculo é fundamental na estabilização medial da perna, e no controle do ante-pé durante o caminhar para que a arcada medial não fique plana no passo. Os músculos flexores longos dos dedos, assistem na flexão plantar do tornozelo quando realizam a flexão dos dedos do pé. O compartimento posterior superficial agrupa os músculos sóleo e gastrocnêmio, os quais são responsáveis pela flexão plantar do tornozelo, via o tendão de Aquiles. Devido a seus pontos de inserção, o sóleo é fundamental para manter a postura em pé, impedindo que o corpo vá para o frente. O gastrocnêmio é mais forte e atua como impulsor durante a caminhada. Por estar inserido no fêmur, sua força se distribui entre joelho e tornozelo. (NEUMANN, 2011)

3.1.2 Função do Tornozelo no Caminhar

Como todos os modos de locomoção, o caminhar é um ciclo contínuo de movimentos padronizados e rítmicos, e está geralmente dividido numa sequência de fases que permitem identificar o padrão seguido ao longo desta atividade. Esta sequência é conhecida como ciclo de marcha, e geralmente é definido que início do ciclo é o instante em que o calcanhar de um pé toca o chão.

Geralmente o ciclo de marcha é dividido em uma fase de balanço e uma de apoio. Na fase de apoio predomina a extensão de quadril, joelho e tornozelo, e inicia desde o toque do calcanhar até

o momento em que o hálux deixa o solo. Na fase de balanço predomina a flexão das articulações e corresponde ao período em que o pé está no ar. Estas fases por sua vez podem ser divididas em sub-fases dependendo da ação individual de cada articulação. (SQUIRE et al., 2008)

Palastanga et al. (2006), descrevem as duas fases do caminhar junto com duas fases que servem de transição entre elas: (1) impulsão inicial, (2) fase de balanço, (3) contato do calcanhar e (4) fase de apoio. Desde outra abordagem, Palmer (2002) caracteriza o funcionamento do tornozelo no plano sagital durante a fase de apoio do caminhar em três fases: flexão plantar controlada (CP), flexão dorsal controlada (CD) e flexão plantar com potência (PP).

A partir destes dois trabalhos, a seguir, são apresentadas as seguintes fases do ciclo de marcha:

1. Impulsão Inicial (Flexão Plantar com Potência): *entre o momento em que o pé encontra-se na sua máxima flexão dorsal até o momento em que o hálux deixa o solo.*

No início do passo é realizada uma forte flexão dorsal para movimentar o corpo para o frente. Uma vez o peso do corpo se traslada para a perna de suporte, o joelho se estende e os músculos sóleo e gastrocnêmio causam uma forte flexão plantar no tornozelo que impulsionam o corpo para diante. Os dedos do pé, estendidos passivamente até agora, são flexionados para contribuir na impulsão.

Segundo Palmer (2002), a potência do tornozelo (calculada como o produto entre a magnitude do torque e da velocidade no plano sagital) durante esta fase é sempre positiva e o trabalho feito no tornozelo é maior que a quantidade de trabalho armazenada nas fases anteriores, de modo que o funcionamento do tornozelo durante esta fase deve ser caracterizado mediante elementos ativos, i.e., como um gerador ativo de torques.

2. Fase de Balanço: *entre o momento em que o hálux deixa o solo e o momento em que o calcanhar toca o chão de novamente.*

Quando o pé deixa o solo, os músculos extensores dos dedos se contraem e se inicia um movimento de flexão dorsal pela ação combinada destes com o músculo tibial anterior. Ao mesmo tempo, joelho e quadril são flexionados e a pélvis gira lateralmente para trazer o tronco para o frente. Isto ocorre até o momento em que o pé passa abaixo do quadril. Depois de passar abaixo o quadril (o qual continua se flexando), joelho e tornozelo começam a se estender movendo o pé para o frente e preparando o membro para receber o peso. A ação do músculo tibial anterior controla a posição neutra do pé contra a força da gravidade, e a combinação deste com o tibial posterior inverte levemente o pé para receber o peso.

Segundo os mesmos critérios usados por Palmer (2002), como a potência e o torque no tornozelo são muito baixos, mas a magnitude da posição e da velocidade se reduzem durante esta fase, a atuação do tornozelo pode se caracterizar como um sistema ativo de segundo ordem sub-amortecido, i.e., uma configuração mola-amortecedor ou um controlador PD.

3. Contato do Calcanhar (Flexão Plantar Controlada): *entre o momento em que o calcanhar toca o chão e o momento em que todo o pé (calcanhar e hálux) se apoia no solo.*

O pé entra em contato com o chão com a face lateral do calcanhar, este se desliza pela superfície do solo e as forças de atrito geradas causam uma força de freio que permite que o resto do calcanhar se pose gradualmente no solo. Nesta fase, é fundamental a contração excêntrica dos flexores, como o tibial anterior, para controlar a extensão (flexão plantar) do tornozelo e que o pé não bata no chão pela alavanca gerada.

Palastanga et al. comparam: “*O contato do pé com o chão parece-se com o pouso de um avião; as rodas do trem de pouso tocam o solo primeiro e aplicam as forças de frenado inicial, depois segue a descida controlada da ponta quando diminuir a velocidade.*” (PALASTANGA et al., 2006, pp. 259, traduzida pelo autor).

Segundo Palmer (2002), a potência no tornozelo durante esta fase é sempre negativa e caracterizar a atuação do tornozelo durante esta fase como uma configuração de elementos passivos, especificamente, como uma mola torsional linear com rigidez variável.

4. Fase de Apoio (Flexão Dorsal Controlada): *entre o momento em que o pé está completamente sobre o solo e o momento em que o pé encontra-se em máxima flexão dorsal (aproximadamente quando o calcanhar deixa o chão).*

Quando todo o pé recebe o peso, os arcos do pé se contraem para trasladar o peso ao longo da face lateral do pé. Nesse instante a inércia do passo anterior leva o corpo para a frente, estendendo o quadril e realizando a flexão dorsal do tornozelo, sendo esta controlada pela contração excêntrica do sóleo. Finalmente, assim que o quadril passa por cima do pé, os músculos sóleo e gastrocnêmio voltam a se contrair e começa o ciclo novamente.

Segundo Palmer (2002), durante esta fase o funcionamento do tornozelo também é meramente passivo (potência negativa), e pode ser caracterizado como uma mola torsional não-linear cujos valores de rigidez tendem a aumentar conforme a pessoa se desloca.

3.1.3 Principais Deficiências Motoras no Tornozelo

As anormalidades da marcha com origem nas desordens neurológicas geralmente estão associadas à incapacidade de controlar os níveis de força muscular. Os dois sintomas mais representativos de uma desordem motora são a paresia e a espasticidade. A paresia é geralmente caracterizada como a fraqueza de um grupo muscular e a espasticidade como o incremento (dependente da velocidade) do tônus muscular como resistência ao alongamento. Estas condições limitam o controle voluntário e a execução hábil de movimentos.

A origem da espasticidade não é clara, no entanto, sabe-se que provem de alterações nos mecanismos inibitórios do sistema nervoso periférico da região comprometida. A falta de inibição resulta em hipertonia, na excessiva contração dos músculos e em hiper-reflexia (LANCE, 1990). É observada principalmente em desordens que envolvem os neurônios motores superiores (p.e. por traumatismos cranioencefálicos, lesões de medula espinhal, acidente cérebro-vascular, ou por esclerose múltipla e paralisia cerebral). Geralmente, os músculos com espasticidade também têm outras condições como fraqueza muscular, movimentos involuntários, e clônus.

O Pé Caído é uma condição presente na maioria dos pacientes pós-AVC. Esta deficiência é caracterizada pela paresia nos músculos do compartimento anterior da perna, responsáveis pela flexão dorsal do tornozelo e dos dedos do pé. A fraqueza destes músculos causa importantes anormalidades no caminhar: 1) excessiva inversão que resulta em que o antepé faça contato com o chão antes da fase de contato do calcanhar, causando instabilidade lateral e podendo causar lesões por torção; 2) como a ponta do pé toca o chão durante a fase de balanço, o paciente faz compensações, alterando seus padrões de marcha no quadril e no joelho para evitar o arraste do pé; 3) dada a fraca impulsão do pé, o joelho deve ser mais flexionado, fazendo com que o comprimento do passo se reduza e a velocidade da marcha caia; e 4) caso seja o calcanhar o primeiro a atingir o chão, a ponta do pé cai rapidamente após o contato fazendo o pé bater o chão com demasiada força (AGRAWAL et al., 2005; WHEELER et al., 2004; MAYO, 2011).

Na maioria das vezes a origem do pé caído é neurológico, sendo raramente o resultado de patologias musculares ou esqueléticas. A deficiência pode se originar em qualquer nível da hierarquia do sistema motor: pode ser de origem central causado por desordens do sistema piramidal como o AVC, tumores, esclerose múltipla ou esclerose lateral amiotrófica, ou lesões como traumatismos cranioencefálicos ou lesão da medula espinhal; ou de origem periférico causado por desordens como distrofia muscular, neuropatia hereditária, pólio ou doença de Charcot-Marie-Tooth, ou lesões nos nervos ciático e perônio (esta lesão é a origem mais frequente de pé caído). **(REF)**

3.2 Reabilitação Robótica dos Movimentos do Tornozelo

A recuperação funcional dos membros inferiores tradicionalmente envolve o uso de diferentes exercícios manuais de alongamento e de fortalecimento, assim como de treinamento de marcha em esteira assistida e com suporte de peso. Uma recente revisão sistemática do *Cochrane Reviews* sugere que a inclusão de dispositivos robóticos e/ou eletromecânicos no treino de marcha em combinação com terapia física apresenta resultados positivos na recuperação de capacidade de marcha pós-AVC (MEHRHOLZ et al., 2013). Além disso, a ausência de efeitos negativos colaterais indica que o uso destes dispositivos é seguro e aceitável para a maioria de pacientes. Adicionalmente, revisões sistemáticas do uso destes dispositivos para pacientes com lesões de medula espinhal sugerem que não existe diferença significativa quando incluir assistência robótica no treino de marcha (MEHRHOLZ et al., 2008).

Com respeito à recuperação funcional específica do tornozelo, Mirbagheri et al. (2011) sugerem que o treino de marcha com a assistência do LOKOMAT em pacientes com SCI incompleta aumentaria o controle voluntário e diminuiria a espasticidade dos músculos que atuam sobre o tornozelo. Apesar disso, os dispositivos para o treino de marcha não incluem atuação sobre o tornozelo, limitando sua assistência sobre este e fazendo-o ineficiente especialmente para a reabilitação do pé caído.

Três categorias de dispositivos têm sido desenvolvidos para a assistência ativa do tornozelo: próteses e órteses, exoesqueletos e robôs terapêuticos. Similares em seu funcionamento e em sua configuração mecânica e eletrônica, as principais diferenças provêm da forma em que são usados.

Dispositivos do primeiro grupo são projetados para serem usados continuamente pelo paciente, procurando substituir (próteses) ou corrigir (órteses) as funções biomecânicas do tornozelo. Embora possam ser usados para reabilitação, os exoesqueletos geralmente estão projetados para o aumento das capacidades motoras de pessoas saudáveis. Deste tipo de dispositivos destaca-se a série de exoesqueletos Hybrid Assistive Leg (HAL) (KAWAMOTO; SANKAI, 2002). Existem diferentes tipos e configurações de robôs terapêuticos, no entanto, a maioria destes estão projetados para a execução controlada de sequências de movimentos e, usualmente, estão ligados a interfaces visuais que servem de realimentação para o paciente. (JIMÉNEZ-FABIÁN; VERLINDEN, 2012)

3.2.1 Órteses Tornozelo - Pé

Tradicionalmente, a reabilitação de desordens como o pé caído inclui o uso de órteses tornozelo-pé (Ankle Foot Orthosis - AFO). Estas órteses são usadas para limitar a amplitude de movimento do tornozelo, impedir que o pé caia durante a fase de balanço e garantir estabilidade mediolateral na fase de apoio. Seu uso usualmente melhora a velocidade de marcha e a longitude do passo, no entanto, o uso de órteses rígidas compromete consideravelmente a estabilidade do joelho (GÖK et al., 2003). O uso de elementos passivos como molas e de mecanismos de ajuste pode oferecer certo grau de adaptabilidade da órtese a cada paciente, e às mudanças de velocidade e de terreno que ocorrem durante a marcha normal. Apesar dos benefícios imediatos que as órteses passivas proporcionam, evidência em pessoas com condições músculo-esqueléticas (não neurológicas) sugere que a imobilização e limitação pode conduzir a diminuição da atividade muscular dos músculos que atuam sobre o tornozelo (GEBOERS et al., 2002) e gerar alterações nos padrões de ativação muscular no membro inteiro (LEUNG; MOSELEY, 2003).

Em Blaya (2002); Blaya e Herr (2004) é desenvolvida e apresentada uma órtese ativa para tornozelo-pé (Active AFO - AAFO) para a assistência do pé caído. Mediante a atuação de um atuador elástico em série (Series Elastic Actuator - SEA), a impedância da junta de uma órtese comercial de polipropileno é modulada ao longo do ciclo de marcha (Figura 3.2).

O ciclo de marcha é dividido em três estados para assistir em separado cada complicação da marcha com pé caído. Na primeira fase, entre o contato do calcanhar e a metade da fase de apoio, se procura prevenir que o pé bata o chão com força demais. Para isso, e conforme com a caracterização de Palmer (2002), um controle de rigidez faz com que a órtese se comporte como uma mola torsional linear cuja rigidez é adaptada em cada passo dependendo da velocidade de marcha e da força de contato com o solo. Geralmente na segunda fase, entre a metade da fase de apoio e o início da fase de balanço, o pé caído não compromete a flexão plantar da pessoa. Então, o controle de impedância da órtese diminui a força do atuador até zero para não intervir na execução normal da impulsão. Finalmente, na terceira fase (correspondente à fase de balanço) e, dado que o tornozelo comporta-se nesta fase como um controle de posição de segundo ordem, os valores de amortecimento e rigidez do controlador de impedância da órtese são ajustados para conseguir a mesma velocidade da outra perna conforme a velocidade do passo.

Figura 3.2: Active Ankle Foot Orthosis - AAFO
(BLAYA (2002), pp. 39)

3.2.2 O Anklebot

O Laboratório Newman¹ tem sido o grupo pioneiro na reabilitação robótica e tem realizado alguns dos mais reconhecidos trabalhos nesta área, incluindo a criação do robô MIT-MANUS. Uma parte da sua visão é a criação de um “ginásio robótico” como parte fundamental da medicina física e das clínicas de reabilitação do futuro (KREBS; HOGAN, 2006).

Como parte deste projeto, em Wheeler et al. (2004) foi apresentada uma primeira versão de um robô terapêutico reconfigurável e modular para o tornozelo. O objetivo principal deste robô é o treinamento de pacientes pós-AVC para a reabilitação do pé caído, para isso, o robô é projetado para posicionar o pé durante a fase de balanço da perna deficiente. Projetado para assistência durante o caminhar, o robô têm sido amplamente utilizado para aplicações clínicas como a realização de movimentos terapêuticos assistidos e a medição das propriedades mecânicas do tornozelo. De forma análoga aos outros robôs deste grupo, este tem características como baixo atrito e baixa impedância mecânica. Este robô é denominado Anklebot (KREBS; HOGAN, 2006).

¹The Eric P. and Evelyn E. Newman Laboratory for Biomechanics and Human Rehabilitation - Massachusetts Institute of Technology, dirigido por Neville Hogan e Hermano Igo Krebs

O Anklebot é apresentado detalhadamente em Roy et al. (2009). Um robô portátil que permite movimentos dentro da amplitude de movimento normal dos três DOF do pé respeito à perna, e pode ser usado tanto para atividades dinâmicas, como no caminhar, como estáticas, como movimentos voluntários em postura sentada, Figura 3.3.

Figura 3.3: Anklebot

Retirada de <http://newsoffice.mit.edu/2013/anklebot-helps-determine-ankle-stiffness-1024>

Na seção 4.2.1 serão apresentadas as principais características mecânicas do Anklebot.

Uma preocupação inicial dos desenvolvedores do Anklebot foi avaliar o efeito que poderia ter a adição da massa do dispositivo como possível “fator de confusão” durante o treino de marcha em pacientes paréticos. A adição de uma carga assimétrica poderia incrementar a assimetria do passo hemiparético e modificar os padrões musculares da perna inteira. Este tópico resulta importante para avaliar a usabilidade do Anklebot durante treino de marcha em esteira. Em Khanna et al. (2010), são examinados os efeitos da carga unilateral gerada pelo peso do robô durante o treino de marcha com o Anklebot tanto sobre solo como em esteira. Embora a hipótese inicial dos autores sugerisse que o padrão cinemático da marcha fosse modificado, os resultados do estudo indicaram que a adição do dispositivo *per se* (o estudo foi feito com o dispositivo desligado) não tinha efeitos estatisticamente significativos nos parâmetros cinemáticos da marcha.

Diferentes estudos têm se realizado com o propósito de avaliar a viabilidade do uso do Anklebot como ferramenta para promover a melhora do desempenho motor no tornozelo. Em Roy et al. (2011), foram apresentados os resultados de um estudo que explorou os efeitos de curto prazo na aquisição e aprendizagem motora no tornozelo em pacientes com hemiparesia crônica

após uma única sessão de treinamento com o Anklebot em posição sentada. Durante duas sessões separadas por 48 horas, os pacientes executaram uma sequência de movimentos alternados de flexão plantar e dorsal evocados por um jogo de video-game que consistia em atingir um conjunto de alvos que apareciam em diferentes alturas da tela. Para o controlador do robô, foi implementada uma estratégia de assistência adaptativa baseada em desempenho similar à desenvolvida previamente para o MIT-MANUS (KREBS et al., 2003). A evolução do controle motor do tornozelo foi avaliado mediante cinco descritores que caracterizam a velocidade, a suavidade e a precisão dos movimentos: (1) velocidade de pico do movimento, (2) velocidade média do movimento, (3) jerk normalizado, (4) número de picos, e (5) número de movimentos atingidos com sucesso.

Como resultado principal deste estudo, foi encontrado que uma única sessão de treinamento produz melhorias estatisticamente significativas nos cinco descritores usados e que estas melhoras são mantidas após 48 horas. Adicionalmente foi observada uma tendência decrescente no inverso do jerk normalizado, i.e., os usuários começaram a fazer movimentos mais suaves e rápidos, indicando um tipo de aprendizagem motora que é mantida ao longo da sessão. Os autores deste trabalho reconhecem três limitações para este estudo: pequeno tamanho da amostra impede a generalização dos resultados; embora os pacientes apresentem melhoras de curto prazo na sua capacidade de aprendizagem motora, não é avaliado como estes ganhos podem continuar além das 48 horas; e como se convertem em melhorias funcionais do paciente, por exemplo, no caminhar.

Não existe uma relação causal explícita entre a aprendizagem observada na realização de exercícios terapêuticos visualmente evocados e o efeito desta na execução das funções locomotoras. Entretanto, Roy et al. (2011), propõem que o treinamento no Anklebot pode ter efeitos indiretos nas capacidades motoras do tornozelo para as diferentes fases do caminhar. Segundo esta hipótese, por causa da exigência realizada na execução dos movimentos para baixo é emulada a fase de flexão plantar controlada do caminhar, assim para movimentos para cima são emuladas as fases de flexão dorsal controlada e da primeira metade da fase de balanço (que requer flexão dorsal). Adicionalmente, sugere que as melhorias observadas no controle motor dos músculos do tornozelo podem melhorar a dinâmica de impulsão na flexão plantar com potência.

Esta teoria é suportada por outro estudo do mesmo grupo (FORRESTER et al., 2011). Utilizando um protocolo similar ao apresentado acima (repetição de movimentos DP visualmente evocados por jogos, assistência adaptativa baseada em rendimento e dificuldade variável do jogo), este trabalho estudou os benefícios potenciais que a realização deste tipo de exercícios terapêu-

ticos durante seis semanas têm nas características da marcha em pacientes pós-AVC em fase crônica.

Para isso, foi avaliada a relação existente entre as melhorias obtidas para dois tipos de avaliações: medições do desempenho motor durante o jogo (número de movimentos com sucesso, velocidade média e pico, e jerk normalizado) e a medição das características espaço-temporais da marcha sobre solo (velocidade média, longitude do passo, cadência e tempo relativo para apoio simples e duplo). O estudo encontrou melhorias significativas após seis semanas para todos os descritores utilizados, realizando movimentos mas fluidos e rápidos no jogo, e destacando-se um aumento da velocidade de marcha em até 20%.

O principal benefício funcional encontrado foi o incremento significativo da velocidade de marcha sobre solo. Na realidade, este resultado desafia o paradigma predominante que estabelece a realização de exercícios orientados especificamente às tarefas como condição ótima para o projeto de intervenções em neuro-reabilitação. Embora seja um estudo piloto projetado para avaliar a usabilidade deste tipo de terapia e o reduzido número de pacientes faz com que o resultados não possam ser generalizados, estes sugerem que o treinamento no Anklebot em posição sentada tem potencial para contribuir à recuperação funcional da marcha em pacientes pós-AVC em fase crônica (FORRESTER et al., 2011). Finalmente, os autores sugerem que a inclusão no treinamento de movimentos de inversão-eversão poderia aumentar o controle motor dos músculos responsáveis da estabilidade mediolateral, melhorando o balanço do paciente.

3.3 Conclusão

A descrição mecânica do tornozelo permite observar que é um intrincado mecanismo de elementos biológicos passivos (ossos e ligamentos) cuja configuração anatômica (i.e., sua geometria) permite um alto grau de mobilidade entre o pé e a perna. Ainda, existe um conjunto de elementos ativos cuja atuação controlada desde o sistema nervoso permite a execução de diferentes movimentos voluntários e funcionais.

Durante a marcha, o tornozelo, juntamente com o quadril e o joelho, fazem uma sequência contínua, padronizada e rítmica de movimentos que permitem uma deambulação controlada, eficiente e estável. Então, quando alguma lesão ou doença no sistema nervoso limita a capacidade do sistema motor de controlar os níveis de força muscular, a sequência de movimentos é alterada e aparecem diferentes anormalidades na marcha.

Os dois sintomas mais relevantes que revelam a existência de deficiências motoras e que limitam a marcha normal são o incremento involuntário da resposta reflexiva como resposta ao alongamento (espasticidade) e a incapacidade de gerar a suficiente força muscular durante os movimentos (paresia). A presença combinada ou individual destes sintomas geram marchas anormais como a marcha hemiplégica, diplégica ou neuropática, assim como condições como o pé caído.

Tradicionalmente, a recuperação dos movimentos funcionais numa articulação tem sido associada à realização de exercícios dentro das atividades funcionais que se procura recuperar (*task-oriented*). No caso do caminhar, os benefícios ótimos são esperados durante as diferentes terapias de treino de marcha. Portanto, os maiores esforços para a reabilitação robótica do caminhar tem sido realizados no desenvolvimento de dispositivos como o LOKOMAT.

Com relação à recuperação funcional do tornozelo, embora o treino com robôs como o LOKOMAT tenha apresentado resultados positivos, estes não incluem atuação sobre o tornozelo, limitando assim a assistência sobre esta articulação. Especialmente motivados na reabilitação do pé caído, os esforços no desenvolvimento de robôs para a recuperação funcional do tornozelo têm se centrado em duas linhas: o projeto de órteses ativas para tornozelo-pé e o projeto de dispositivos como plataformas e manipuladores para a execução controlada de movimentos terapêuticos.

De especial consideração são os resultados obtidos por Roy et al. (2011) e Forrester et al. (2011). Embora estes não possam ser generalizados, foram identificados benefícios potenciais que a realização de movimentos terapêuticos não orientados às tarefas pode oferecer à recuperação funcional do tornozelo, especialmente em termos do aumento da velocidade de marcha.

Para uma revisão mais profunda sobre dispositivos robóticos usados para reabilitação de tornozelo, sugere-se ao leitor algumas revisões (HERR, 2009; JIMÉNEZ-FABIÁN; VERLINDEN, 2012; VITECKOVA et al., 2013; ZHANG et al., 2013).

Finalmente, considera-se a aplicabilidade do controle adaptativo de robôs de reabilitação pelos resultados obtidos por Palmer (2002), ao caracterizar o comportamento do tornozelo durante o caminhar em termos da impedância mecânica. Similar à abordagem utilizada por Blaya e Herr (2004), pode-se implementar um controlador de impedância para que a atuação do robô complemente em parte a impedância do paciente.

Capítulo 4

Impedância Adaptativa

4.1 Introdução

Neste capítulo, é apresentada uma estratégia adaptativa para o controle de um robô, que modifica a quantidade de assistência robótica a partir da estimativa online do comportamento dinâmico do sistema paciente-robô, esta estratégia tenta incrementar a participação do paciente e assistir somente quando for necessário durante a terapia. Inicialmente, como medida válida da participação do paciente é feita uma estimativa da rigidez do paciente baseada no erro de posição. Então, são apresentados dois métodos para determinar a rigidez do robô, a qual determina por sua vez a quantidade de assistência robótica. A partir de uma posição desejada, o primeiro método tenta normalizar a rigidez combinada entre paciente e robô que é necessária para alcançar um erro admissível, e no segundo método, a assistência robótica ótima é determinada a partir da minimização de uma função de custo. É utilizado um conjunto de jogos computacionais para evocar e monitorizar o desempenho motor do paciente, e a quantidade máxima de assistência é adaptada conforme com o desempenho no jogo. São apresentados os resultados obtidos com a implementação durante uma sessão de terapia de reabilitação de tornozelo com o Anklebot.

Para isso, o capítulo está dividido em cinco partes além desta introdução. Inicialmente, são feitas descrições do funcionamento do Anklebot e dos jogos utilizados para evocar a avaliação dos movimentos. Na terceira parte, é apresentado o conjunto de métodos utilizados para formular o controlador de impedância adaptativo. A quarta parte descreve o protocolo experimental utilizado para avaliar as estratégias desenvolvidas. Os resultados obtidos são apresentados na quinta parte deste capítulo. E finalmente, é apresentada uma discussão sobre os resultados.

4.2 Descrição do sistema

4.2.1 Dispositivo robótico: O Anklebot

O Anklebot (ROY et al., 2009) é um robô leve (pesa menos de 3,6 kg), *backdriveable* e com baixo atrito, que permite a realização de movimentos nos três graus de liberdade do pé com respeito à perna durante a marcha ou enquanto se permanece sentado, Figura 4.2.1. O robô atua sobre dois destes graus de liberdade mediante dois atuadores lineares montados em paralelo à perna. Os movimentos atuados são flexão dorsal/plantar (DP) no plano sagital, quando os atuadores se movimentam no mesmo sentido, e inversão/eversão (IE) no plano frontal, quando os atuadores se movimentam em sentidos contrários. Devido à atuação em paralelo à perna, o robô não tem atuação sobre o movimento de rotação interna/externa do tornozelo, sendo este um grau de liberdade passivo. A sub-atuação apresentada pelo robô (menos graus de liberdade que os apresentados pelo paciente) permite que o dispositivo seja instalado sem necessidade de ter um alinhamento preciso com as articulações do tornozelo.

O robô permite até 25° de flexão dorsal, 45° de flexão plantar, 25° de inversão, 20° de eversão, e 15° de rotação interna ou externa, estes limites estão dentro das amplitudes de movimento normais. O Anklebot pode aplicar torques de até 23 N/m para DP e 15 N/m para IE. Naturalmente, estes torques não são suficientes para suportar o peso do usuário, no entanto, os torques fornecidos permitem contribuir à impulsão durante a flexão plantar com potência, e o posicionamento adequado do pé durante a fase de balanço compensando os efeitos do pé caído.

O Anklebot possui dois tipos de sensores de posição: um conjunto de sensores rotacionais coaxiais aos motores dos atuadores com uma resolução de $8,78 \times 10^{-30}$; e um conjunto de encoders lineares incrementais com uma resolução de 5×10^{-6} m montados na unidade de tração. O primeiro conjunto é usado para comutar os motores, o segundo provê as medições usadas para o cálculo do ângulo do tornozelo na realimentação do controlador.

O Anklebot utiliza um controlador de impedância básico proporcional-derivativo (PD) com posição de referência programável, e ganhos proporcional (rigidez) e derivativo (amortecimento) também programáveis.

Para determinar as posições angulares do tornozelo mediante o Anklebot, este usa um modelo matemático e geométrico linearizado do sistema perna-tornozelo-pé baseado em valores antropométricos médios e os valores obtidos dos sensores de posição do dispositivo (ROY et al., 2009).

O torque transmitido pelo robô ao pé, é calculado mediante as seguintes equações:

$$\tau_{dp} = (F_{dir} + F_{esq}) x_{comp}, \quad (4.1a)$$

$$\tau_{ie} = (F_{dir} - F_{esq}) x_{larg}, \quad (4.1b)$$

sendo τ_{dp} e τ_{ie} os torques aplicados na junta do tornozelo nos planos sagital (DP) e frontal (IE) respetivamente, F_{dir} e F_{esq} as forças geradas pelos atuadores direito e esquerdo respetivamente, e x_{comp} e x_{larg} são as distâncias entre a linha de ação de força do atuador e o ponto de ligação entre o tornozelo e o robô nos planos sagital e frontal, respetivamente.

4.2.2 Jogos Computacionais

O uso de jogos computacionais é uma abordagem comum nos processos de reabilitação que envolvem robôs. A plataforma computacional do Anklebot inclui um ambiente de trabalho interativo que associa os movimentos do dispositivo robótico com eventos num jogo de vídeo na tela, assim, o paciente permanece sentado numa cadeira ajustável enquanto desenvolve seu jogo-terapia (ROY et al., 2011; FORRESTER et al., 2011).

Foram desenvolvidos dois jogos que visualmente evocam e guiam o paciente na avaliação dos movimentos de flexão dorsal/plantar (jogo 1) e de inversão/eversão (jogo 2). Os jogos consistem em atingir uma sequência de alvos (apresentados na tela como um círculo azul) que aparecem alternadamente em dois níveis diferentes da tela (verticais para DP e horizontais para IE). Como parte da realimentação para o paciente, uma pontuação acumulada é apresentada na tela, a qual aumenta 20 pontos por cada alvo atingido e diminui 10 por cada alvo não atingido. Os eixos de movimento da figura na tela estão associados com os movimentos do sistema robô-tornozelo de modo que $x \propto \theta_{ie}$ e $y \propto \theta_{dp}$ sendo (x, y) as coordenadas de posição na tela da figurinha, e θ_{dp} e θ_{ie} os valores de posição angular para DP e IE, respetivamente.

Um componente adicional destes jogos é a inclusão de uma quantidade constante de força em direção contrária ao movimento desejado para o paciente. Assim, o robô está programado para realizar a dupla função de assistir a avaliação dos movimentos, ao mesmo tempo que impor um desafio ao paciente. Note que no caso dos movimentos de DP, este torque simula a ação de forças de reação do chão durante a fase de impulso no caminhar nos exercícios de flexão plantar, e amplifica a força gravitacional causada pelo peso do pé durante a fase de balanço do caminhar nos exercícios de flexão dorsal.

O primeiro exercício projetado segue uma sequência alternada de movimentos de flexão dorsal e plantar. O jogo associado a este exercício consiste em que o paciente deve atingir os alvos que aparecem na tela enquanto suporta o peso de uma melancia (Figura 4.1(a)) ou contém a subida de um balão (Figura 4.1(b)).

(a)

(b)

Figura 4.1: Jogo da melancia-balão no ambiente interativo do Anklebot.

a) Flexão plantar. b) Flexão dorsal.

O segundo exercício consiste numa sequência de movimentos de inversão e eversão alternados. O jogo associado com estes movimentos consiste em que o paciente deve atingir os alvos enquanto encaminha um automóvel no sentido correto, Figura 4.2. Por causa da força constante aplicada no sentido contrário, no início, os automóveis movem-se em marcha ré e o paciente deve compensar tal força usando os movimentos de inversão (Figura 4.2(a)) e eversão (Figura 4.2(b)) do tornozelo.

(a)

(b)

Figura 4.2: Jogo dos automóveis no ambiente interativo do Anklebot.

a) Inversão. b) Eversão.

4.3 Métodos

Nesta seção são apresentados os métodos utilizados para a formulação do controlador de impedância adaptativa. Inicialmente, é a formulação do controle de impedância utilizado. Segundo, é apresentado um método para a estimativa da rigidez do paciente baseada no erro de posição. Terceiro, são apresentados dois métodos (impedância complementar e impedância ótima) para determinar a quantidade de assistência necessária. Finalmente, um algoritmo de adaptação modifica a quantidade máxima de assistência conforme com o desempenho do paciente.

4.3.1 Controlador de Impedância

Dado um manipulador robótico como o Anklebot, sua impedância mecânica no espaço das juntas é a função de transferência $Z(s)$ que relaciona a torque, $\tau(s)$, com a posição angular, $\theta(s)$, do efetuator final:

$$Z(s) = \frac{\tau(s)}{\theta(s)} = Is^2 + Bs + K, \quad (4.2)$$

de modo que:

$$\tau(t) = I\ddot{\theta}(t) + B\dot{\theta}(t) + K\theta(t). \quad (4.3)$$

Em (4.2 e 4.3), o termo de ordem zero, K , é chamado de rigidez e descreve a relação entre o torque exercido pelo atuador final e a sua posição angular, o termo de primeira ordem, B , é chamado de amortecimento e descreve a relação entre o torque exercido e a velocidade angular, e o termo de segunda ordem, I , é chamado de inércia e descreve a relação entre o torque exercido e a aceleração angular.

O conjunto formado pelos membros do paciente e pelo dispositivo robótico pode ser considerado como um único sistema mecânico de corpos rígidos unidos por N juntas (com N graus de liberdade). Segundo a dinâmica de manipuladores (SICILIANO et al., 2009), a dinâmica do sistema é dada por:

$$\tau = M(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + V\dot{\theta} + G(\theta), \quad (4.4)$$

sendo θ o vetor de posições angulares para as juntas do sistema, τ o vetor dos torques que agem sobre o sistema robô-paciente, $M(\theta)$ a matriz simétrica e positiva definida que representa os efeitos inerciais nas juntas, $H(\theta, \dot{\theta})$ o vetor que representa os efeitos das forças de Coriolis e centrífuga induzidos nas juntas, V a matriz dos coeficientes de atrito das juntas e $G(\theta)$ o vetor que representa os efeitos das forças gravitacionais nas juntas do sistema.

O torque total que atua sobre o sistema corresponde à soma dos torques aplicados pelo robô, τ_r , e pelo paciente, τ_h , i.e.:

$$\tau = \tau_r + \tau_h, \quad (4.5)$$

O comportamento dinâmico desejado para o robô como resposta à ação do paciente é dado por:

$$\tau_h = M_r \ddot{\theta} - B_r \dot{\theta}_e - K_r \theta_e, \quad (4.6)$$

sendo θ_e o vetor de erros de posição (com $\theta_e = \theta_d - \theta$), θ_d o vetor de posições angulares desejadas para as juntas do sistema, e M_r , B_r e K_r matrizes simétricas e não-negativas que representam, respectivamente, a inércia, o amortecimento e a rigidez desejados para o manipulador.

Isolando $\ddot{\theta}$ em (4.6), tem-se:

$$\ddot{\theta} = M_r^{-1}(\tau_h + B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e). \quad (4.7)$$

Substituindo (4.7) em (4.4), a lei de controle que garante o comportamento dinâmico da Equação (4.6) é:

$$\tau = H(\theta, \dot{\theta}) + V\dot{\theta} + G(\theta) - \tau_h + M(\theta)M_r^{-1}(B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e + \tau_h). \quad (4.8)$$

Esta lei de controle corresponde a um controle de impedância por torque calculado e é a forma geral para a maior parte das implementações do controle de impedância. (Figura 4.3)

Figura 4.3: Diagrama de blocos de um Controle de Impedância.

Algumas simplificações podem ser feitas na Equação (4.8) para facilitar a implementação do controle de impedância.

Simplificação 1.

Para valores suficientemente baixos de aceleração ($\ddot{\theta} \approx 0$), os efeitos inercias nas juntas podem ser desprezados. Assim, a inércia desejada do sistema pode ser escolhida como $M_r = M(\theta)$ para remover o componente de compensação τ_F da lei de controle.

$$\tau = H(\theta, \dot{\theta}) + V\dot{\theta} + G(\theta) + (B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e). \quad (4.9)$$

Simplificação 2.

Para valores suficientemente baixos de velocidade ($\dot{\theta} \approx 0$), os efeitos das forças dependentes da velocidade (centrífuga, de Coriolis e atrito viscoso) podem ser desprezados.

$$\tau = G(\theta) + (B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e). \quad (4.10)$$

Simplificação 3.

Se o efeito de $G(\theta)$ é desprezado, o controlador não conseguirá um seguimento exato da trajetória desejada, i.e., o sistema apresentará erro de regime. No entanto, uma precisa compensação de $G(\theta)$ requer o conhecimento (ou estimativa) da dinâmica do sistema, e isso pode ser muito difícil em um sistema com interação humano-robô. Mesmo assim, enquanto a estabilidade do sistema seja garantida (mantendo $K \geq 0$ e $B \geq 0$, e dentro de uma região estável), esta simplificação é muito comum.

$$\tau = B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e. \quad (4.11)$$

A Equação (4.11) apresenta uma forma simplificada de um controlador de impedância. A Figura 4.4 amostra o seu diagrama de blocos. Note-se que esta lei de controle corresponde a um controlador proporcional-derivativo (PD). Como é descrito na seção 4.2.1, esta forma de controlador é utilizada para o controle do Anklebot.

Figura 4.4: Diagrama de blocos simplificado de um Controle de Impedância.

Finalmente, para a implementação do controlador de impedância adaptativo foi modificado um controle de impedância da forma básica PD. O controlador foi modificado tal que os seus parâmetros sejam calculados em tempo real a partir da estimativa da rigidez do paciente (baseada no erro de posição) segundo os algoritmos apresentados nas seções seguintes, Figura 4.5.

Figura 4.5: Controle de rigidez (impedância) adaptativa.

4.3.2 Estimativa da Impedância do Usuário

Conforme a formulação das Equações 4.4 e 4.5, a dinâmica completa do sistema perna-tornozelo-pé-robô está dada por:

$$\tau_r + \tau_h = M(\theta) \ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + V\dot{\theta} + G(\theta). \quad (4.12)$$

Recentemente, foi realizado um estudo com o Anklebot para caracterizar o comportamento dinâmico do tornozelo para diferentes tipos de movimentos em termos da impedância mecânica (LEE, 2013). Os resultados deste estudo confirmam que apesar da sua alta complexidade interna, o comportamento da impedância do tornozelo é muito simples e, pode-se assumir que o movimento do tornozelo em cada grau de liberdade aproxima-se com uma impedância mecânica de segundo ordem com parâmetros variáveis de inércia, amortecimento e rigidez.

Então, assumindo que a trajetória estabelecida pelo paciente é igual à estabelecida pelo robô, o torque exercido pelo paciente é determinado por:

$$\tau_h = -M_h \ddot{\theta} + B_h \dot{\theta}_e + K_h \theta_e, \quad (4.13)$$

sendo K_h , B_h e M_h , rigidez, amortecimento e inércia do paciente, respetivamente.

Conforme a descrição da estratégia apresentada na seção 4.2, o atuação do robô tem dois componentes, um componente de assistência determinado pelos parâmetros do controle de impedância dados pela Equação 4.11, somado a um componente de torque externo virtual τ_e , atuando em oposição à direção do movimento. Então, o torque exercido pelo robô é dado por:

$$\tau_r = B_r \dot{\theta}_e + K_r \theta_e - \tau_e, \quad (4.14)$$

Substituindo as Equações 4.13 e 4.14 em 4.12, a dinâmica do sistema está dada por:

$$-\tau_e - M_h \ddot{\theta} + (B_h + B_r) \dot{\theta}_e + (K_h + K_r) \theta_e = M(\theta) \ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + V \dot{\theta} + G(\theta). \quad (4.15)$$

Assumindo o comportamento do sistema em regime permanente ($\dot{\theta} \approx 0$ e $\ddot{\theta} \approx 0$), de modo que a condição de equilíbrio do sistema é dada por:

$$-\tau_e + (K_h + K_r) \theta_e = G(\theta). \quad (4.16)$$

Resolvendo para K_h :

$$\hat{K}_h = \frac{G(\theta) + \tau_e}{\theta_e} - K_r. \quad (4.17)$$

A Equação 4.17 permite estimar a rigidez do paciente entorno à posição desejada.

O resultado anterior indica que para se obter uma estimativa precisa da rigidez do paciente para um movimento é necessário estimar a magnitude do efeito da força gravitacional.

Para fazer tal estimativa, considera-se que os elementos do vetor $G(\theta) = [G_{dp} \ G_{ie}]^T$ sejam expressos por:

$$G = \begin{bmatrix} G^{dp}(\theta) \\ G^{ie}(\theta) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m \ g \ r_{cg}^{dp} \cos(\theta_{cg}^{dp}) \\ m \ g \ r_{cg}^{ie} \cos(\theta_{cg}^{ie}) \end{bmatrix}, \quad (4.18)$$

sendo m a massa do pé, g a aceleração da gravidade, r_{cg} a distância entre a linha de giro do tornozelo e o centro de gravidade do pé, e θ_{cg} o ângulo formado entre o plano de movimento e a linha traçada entre o centro de gravidade e a linha de giro do tornozelo para cada grau de liberdade. Os índices dp e ie indicam flexão dorsal-plantar e inversão-eversão, respetivamente.

Usando dados antropomórficos médios para o pé:

$$m \approx 1kg, \quad r_{cg}^{dp} < 10cm, \quad r_{cg}^{ie} < 2cm, \quad -90^\circ < \theta_{cg}^{dp} < 0^\circ, \quad 70^\circ < \theta_{cg}^{ie} < 110^\circ,$$

obtendo-se que:

$$\begin{aligned} -1 \leq G^{dp}(\theta) \leq 0 \text{ N.m} , \\ G^{ie}(\theta) \approx 0 . \end{aligned} \tag{4.19}$$

Assumindo que o torque sobre o tornozelo seja consideravelmente maior que o efeito da força gravitacional, i.e., $\tau \gg G(\theta)$, é possível desprezar este efeito de modo que a rigidez estimada do paciente seja finalmente dada por:

$$\hat{K}_h = \frac{\tau_e}{\theta_e} - K_r. \tag{4.20}$$

Note-se que a rigidez combinada (soma das rigidezes do paciente e do robô) determina a razão entre os torques externos (gravitacional e virtual) e o erro de posição em regime permanente. Isto faz sentido na medida em que entre mais alto o valor de rigidez combinada, menor será o erro de posição para um valor de torque determinado, e vice-versa.

É muito importante destacar que neste trabalho o conceito de impedância mecânica, e especialmente o conceito de rigidez do paciente, deve-se entender como a resposta dinâmica de ordem zero que apresenta a articulação do tornozelo à imposição de uma forma externa. Embora estejam relacionadas, não deve-se confundir com a rigidez dos músculos ou dos tecidos internos.

4.3.3 Cálculo da Impedância do Robô

A impedância total que atua sobre o sistema ósseo-articular do paciente é equivalente à soma da impedância do sistema neuro-muscular do mesmo e da impedância do robô (HOGAN, 1985b). Segundo esse princípio e as considerações apresentadas nos capítulos anteriores, pode-se calcular a impedância que deve apresentar o robô a partir do comportamento desejado para o sistema inteiro e da impedância medida/estimada do usuário.

Rigidez Complementar

O primeiro método utilizado é baseado na ideia de que a rigidez combinada do sistema, $K_h + K_r$, deve assumir um valor admissível, K^{adm} , que seja suficiente para que o sistema paciente-robô consiga um desempenho aceitável em regime permanente, sendo que:

$$K^{adm} = K_h + K_r. \tag{4.21}$$

A Equação 4.20 amostra a existência de uma relação inversamente proporcional entre a rigidez

combinada do sistema e o valor do erro de posição. Então, definindo-se um valor admissível do erro, θ_e^{adm} , pode-se determinar o valor de K^{adm} mediante:

$$K^{adm} = \frac{\tau_e}{\theta_e^{adm}}. \quad (4.22)$$

Assim, a rigidez do robô é calculada como a rigidez necessária para complementar à rigidez estimada do paciente e alcançar a rigidez admissível, e está determinada por:

$$K_r^c = K^{adm} - \hat{K}_h, \quad (4.23)$$

sendo K_r^c a rigidez complementar do robô e $\hat{K}_h$ é a rigidez do paciente estimada na seção anterior.

Rigidez Ótima

A interação entre um paciente e um robô durante uma terapia de reabilitação é considerada equivalente à relação entre um estudante e seu professor num processo de aprendizagem (JARRASSÉ et al., 2012). Neste tipo de interação, os melhores resultados são alcançados quando o professor (robô) tenta minimizar o erro do estudante (paciente), enquanto minimiza seu próprio esforço. Tal interação é caracterizada mediante uma função matemática (chamada função de custo ou funcional) que pondera o erro de paciente (diferença entre posição desejada e real) e o esforço do robô (torque exercido pelo robô para assistência).

Neste trabalho a função de custo associada ao comportamento do robô no processo de reabilitação é apresentada por:

$$J = \theta_e^2 + \beta \tau_r^2, \quad (4.24)$$

sendo $\beta > 0$ o parâmetro de ponderação.

Assim, o segundo método para calcular a rigidez do robô é implementado minimizando a Equação 4.24 com relação à rigidez do robô, i.e., deve-se determinar o valor de rigidez que otimiza a quantidade de assistência (EMKEN et al., 2005).

Inicialmente, J se expressa em função das variáveis que se conhecem, i.e., τ_e , K_r , $\hat{K}_h$ e β . Para isto, assume-se condição de estado estacionário ($\dot{\theta} \approx 0$ e $\ddot{\theta} \approx 0$) tal que $\tau_r = K_r \theta_e$ e:

$$J = \theta_e^2 (1 + \beta K_r^2), \quad (4.25)$$

Isolando θ_e na Equação 4.20 e substituindo na Equação 4.25, a forma final do funcional para otimizar fica:

$$J = \tau_e^2 \frac{1 + \beta K_r^2}{(K_r + \hat{K}_h)^2}, \quad (4.26)$$

Derivando J em função da rigidez do robô K_r :

$$\frac{\partial J}{\partial K_r} = 2\tau_e^2 \frac{\beta K_r \hat{K}_h - 1}{(K_r + \hat{K}_h)^3}, \quad (4.27)$$

Fazendo $\frac{\partial J}{\partial K_r} = 0$ e resolvendo para K_r :

$$K_r^* = \frac{1}{\beta \hat{K}_h}. \quad (4.28)$$

A Equação 4.28 determina a rigidez ótima do robô.

No entanto, note-se que se em algum momento estima-se que o paciente não está participando do processo ($\hat{K}_h \approx 0$), o valor da rigidez ótima do robô tende para o infinito ($K_r^* \rightarrow \infty$). A fim de prevenir tal situação, é definida a seguinte restrição:

$$K_r^o = \min (K^{adm} - \hat{K}_h, \frac{1}{\beta \hat{K}_h}), \quad (4.29)$$

Assim, o valor de K_r é restrito a ser sempre menor do que a rigidez complementar de modo que o paciente não assista mais do que é necessário durante o movimento.

A Figura 4.6 mostra uma representação gráfica das Equações 4.23 e 4.29.

Figura 4.6: Representação gráfica dos algoritmos de assistência.

4.3.4 Adaptação Baseada no Rendimento

A partir das Equações 4.23 e 4.29, se o paciente não participa do exercício em algum momento da terapia ($\hat{K}_h \approx 0$), o robô assistirá completamente ao paciente mediante o aumento da sua rigidez até manter o movimento dentro do erro admissível. Se o robô mantém baixo o valor do erro, o comportamento esperado para o paciente será a otimização de seu esforço, e por tanto, redução de sua participação. A fim de prevenir esta situação, é definido um fator de adaptação da assistência $\alpha < 1$ que limita a rigidez efetiva do robô, ou seja:

$$\bar{K}_r = \alpha K_r, \quad (4.30)$$

sendo $0 \leq \alpha \leq 1$ o fator de assistência, e $\bar{K}_r$ a rigidez real do robô.

O fator α se atualiza mediante uma lei de adaptação baseada em desempenho da forma:

$$\alpha_{k+1} = f\alpha_k + g(1 - P), \quad (4.31)$$

sendo k um índice temporal para cada seção do jogo (conjunto de alvos), f e g os fatores de esquecimento e de ganho, respetivamente, e P a medida do desempenho dada por:

$$P = \frac{N_s}{N}, \quad (4.32)$$

sendo N_s o número de alvos atingidos numa seção do jogo, e N o número total de alvos da seção.

Assim, se o paciente faz um bom desempenho ao longo de uma seção ($P \approx 1$) a assistência do robô é reduzida devido ao fator de esquecimento, e se o paciente não faz um desempenho bom ($P \approx 0$) a assistência é incrementada devido ao fator de ganho, Figura 4.7.

Figura 4.7: Evolução temporal de α e P

(a) $P = 1$ e (b) $P = 0$, ($f = 0.9$ e $g = 0.1$)

4.4 Protocolo experimental

4.4.1 Sujeitos

As estratégias de reabilitação propostas foram avaliadas em testes com três ($n = 3$) pacientes crônicos de AVC, recrutados pelo Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos para a participação voluntária numa sessão de avaliação.

Os critérios de inclusão dos participantes foram:

1. Homem ou mulher menor de 80 anos, com primeiro AVC acontecido há mais de 6 meses;
2. Efeitos residuais de marcha hemiparética;
3. Funções cognitivas e de comunicação adequadas para seguir comandos de dois passos; e
4. Força muscular suficiente para executar movimentos de DP e IE.

Os critérios de exclusão para os participantes foram:

1. Condições ortopédicas, artríticas ou inflamatórias que limitem a avaliação dos movimentos;
2. Espasticidade muito alta no tornozelo parético (Escala modificada de Ashworth [MAS] >2);
3. Ataxia causada por lesões cerebelares;
4. Déficits cognitivos como demência (Mini-exame do estado mental ≤ 23);
5. Afasia severa global ou receptiva com incapacidade de seguir comandos de dois passos,
6. Histórico de distúrbios neurológicos diferentes ao AVC que possam alterar o controle motor;
7. Impedimentos na visão que possam impedir o seguimento visual do jogo;
8. Qualquer outra condição física ou mental que possa impedir ou limitar algum dos componentes da participação do paciente no treinamento (hipertensão, obesidade, depressão, diabetes, etc.)

As características demográficas do estudo são apresentadas na Tabela 4.1. O grupo consiste de três pacientes homens, crônicos pós-AVC isquêmico, com idades entre 58 e 72 anos (62.5 ± 8.2 anos), que tiveram seu primeiro evento entre 15 e 82 meses (39.2 ± 37 meses). Todos eles com hemiparesia e dominância direita, sem limitação significativa da amplitude de movimento no plano sagital ($19 \pm 3.6^\circ$ em FD e $25 \pm 5^\circ$ em FP). Dois dos três pacientes apresentaram valores baixos de velocidade de marcha (0.64 e 0.44 m/s frente a 1.72 m/s do terceiro), valores altos no test TUG modificado (27.3 e 31.1 s frente a 7.8 s do terceiro) e usam órtese bengala para caminhar.

Tabela 4.1: Demografia dos participantes ($n = 3$)

Atributo	Pac. A	Pac. J	Pac. O	Grupo
Idade (anos)	58.2	57.5	71.9	62.5 ± 8.2
Gênero (M/F)	M	M	M	3 M
Lado Dominante/Paretico (D/E)	D	D	D	3 D
Tempo pós-AVC (meses)	82	20	15	39.2 ± 37
Tipo de AVC (I/H)	I	I	I	3 I
Altura (m)	1.67	1.71	1.75	1.71 ± 0.04
Peso (kg)	60	63	81	68 ± 11.35
Uso de Órtese	OB	OB	Não	2 OB, 1 Não
Índice de Barthel	19	19	20	19.3 ± 0.6
Escala de Equilíbrio de Berg	41	47	51	46.3 ± 5.0
MMSE	24	24	25	24.3 ± 0.6
Test TUG modificado (s)	27.3	31.1	7.8	22.1 ± 12.5
Escala de Fugl Meyer	24	28	32	28 ± 4
Velocidade 10 m (m/s)	0.64	0.44	1.72	0.94 ± 0.69
ADM passivo para DF (°)	20/20	15/20	22/22	$19 \pm 3.6 / 20.7 \pm 1.1$
ADM passivo para PF (°)	20/30	25/30	30/30	$25 \pm 5 / 30 \pm 0$
EAM. DF	1+	1+	1	1 - 1+
EAM. PF	1+	0	0	0 - 1+

Notas:

O test TUG (Time Up and Go) foi realizado três vezes e foi calculada a média. A avaliação de velocidade de marcha foi realizada três vezes antes da sessão e foi calculada a média. O primeiro valor de ADM corresponde ao membro acometido, o segundo ao membro normal.

M = masculino, F = feminino, D = direita, E = esquerda, I = Isquêmico, H = Hemorrágico, OB = Órtese Bengala, ADM = Amplitude de movimento, EAM = Escala Ashworth modificada, MMSE = Mini-exame do estado mental.

4.4.2 Procedimento

O protocolo realizado neste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos (No. 26054813.1.0000.5504) e foi conduzido pela Profissional Fisioterapeuta Marcela de Abreu Silva Couto (MSc).

O protocolo experimental consiste em duas sessões. Em cada sessão são avaliadas as duas soluções adaptativas (complementaria e ótima) para cada um dos dois eixos de movimentos considerados (DP e IE) com o paciente realizando 100 movimentos durante cada avaliação, i.e., são 8 sequências de 100 movimentos. É dado um tempo de repouso de 1 min entre cada avaliação e um tempo de repouso intermédio de 5 minutos entre cada sessão.

Com relação às características do jogo, o torque externo (que simula o peso da melancia ou o impulsão do balão no jogo da melancia-balão e a ação de marcha ré dos autos no jogo dos automóveis, i.e., τ_e na Equação 4.22), é estabelecido como 3 N.m em DP e 1.5 N.m em IE, representando aproximadamente 20 N e 10 N de força para o ante pé.

As posições angulares desejadas (θ_d) correspondentes aos alvos são estabelecidas como 7° (flexão dorsal e inversão) e -7° (flexão plantar e eversão). O erro admissível é definido como 20% do ângulo desejado ($\theta_d^{adm} = 1.4^\circ$). Da Equação 4.22, a rigidez combinada necessária para o movimento é $K^{adm} = 125$ N.m/rad para DP e $K^{adm} = 62.5$ N.m/rad para IE.

Após o paciente atingir o alvo ou após o término do tempo disponível (3 s cada alvo em DP e 5 s em IE), o torque externo variará gradualmente de -3 N.m (-1.5 N.m), quando dorsiflexão (inversão), até 3 Nm (1.5 N.m), quando plantarflexão (eversão), e vice-versa. A estimativa da rigidez do paciente inicia no instante de tempo em que o torque externo alcança seu valor final, aproximadamente 0.5 s em DP e 0.15 s em IE, e finaliza quando o erro admissível é alcançado.

Adicionalmente, para evitar grandes discontinuidades na rigidez do robô é definida como taxa máxima de variação para K_r de 1 N.m a cada 0.05 s). Como consequência disso, uma vez iniciado o período de estimativa, a rigidez do robô aumenta gradualmente até o valor máximo determinado por α . Do mesmo modo, quando o sistema atinge o alvo, a rigidez do robô diminui gradualmente até 0.

O processo de adaptação baseada no desempenho inicia com um fator de assistência $\alpha = 0.5$ e atualiza seu valor a cada sub-seção de 10 movimentos, i.e., $N = 10$ na Equação 4.32. Heurísticamente, foram escolhidos os seguintes valores para os parâmetros: fator de ganho $f = 0.95$, fator de esquecimento $g = 0.1$, amortecimento do robô $B_r = 5$ N.m.s/rad e $\beta = 0.0005$.

4.5 Resultados

4.5.1 Tratamento dos dados

Toda a informação utilizada para a análise dos resultados foi calculada a partir das sequências de dados cinemáticos e cinéticos (posições e torques) gravados pelo robô durante as avaliações. A frequência de amostragem dos dados é de 200 Hz. Todas as sequências de dados foram segmentadas em movimentos segundo as mudanças de posição desejada determinados pelo jogo, Figura 4.8. (Ver Apêndice para as sequências de todas as avaliações)

As velocidades, $\omega_{dp}(t)$ e $\omega_{ie}(t)$, acelerações, $\alpha_{dp}(t)$ e $\alpha_{ie}(t)$, e jerks, $S_{dp}(t)$ e $S_{ie}(t)$, ao longo dos movimentos foram calculados como a primeiras, segundas e terceiras derivadas das posições angulares, $\theta_{dp}(t)$ e $\theta_{ie}(t)$, usando a função *diff* de MATLAB[®] (The MathWorks, Inc.).

Figura 4.8: Sequência de posição angular (DP) e da sua segmentação.

(Sup.) Posição angular em DP (linha preta contínua) durante uma sub-seção do jogo, e posição angular desejada (linha azul pontilhada). (Inf.) Posição angular para os diferentes segmentos de uma sequência. (Paciente A, Complementar, Avaliação 1)

Com a finalidade de reduzir a grande quantidade de dados fornecidos pelo robô, facilitar a análise das características dos movimentos e fazer comparações quantitativas entre os efeitos das diferentes variações nas estratégias propostas, foi calculado um conjunto de parâmetros para cada movimento realizado com sucesso (i.e., quando o alvo for atingido com sucesso). Estes parâmetros fornecem informações relativas ao tempo, posição (erro), velocidade, jerk e torque de cada movimento.

Parâmetros de tempo

Inicialmente, foram calculados quatro parâmetros de tempo (Figura 4.5.1), os quais permitem determinar as fases mais relevantes durante o movimento e o cálculo de outros parâmetros:

1. O tempo requerido para iniciar o movimento, T_i , corresponde ao primeiro instante no movimento em que valor absoluto da velocidade angular supere um limiar de 0.15 rad/s .
2. O tempo requerido para atingir o alvo, T_a , corresponde ao instante em que o paciente alcança a posição desejada.
3. O tempo para a finalização do movimento, T_f , corresponde ao primeiro instante depois de atingir o alvo em que o valor absoluto da velocidade angular fica abaixo do limiar de 0.05 rad/s .
4. O tempo real de movimento, $T_r = T_a - T_i$, mede o tempo requerido para a realização do movimento desde o instante T_i até que o alvo é atingido.

Figura 4.9: Posição e valor absoluto da velocidade angular para dois movimentos DP.

As linhas pontilhadas nos gráficos superiores representam as posições desejada para cada movimento. As linhas pontilhadas nos gráficos inferiores representam os limiares de velocidade para o cálculo de T_i (esq.) e T_f (dir.). As três linhas verticais representam, de esquerda à direita, os instantes de tempo T_i , T_a e T_f . (Paciente A, Complementar, Sessão 1, Movimentos 45 (esq.) e 74 (dir.).)

Parâmetros de velocidade

A velocidade média, ω_m , corresponde à média do valor absoluto da velocidade angular no plano de movimento requerido, ou seja:

$$\omega_m = \frac{1}{T_f - T_i} \int_{T_i}^{T_f} |\omega(t)| dt. \quad (4.33)$$

A velocidade de pico, ω_p , corresponde ao máximo valor alcançado pelo valor absoluto da velocidade angular no plano de movimento requerido:

$$\omega_p = \max(|\omega(t)|), \quad \text{para } T_i \leq t \leq T_f. \quad (4.34)$$

Parâmetros da suavidade do movimento

O número de picos N_p refere-se ao número de picos que a velocidade angular apresentou durante o movimento, e foi calculado mediante a função *findpeaks* de MATLAB[®]. Esta medida permite quantificar a “suavidade” do movimento, levando em conta que as pessoas com deficiência motora tendem a fracionar o movimento, aumentando tal número de picos (ROY et al., 2011).

O jerk normalizado S_n (outra medida da suavidade do movimento), corresponde à razão entre o valor médio do jerk no plano de movimento requerido e o valor de velocidade pico do movimento, ω_p , ou seja:

$$S_n = \frac{1}{\omega_p} \left(\frac{1}{T_f - T_i} \right) \int_{T_i}^{T_f} S(t) dt. \quad (4.35)$$

Parâmetros de erro, assistência e custo

É calculada a média quadrática do erro (θ_e^{RMS}) para cada movimento, e é calculado como a raiz quadrática da média do erro (com relação à posição de referência θ_d) elevado ao quadrado entre os instantes T_i e T_a :

$$\theta_e^{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T_a - T_i} \int_{T_i}^{T_a} (\theta_e(t))^2 dt}. \quad (4.36)$$

A assistência robótica durante o movimento, A_R , corresponde ao somatório do componente de primeiro ordem do torque exercido pelo controle de impedância do robô entre os instantes T_i e T_a :

$$A_R = \int_{T_i}^{T_a} K_r(t) \theta_e(t) dt. \quad (4.37)$$

O valor da função de custo durante cada movimento (associado com o processo de otimização da assistência do robô) é determinado por:

$$J_T = \int_{T_i}^{T_a} (\theta_e^2(t) + \beta \tau_r^2(t)) dt, \quad (4.38)$$

4.5.2 Comportamento típico de $\hat{K}_h$ e K_r

O resultado mais importante desta pesquisa foi que o robô modifíco em tempo real a assistência fornecida conforme com a participação estimada do paciente. A seguir é apresentado o comportamento típico para o processo de estimativa da rigidez do paciente e de cálculo da rigidez do robô, Figura 4.10.

Figura 4.10: Comportamento típico para $\hat{K}_h$ e K_r durante os movimentos.

O gráfico amostra o comportamento da rigidez e da posição para um movimento desde seu início (definido como o instante de mudança da posição desejada θ_d na interface visual) até o final (definido como a próxima mudança de θ_d). (Esq.) Rigidez admissível (linha vermelha pontilhada), rigidez estimada do paciente (linha verde contínua) e rigidez calculada do robô (linha azul descontinua) durante um movimento. (Dir.) Posição angular do tornozelo (linha contínua) durante o mesmo movimento, a linha descontinua representa a posição desejada e a linha pontilhada o valor do erro admissível. (Paciente J, Complementar, Sessão 2, Movimento 19.)

Considere-se que a rigidez estimada do paciente e por consequência a rigidez calculada do robô são funções da posição do sistema, de modo que em quanto maior for o erro de posição, menor será a rigidez estimada para o sistema em conjunto. Dado que ao início do movimento o erro é alto, a rigidez combinada do sistema é considerada como baixa. Quando o paciente inicia sua participação e contribui com o deslocamento do pé, aumenta o valor estimado da sua rigidez. Em consequência, a participação do robô diminui pela diminuição de K_r conforme às Equações 4.23 e 4.29.

O período de estimativa da rigidez do paciente e portanto de assistência por parte do robô inicia aproximadamente 0.5 segundos após o início do movimento (para movimentos IE este intervalo é de 0.15 s). O início do movimento é determinado pelo cambio de posição desejada e a aparição de um novo alvo. Durante esse intervalo o paciente pode começar o movimento pelo seu próprio esforço, de outro modo, a rigidez K_r aumentará gradualmente até o valor definido por α na Equação 4.30 e o movimento é iniciado pela ação do robô.

O período de estimativa e assistência finaliza quando a erro de posição do sistema é menor que o erro admissível, a partir desse momento a rigidez do robô diminui gradualmente até zero. Uma vez o alvo é atingido, é dado um tempo de aproximadamente 0.8 s para a aparição de um novo alvo e portanto para o início de um novo movimento.

Figura 4.11: Comparativo da resposta típica para K_r entre os métodos de assistência.

(Esq.) Rigidez estimada do paciente (linha verde continua) e rigidez calculada do robô (linha azul descontinua), (Med.) posição angular em DP do tornozelo e (Dir.) rigidez calculada do robô em função da rigidez estimada do paciente, para: (Sup.) controle adaptativo complementar e (Inf.) controle adaptativo ótimo. (Paciente A, Complementar, Sessão 1, Movimento 75, Complementar e Ótima.)

A Figura 4.11 apresenta um comparativo da resposta típica da rigidez calculada do robô para os métodos complementar e ótimo (considerando somente o período de estimativa). Como foi previsto na Seção 4.3.3 - Figura 4.6, a curva da solução ótima apresenta uma grande inclinação para valores pequenos de $\hat{K}_h$. Comparando os resultados para os dois métodos, a taxa de diminuição da rigidez do robô conforme com o aumento da participação do paciente é maior para o método ótimo quando os valores da rigidez do paciente são baixos, e menor para os valores mais altos. Como resultado, para o método ótimo a assistência robótica diminui mais rápido no início do movimento, diferente ao método complementar cuja taxa de diminuição é constante.

Uma característica observada em muitos movimentos foi a ocorrência de uma espécie de transferência na geração do movimento desde o robô para o paciente, possivelmente causada pela rápida diminuição da participação do robô conforme o aumento da participação do paciente. Como resultado dessa transferência é gerada uma parada no movimento antes de atingir o alvo, a qual é superada rapidamente pelo paciente (num máximo de 200 ms). É importante ressaltar que nessa fase final do movimento a assistência do robô é muito baixa, de modo que tais impulsos são gerados pelo próprio esforço da pessoa.

4.5.3 Comparação entre Métodos de Assistência

Foram comparadas quantitativamente as diferenças de comportamento apresentadas entre os dois métodos de assistência (complementar e ótimo) durante os movimentos¹. As tabelas 4.2 e 4.3 apresentam os valores médios dos parâmetros dos movimentos obtidos nas diferentes avaliações dos métodos complementar e ótimo, tanto para movimentos DP como para movimentos IE.

Comparação utilizando os parâmetros de tempo, velocidade e suavidade do movimento

Tabela 4.2: Valores médios dos parâmetros T_i , T_r , ω_m e ω_p .

	$T_i(s)$		$T_r(s)$		$\omega_m(rad/s)$		$\omega_p(rad/s)$		$N_p(n)$		$S_n(s^{-2})$	
	DP	IE	DP	IE	DP	IE	DP	IE	DP	IE	DP	IE
Complementar	0.47	0.21	1.02	1.15	0.32	0.22	1.08	1.04	7.16	9.24	1481	1180
Ótimo	0.42	0.20	0.98	1.03	0.34	0.27	1.14	1.04	6.79	8.78	1365	1310

Um primeiro resultado observado foi que o tempo de início do movimento, T_i , foi significativamente menor (13% para DP e 6% para IE), quando o paciente está assistido pela estratégia ótima, (Tabela 4.2, Figura 4.12(a), $p < 0.05$). De igual forma, e mais importante ainda, foi observado que quando foi utilizado o método ótimo de assistência o tempo real para atingir o alvo, T_r , durante movimentos IE foi 10% menor frente aos resultados do método complementar ($p < 0.05$). Não obstante, não foram observadas diferenças significativas para os movimentos DP ($p = 0.33$), (Tabela 4.2, Figura 4.12(b)).

Outro importante resultado observado foi que a velocidade média do movimento é significativamente maior (perto do 15%) nas avaliações quando o paciente é assistido pela estratégia ótima, tanto para DP como para IE (Tabela 4.2, Figura 4.12(c), $p_{dp} = 0.053$ e $p_{ie} < 0.05$). Também foi observada uma maior velocidade de pico durante os movimentos assistidos pelo método ótimo (Tabela 4.2). No entanto, está diferença somente foi estatisticamente significativa para movimentos DP (Figura 4.12(d), $p_{dp} < 0.05$), é possível identificar a existência de uma tendência similar nos movimentos IE ($p_{ie} = 0.123$).

Com relação à comparação da suavidade dos movimentos entre os dois métodos de assistência, foi observado que o número de picos de velocidade é menor para as avaliações utilizando o método ótimo, tanto para DP (10%) como para IE (6%) (Tabela 4.2, Figura 4.12(e), $p < 0.05$). Do outro lado, foi observado que o jerk normalizado foi menor nas avaliações do método ótimo para os movimentos DP e menor nas avaliações do complementar para movimentos IE (Tabela 4.2, Figura 4.12(f), $p < 0.05$).

¹Todas as sequências de parâmetros foram testadas mediante Testes de Kolmogorov-Smirnov de uma amostra para determinar a não-normalidade das mesmas. Em todos os casos, as sequências não correspondiam a distribuições normais. Deste modo, foi definido o uso do teste não-paramétrico de Wilcoxon-Mann-Whitney para determinar se existem diferenças significativas entre as sequências comparadas. Para todos os casos foi estabelecido um nível de significância de $p < 0.05$.

(a) Tempo T_i . (b) Tempo T_r . (c) Velocidade média ω_m . (d) Velocidade pico ω_p . (e) Número de picos (N_p). (f) Jerk normalizado (S_n).

Figura 4.12: Comparação dos parâmetros entre os dois métodos de assistência (I).

Valor médio ± 1 desvio padrão para os parâmetros (a) T_i , (b) T_r , (c) ω_m , (d) ω_m , (e) N_p e (f) S_n , comparando os resultados para os métodos de assistência. As barras com asterisco significa que os dados são significativamente diferentes ($p < 0.05$)

Estes resultados são muito importantes já que indicam que o método ótimo estaria promovendo um conjunto de características desejáveis para o processo de recuperação do paciente: (1) uma resposta mais rápida às mudanças de posição desejada no jogo, evidenciada num menor valor de T_i , pode estar indicando melhoras no controle intencional dos movimentos; (2) uma maior potência média durante a realização dos movimento, evidenciada num menor tempo T_r e numa maior velocidade média V_m , indicariam um maior esforço físico bem por aumento da capacidade muscular ou da participação na terapia; e (3) uma maior potência instantânea, diretamente relacionada com maiores valores de velocidade pico V_p , indicando maior capacidade muscular instantânea do paciente.

Uma possível explicação dos resultados anteriores pode ser encontrada na diferença do comportamento dos algoritmos para cada método (Figura 4.6). Assumindo que a rigidez do paciente começa desde zero e aumenta conforme se aproxima do alvo, para ambos os métodos o valor de K_r inicia com o valor máximo permitido (definido por α na Equação 4.30) e diminui a medida que se incrementa a rigidez estimada. Para o caso ótimo, o robô diminui a assistência mais cedo. Assim, o paciente sente-se obrigado a incrementar sua rigidez também mais cedo, e com mais força, completando a tarefa em um tempo menor e gerando maiores velocidades. No caso complementar, o robô deixa de assistir de forma mais progressiva, de modo que o paciente muda sua participação da mesma forma.

Finalmente, embora os resultados para o jerk normalizado parecem contraditórios, dado que o movimento IE é muito mais complexo do que o DP, pode ser que o método complementar esteja permitindo um movimento mais suave neste eixo dado que fornece uma assistência mais continua. Então, ainda que a diminuição do número de picos de velocidade poderia ser indicio de um melhor controle ao longo dos movimentos, é difícil determinar se esta diminuição é consequência de um menor tempo de movimento ou se ao contrario, a diminuição do tempo seja consequência do movimento mais estável.

Comparação utilizando os parâmetros de custo: erro e assistência

Tabela 4.3: Valores médios dos parâmetros θ_e^{RMS} e A_R , e da Função de Custo (J_T).

	$\theta_e^{RMS} (rad)$		$A_R (N.m)$		J_T	
	DP	IE	DP	IE	DP	IE
Complementar	0.147	0.097	3.196	3.788	0.0319	0.0151
Ótimo	0.156	0.100	2.614	3.344	0.0317	0.0143

Outro resultado relevante provém da comparação entre os valores da média quadrática do erro durante os movimentos, foram observadas diferenças significativas que indicam que este valor é maior (perto de um 5%) para o caso do método ótimo (Tabela 4.3, Figura 4.13(a), $p < 0.05$). Isto é, o método ótimo está permitindo mais erro durante o movimento. Por outro lado, também foram identificadas diferenças

(a) Média quadrática do erro (θ_e^{RMS}). (b) Assistência total do robô (A_R). (c) Custo total (J_T).

Figura 4.13: Comparação dos parâmetros entre os dois métodos de assistência (II).

Valor médio ± 1 desvio padrão para os parâmetros (a) θ_e^{RMS} , (b) A_R , e (c) custo total (J_T), comparando os resultados para os métodos de assistência. As barras com asterisco significa que os dados são significativamente diferentes ($p < 0.05$)

significativas entre os dois métodos para o valor da quantidade de assistência dada pelo robô, foi observado uma maior quantidade de assistência (20% para DP e 12% para IE) no caso do método complementar (Tabela 4.3, Figura 4.13(b), $p < 0.05$). Embora possa-se sugerir que o método ótimo realmente minimiza o valor da função de custo (Tabela 4.3), não foram achadas diferenças significativas entre os valores de custo total para os dois métodos, tanto para DP como para IE (Figura 4.13(c), $p_{dp} = 0.45$ e $p_{ie} = 0.21$).

Realmente este resultado não era esperado nas avaliações realizadas, já que a hipótese era que o método ótimo minimizaria a função de custo global. Em lugar disso, foi observado que embora o método ótimo fornece menor assistência, isto permite um maior erro de posição compensando os dois efeitos na função de custo. Os resultados da comparação sugerem que, apesar de obter um mesmo valor na função de custo durante cada movimento, o método ótimo gera melhores resultados como consequência da forma e dos instantes de tempo em que assiste e, especialmente, pela forma em que diminui sua assistência.

4.5.4 Relação entre $\hat{K}_h$ e os Parâmetros de Movimento

A existência de relações quantitativas entre a rigidez estimada do paciente e os valores dos parâmetros permite determinar a viabilidade do método utilizado para a estimativa da participação do paciente. Para isso, a rigidez do paciente durante o movimento foi também parametrizada mediante o cálculo da rigidez média durante o período em que é realizada a estimativa, ou seja:

$$\hat{K}_{h-m} = \frac{1}{T_a - T_e} \sum_{n=T_e}^{T_a} \hat{K}_h(n). \quad (4.39)$$

sendo T_e o instante de tempo em que começa a estimativa da rigidez (segundo a seção anterior).

Relação entre os parâmetros de tempo (T_i e T_r) e a rigidez estimada média ($\hat{K}_{h-m}$).

Em primeiro lugar, foi observado que existe uma significativa correlação inversa entre os parâmetros de tempo (tanto para o tempo de início como para o tempo necessário para realizar o movimento) e a rigidez estimada média do paciente. Esta correlação é muito forte para os valores do tempo de início dos movimentos DP ($R^2 = 0.33$, $p < 0.05$), ainda que para os movimentos IE não foi observada ($R^2 \approx 0$, $p < 0.05$), explicado pelo menor tempo de início da assistência do robô. A correlação foi menos forte no caso do valores do parâmetro de tempo T_r ($R^2 = 0.03$ para DP e $R^2 = 0.10$ para IE, $p < 0.05$), no entanto, a partir da Figuras 4.14(a)-4.14(b) é possível observar como o aumento da rigidez média do paciente está relacionado com a diminuição do tempo de realização dos movimentos pelo paciente.

Relação entre os parâmetros de velocidade (V_m e V_p) e a rigidez estimada média $\hat{K}_{h-m}$.

Também foi observada a existência de correlações entre a rigidez estimada média do paciente e as velocidades média e pico durante um movimento, Figuras 4.14(c) e 4.14(d). Existe uma significativa tendência de aumentar o valor da velocidade média quando aumenta o valor da rigidez média num movimento ($R^2 = 0.08$ para DP e $R^2 = 0.12$ para IE). Adicionalmente, a velocidade média está fortemente correlacionada com o tempo de movimento, T_r , que embora não são necessariamente resultados dependentes já que a amplitude dos movimentos não foram constantes, a relação entre os dois parâmetros pode ser expressada pela relação $\omega_m = 0.31/(T_r - 0.1)$ ($R^2 = 0.97$, $p < 0.05$).

Para a maior parte dos movimentos DP foi observada uma forte relação entre a velocidade pico e a rigidez média ($R^2 = 0.1$ para $\hat{K}_{h-m} < 40 \text{ N.m/rad}$), apesar da grande dispersão é possível identificar o aumento da média da velocidade pico conforme aumenta a rigidez média do paciente, Figura 4.14(c). A diminuição que apresentam os valores da velocidade pico para movimentos DP para valores altos de rigidez pode ser evidência de limitações da estimativa da rigidez do paciente pela metodologia usada.

Similares comportamentos foram observados na velocidade pico nos movimentos IE, Figura 4.14(d).

Figura 4.14: Relações entre $\hat{K}_{h-m}$ e os parâmetros T_i , T_r , ω_m , ω_p e N_p .

(Esq.) Movimentos DP. (Dir.) Movimentos IE. (Sup.) Gráficos de dispersão que relacionam os parâmetros T_i e T_r com os valores de $\hat{K}_{h-m}$. Os pontos azuis correspondem ao tempo de início do movimento (T_i), e os pontos vermelhos ao tempo de realização do movimento (T_r). (Méd.) Gráficos de dispersão relacionando os parâmetros ω_m e ω_p com os valores de $\hat{K}_{h-m}$. Os pontos azuis correspondem à velocidade média durante o movimento, e os pontos vermelhos à velocidade pico. (Inf.) Gráficos de dispersão relacionando os valores dos parâmetros N_p com a rigidez estimada média do paciente. – Adicionalmente, para cada gráfico são incluídos os diagramas de caixa dos dados a cada 10 N.m/rad. Para cada caixa, a marca central é a mediana, as bordas são os quartis 1 e 3, e os bigodes se estendem até os valores máximos não considerados como valores atípicos.

Relação entre os parâmetros N_p e S_n , e a rigidez média $\hat{K}_{h-m}$.

Com respeito à relação entre a rigidez estimada do paciente e a suavidade dos movimentos, foi observada uma leve diminuição do número de picos de velocidade quando aumenta a rigidez média do paciente durante o movimento, Figuras 4.14(e) e 4.14(f), ($R^2 = 0.033$ para movimentos DP e $R^2 = 0.05$ para movimentos IE, $p < 0.05$). Este resultado está relacionado com as observações anteriores, já que existe também uma forte correlação linear entre o número de picos de velocidade e o tempo de realização dos movimentos ($R^2 = 0.81$ para DP e $R^2 = 0.89$ para IE, $p < 0.05$).

Mais uma vez os resultados para o jerk normalizado são contraditórios, já que para movimentos DP é observada uma tendência à diminuição do jerk conforme com o aumento da rigidez do paciente ($R^2 = 0.08$ para uma função da forma $S_n = -a\hat{K}_{h-m}^2$), enquanto para movimentos IE a tendência observada é para o aumento do jerk, Figuras 4.15(a) e 4.15(b).

Realmente, estes dois resultados podem ser evidência de que a metodologia usada não fornece informação suficiente para estabelecer uma relação adequada entre a rigidez estimada e as medidas da suavidade do movimento. Uma explicação disso pode estar no fato que estas medidas são altamente dependentes das derivadas da posição, e a rigidez estimada é função unicamente da posição.

Relação entre o parâmetro de assistência (A_R) e a rigidez média $\hat{K}_{h-m}$.

Um resultado importante observado foi que a quantidade de assistência dada pelo robô está fortemente correlacionada com o valor da rigidez estimada média do paciente, Figuras 4.15(c) e 4.15(d), tal que existe uma relação recíproca quadrática entre os dois parâmetros ($R^2 = 0.356$ para DP e $R^2 = 0.126$ para IE). Segundo isso, o robô diminui a sua ação quando entende que a rigidez do paciente aumenta. Naturalmente este resultado era esperado, e confirma que a quantidade de assistência dada pelo sistema é adaptativa à atuação estimada para o paciente. Pode-se dizer que o algoritmo faz o que se pede dele.

Finalmente, não foram identificadas relações quantitativas entre a média quadrática do erro e a rigidez estimada do paciente ($R^2 < 0.01$ para DP e $R^2 < 0.01$ para IE). Embora isso, os gráficos de dispersão sugerem que o erro médio aumenta conforme com o aumento da rigidez, Figuras 4.15(e) e 4.15(f).

Esta análise procura verificar a viabilidade do método de estimativa da rigidez do paciente, a partir de estabelecer relações quantitativas entre os valores de rigidez estimada e os valores dos parâmetros calculados para cada movimento. No entanto, esta análise necessita de algumas considerações. Em primeiro lugar, a parametrização da informação cinemática fornecida pelo sistema e das variáveis calculadas (como a estimativa de rigidez), pode distorcer as relações existentes entre ambas. Segundo, é necessário considerar que a formulação da estimativa da rigidez está feita para o regime permanente, considerando que as medições realizadas durante os períodos $[T_i, T_f]$ são, por definição, influenciadas pela presença de velocidades consideráveis. Também, deve-se considerar o efeito de desprezar as forças gravitacionais.

(a) S_n vs. $\hat{K}_{h-m}$ para DP (b) S_n vs. $\hat{K}_{h-m}$ para IE (c) Assistência vs. $\hat{K}_{h-m}$ para DP (d) Assistência vs. $\hat{K}_{h-m}$ para IE (e) θ_e^{RMS} vs. $\hat{K}_{h-m}$ para DP (f) θ_e^{RMS} vs. $\hat{K}_{h-m}$ para IEFigura 4.15: Relações entre $\hat{K}_{h-m}$ e os parâmetros S_n , A_R e θ_e^{RMS} .

(Esq.) Movimentos DP. (Dir.) Movimentos IE. (Sup.) Gráficos de dispersão relacionando o parâmetro S_n com a rigidez estimada média do paciente. (Méd) Gráficos de dispersão relacionando a quantidade de assistência robótica durante o movimento com a rigidez estimada média do paciente durante o mesmo. (Inf.) Gráficos de dispersão que relacionam o erro quadrático médio com a rigidez estimada média do paciente. – Adicionalmente, para cada gráfico são incluídos os diagramas de caixa dos dados a cada 10 N.m/rad. Para cada caixa, a marca central é a mediana, as bordas são os quartis 1 e 3, e os bigodes se estendem até os valores máximos não considerados como valores atípicos.

4.5.5 Resposta ao Algoritmo Adaptativo de Assistência

Com relação ao processo de adaptação baseado no desempenho, o desempenho do paciente é mantido alto durante as sub-seções do jogo levando o robô a diminuir o nível da assistência (determinado pela diminuição de α), Figura 4.16. Em algumas avaliações de movimentos IE foi observado o aumento do α , pois o desempenho do paciente não foi tão bom.

Figura 4.16: Adaptação baseada no desempenho, α e P .

Para ilustrar o comportamento da função custo, a Figura 4.17 amostra o seu valor médio ao longo do tempo, calculado a partir das médias de todos os movimentos DP realizados durante cada sub-seção como:

$$J_{10}(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1+N(k-1)}^{kN} J_T(i), \text{ para } k = 1, 2, \dots, 10 \text{ e } N = 10 \quad (4.40)$$

Figura 4.17: Função custo ao longo do tempo, calculada para cada subseção do jogo.

O comportamento da função custo pode ser melhor entendido a partir da análise da assistência fornecida e da média quadrática do erro médio, Figura 4.18.

(a) Assistência robótica

(b) Erro RMS

Figura 4.18: Diagrama de caixa para os parâmetros θ_e^{RMS} e A_R a cada subseção.

Os pacientes conseguiram bom desempenho nas avaliações, evidenciado nas altas pontuações alcançadas no jogo. Além dos benefícios para a motivação do paciente, este resultado permite reconhecer que a assistência do robô foi útil para o paciente, apesar das leves variações entre os métodos. De modo geral, o bom desempenho dos pacientes durante as avaliações permitiu que o valor de α diminuísse consideravelmente (de 0.5 a 0.32 no melhor caso), diminuindo até num 35% a quantidade máxima de assistência instantânea que o robô pode fornecer. Não obstante, não foram observadas variações significativas na assistência total fornecida nem no erro RMS, uma explicação pode ser que a assistência está sendo distribuída ao longo do movimento em lugar de ter picos altos no começo do mesmo, mantendo o valor médio e impedindo o aumento do erro.

4.5.6 Comparação entre os diferentes eixos e direções de movimento.

A estratégia desenvolvida está formulada para fornecer maior assistência quando o paciente precisa mais dela, i.e., quando não conseguiu realizar o movimento que a terapia requer. Os resultados anteriores, assim como a realimentação fornecida pelos pacientes permitiu identificar que os movimentos de inversão-eversão foram muito mais difícil de realizar que os movimentos de flexão. Esta situação é evidenciada numa maior quantidade de assistência requerida para movimentos deste eixo, Figura 4.19(a).

Foram identificadas diferenças significativas entre a quantidade de assistência fornecida durante os movimentos de flexão dorsal e plantar. Para reconhecer a importância desta diferença, é preciso levar em conta que os efeitos gravitacionais foram desprezados. A quantidade de assistência fornecida para movimentos de flexão dorsal (contrários à gravidade) foi muito maior que para movimentos de flexão plantar, Figura 4.19(b). Assim, este resultado evidencia a adaptação que oferece a metodologia desenvolvida, já que o robô fornece menos assistência ao paciente para os movimentos menos difíceis.

Figura 4.19: Comparação de assistência robótica entre os eixos e direções do movimento.

Valor médio ± 1 desvio padrão para a assistência robótica, comparando os resultados entre (a) os dois eixos de movimentos avaliados e (b) as direções de movimento de cada eixo. A barra com asterisco significa que os dados são significativamente diferentes ($p < 0.05$)

Figura 4.20: Comparação de parâmetros entre as duas direções de movimento.

Valor médio ± 1 desvio padrão para os parâmetros (a) T_r , (b) ω_m , e (c) N_p , comparando os resultados para os métodos de assistência. As barras com asterisco significa que os dados são significativamente diferentes ($p < 0.05$)

4.5.7 Desempenho dos pacientes durante os jogos

Como foi mencionado anteriormente, durante a execução dos jogos o paciente recebe uma pontuação por ter atingido o alvo (+20 pontos) e é penalizado por não conseguir atingi-lo (−10 pontos). A Tabela 4.4 apresenta as pontuações acumuladas durante cada uma das sessões realizadas pelos pacientes.

Tabela 4.4: Pontuação acumulada durante cada sessão.

	Sessão 1					Sessão 2					TOTAL
	C		O		M	C		O		M	
	DP	IE	DP	IE	DP	DP	IE	DP	IE	DP	
Paciente A.	1910	1100	2000	1070	2000	2000	1070	2000	1040	1850	16040
Paciente J.	1730	1910	1880	2000	1880	2000	2000	2000	2000	—	17400
Paciente O.	1970	2000	2000	1970	1970	2000	1550	1970	1640	1970	17040

Sendo 2000 a pontuação máxima que o paciente pode alcançar, note que em todas as avaliações o paciente conseguiu fazer a maior parte dos movimentos, já que a menor pontuação (1040) alcançada corresponde a 68 movimentos completados dos 100 realizados.² Este resultado é relevante para esta pesquisa, dada a importância para o paciente da motivação gerada por atingir cada alvo.

A Tabela 4.5 resume as pontuações alcançadas pelos pacientes segundo o método de assistência, o tipo de movimento e a sessão. Note que não existe uma diferença considerável para nenhuma das comparações apresentadas. Um resultado importante é que não foi observada uma diferença considerável da pontuação entre a primeira e a segunda sessão.

Tabela 4.5: Resumo e comparações das pontuações acumuladas.

	Sessão 1		Sessão 2		TOTAL
	DP	IE	DP	IE	
Complementar	5610	5010	6000	4620	21240
Ótima	5880	5040	5970	4680	21570
	11490	10050	11970	9300	
	21540		21270		

²O número de alvos atingidos a partir da pontuação acumulada (PA) é dado pela equação $N_{alvos} = \frac{PA+1000}{30}$.

4.6 Discussão

Em este estudo, os resultados observados nos movimentos do tornozelo permitem conferir que foi conseguida a mudança em tempo real da quantidade de assistência fornecida pelo robô conforme com a participação instantânea do paciente, e a variação progressiva da mesma conforme com o desempenho do paciente ao longo de cada sessão de terapia. Um aspeto fundamental deste resultado radica na validade da metodologia usada para estimar a contribuição dinâmica do paciente como medida da participação instantânea do paciente. Dos dois métodos utilizados para determinar a assistência robótica, o método chamado de ótimo apresenta características que promovem um melhor desempenho do paciente.

Se para um movimento é definida uma posição de referência, o sistema determina instantaneamente a quantidade de assistência que o paciente necessita a partir do valor do erro de posição e da quantidade de assistência que o sistema tenha fornecido previamente. Uma consequência desta formulação é que o sistema identifica se a posição atual foi alcançada pelo esforço do paciente ou pela ação do robô, e esta informação permite determinar a participação do paciente. Esta formulação, a diferencia de anteriores estratégias adaptativas, modifica a quantidade da assistência modificando os parâmetros do controlador para cada instante de tempo em lugar de modificá-los para cada movimento ou fase do ciclo de marcha (KREBS et al., 2003; BLAYA; HERR, 2004; EMKEN et al., 2005).

Como foi mencionado anteriormente, neste trabalho o conceito de rigidez estimada do paciente, corresponde à resposta dinâmica de ordem zero que apresenta a articulação do tornozelo, calculada desde uma posição de referência e sob à imposição de uma forma externa constante. Embora a metodologia utilizada não permite uma caracterização completa nem precisa da impedância do tornozelo, a ordem de magnitude observada nos resultados ($10 - 100 \text{ N.m/rad}$) corresponde à observada em trabalhos de caracterização da impedância do tornozelo mais complexos (ROY et al., 2009; LEE, 2013). Adicionalmente, as relações quantitativas observadas entre a rigidez estimada e algumas descritores dos movimentos, como tempo ou velocidade, confirmam que a estimativa utilizada fornece informação relevante sobre o paciente.

Este estudo apresenta um grande número de limitações. Em primeiro lugar, o pequeno número de pacientes envolvidos no estudo não permitem a generalização dos resultados encontrados. No entanto, este estudo é um passo inicial que permitiu uma primeira avaliação desta nova metodologia, e como teste de usabilidade, permitiu a identificação dos requerimentos necessários para o seu uso em estudos mais completos. Para avaliar a eficiência da estratégia desenvolvida, os futuros estudos devem ser realizados em grupos mais grandes, de forma aleatória e com um grupo de controle que receba terapia tradicional ou robótica com rigidez não adaptativa. Uma segunda limitação possivelmente seja que foram realizadas muitas modificações na assistência fornecida, e portanto, a identificação de relações de causalidade se torna mais difícil. Também foram observadas limitações na formulação da estratégia, já que para uma caracterização mais precisa da impedância do paciente é fundamental a inclusão dos componentes de maior ordem, amortecimento e inércia. A alta dispersão observada nos parâmetros dos movimentos é evidência da existência de variáveis não controladas ou não consideradas durante o ensaio.

Capítulo 5

Conclusão

5.1 Conclusões gerais

Neste trabalho foram estudados alguns dos princípios que regem o projeto de estratégias de recuperação de movimentos após lesões ou doenças neurológicas. Especialmente, são analisados os resultados positivos observados na utilização de estratégias de tipo assistir-quando-necessário e pelo uso de controladores de impedância para implementá-las. Aplicando tais conceitos, foram desenvolvidas estratégias para o controle de impedância de um robô para a reabilitação do tornozelo, compostas por um conjunto de algoritmos que visam promover a participação do paciente durante a terapia robótica.

Foi proposto um método denominado Impedância Adaptativa com três componentes principais: 1) estimativa *online* da rigidez apresentada pelo paciente durante os movimentos; 2) cálculo da rigidez do robô conforme com a rigidez estimada do paciente, para isso, foram propostos duas estratégias (complementar e ótimo); e 3) inclusão de um parâmetro adaptativo que determina a quantidade de assistência conforme o desempenho do paciente.

As estratégias propostas foram avaliadas mediante um conjunto de técnicas estatísticas que permitiram extrair uma grande quantidade de informação sobre os movimentos realizados pelos pacientes. Embora o número de pacientes seja baixo, o autor considera que a metodologia utilizada para a avaliação é parte importante deste trabalho, e que serve de base para estudos com mais pacientes.

Os resultados permitem concluir que a estimativa da rigidez do paciente é uma metodologia útil para caracterizar o comportamento dinâmico do paciente e para determinar a quantidade de assistência robótica. Apesar de que foram observadas algumas limitações, como a necessidade de incluir os componentes de amortecimento e inércia dentro da estimativa, foi demonstrada a existência de relações quantitativas entre o valor estimado da rigidez e os diferentes parâmetros usados para a análise dos movimentos.

Os resultados da comparação entre as duas estratégias para o cálculo da rigidez do robô sugerem que

os melhores resultados podem ser alcançados se a quantidade de assistência dada pelo robô for adaptada conforme a participação do paciente, modificando adequadamente tal quantidade ao longo das diferentes fases do movimento. Esta ideia está relacionada com as diferentes estratégias apresentadas, que procuram definir a quantidade e o momento certo para dar assistência durante a terapia.

Finalmente, o processo de adaptação permitiu aumentar gradualmente a participação do paciente, mediante a diminuição da assistência robótica conforme o paciente mantinha seu desempenho alto.

5.2 Trabalhos Futuros

São propostas quatro possibilidades de trabalhos futuros a partir da pesquisa realizada:

1. A ampliação da metodologia de estimativa mediante a inclusão de algoritmos para estimar os outros componentes da impedância do tornozelo (amortecimento e inércia). Isto permitiria uma caracterização mais precisa da atuação do paciente e, portanto, um cálculo mais preciso da assistência requerida.
2. A integração deste método de estimativa com outras metodologias como a captura de sinais eletromiográficos, a estimativa da impedância mediante a aplicação de perturbações, ou modelos computacionais da dinâmica do tornozelo. Isto permitiria o desenvolvimento de um sistema de estimativa mais robusto, que incluiriam outros aspetos do controle motor que o modelo do controle de impedância não consegue representar.
3. A realização de estudos clínicos mais amplos que permitam uma avaliação mais completa da metodologia proposta (comparando com outras metodologias já existentes), a inclusão de avaliações sem assistência para determinar mais claramente o efeito causado pela assistência robótica, a avaliação das estratégias em pessoas saudáveis, e a avaliação dos efeitos de curto, médio e longo prazo das mesmas.
4. Possivelmente, a linha mais interessante para trabalhos futuros é a utilização desta metodologia na assistência durante o caminhar. A hipótese do autor é que esta metodologia seja eficaz para definir o momento e a quantidade de assistência adequada para uma pessoa com deficiência em cada momento do caminhar.

Referências Bibliográficas

- AGRAWAL, A. et al. Design of a two degree-of-freedom ankle-foot orthosis for robotic rehabilitation. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 9, 2005. Chicago. **Proceedings...**, Chicago: IEEE. 2005. p. 41–44.
- BLAYA, J. A.. **Force-controllable ankle foot orthosis (AFO) to assist drop foot gait**. M.Phil. thesis, Massachusetts Institute of Technology. 2002.
- BLAYA, J. A.; HERR, H. Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.12, n.1, p. 24–31. 2004.
- CAREL, C. et al. Neural Substrate for the Effects of Passive Training on Sensorimotor Cortical Representation; A Study With Functional Magnetic Resonance Imaging in Healthy Subjects. **Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism**, Nature Publishing Group, vol.20, n.3, p. 478–484. 2000.
- COLOMBO, G.; JOERG, M.; SCHREIER, R.; DIETZ, V. et al. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. **Journal of rehabilitation research and development**, US Department of Veterans Affairs RR&D, vol.37, n.6, p. 693–700. 2000.
- EMKEN, J. L.; REINKENSMEYER, D. J. Robot-enhanced motor learning: accelerating internal model formation during locomotion by transient dynamic amplification. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.13, n.1, p. 33–39. 2005.
- 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. **Proceedings...**, Chicago: IEEE. 2005. p. 307–312.
- EMKEN, J. L. et al. Feasibility of manual teach-and-replay and continuous impedance shaping for robotic locomotor training following spinal cord injury. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, vol.55, n.1, p. 322–334. 2008.
- FLASH, T.; HOGAN, N. The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model. **The Journal of Neuroscience**, Society for Neuroscience, vol.5, n.7, p. 1688–1703. 1985.

- FORRESTER, L. W. et al. Ankle training with a robotic device improves hemiparetic gait after a stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, SAGE Publications, vol.25, n.4, p. 369–377. 2011.
- GEBOERS, J. F. et al. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Elsevier, vol.83, n.2, p. 240–245. 2002.
- GÖK, H. et al. Effects of ankle-foot orthoses on hemiparetic gait. **Clinical Rehabilitation**, SAGE Publications, vol.17, n.2, p. 137–139. 2003.
- HARKEMA, S. J. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. **The Neuroscientist**, SAGE Publications, vol.7, n.5, p. 455–468. 2001.
- HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, vol.6, n.1, p. 21. 2009.
- HIDLER, J. et al. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, SAGE Publications, vol.23, n.1, p. 5–13. 2009.
- HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. In: AMERICAN CONTROL CONFERENCE, 3, 1984. San Diego. **Proceedings...**, San Diego: AACC. 1984. p. 304–313.
- HOGAN, N. Impedance control: an approach to manipulation. **Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control**, ASME, vol.107 (Parts 1-3), n.1, p. 1–24. 1985a.
- HOGAN, N. The mechanics of multi-joint posture and movement control. **Biological Cybernetics**, Springer, vol.52, n.5, p. 315–331. 1985b.
- HOGAN, N. et al. MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON ROBOT AND HUMAN COMMUNICATION, 1, 1992. Tokyo. **Proceedings...**, Tokyo: IEEE. 1992. p. 161–165.
- JARRASSÉ, N.; CHARALAMBOUS, T.; BURDET, E. A framework to describe, analyze and generate interactive motor behaviors. **PLOS ONE**, Public Library of Science, vol.7, n.11, p. e49945. 2012.
- JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, Wiley Online Library, vol.6, n.2, p. 108–115. 2003.
- JEZERNIK, S.; COLOMBO, G.; MORARI, M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis. **IEEE Transactions on Robotics and Automation**, IEEE, vol.20, n.3, p. 574–582. 2004.

-
- JIMÉNEZ-FABIÁN, R.; VERLINDEN, O. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons. **Medical Engineering and Physics**, Elsevier, vol.34, n.4, p. 397–408. 2012.
- JOHANSSON, B. B. Brain plasticity and stroke rehabilitation. The Willis lecture. **Stroke**, American Heart Association, vol.31, n.1, p. 223–230. 2000.
- KAELIN-LANG, A. et al. Modulation of human corticomotor excitability by somatosensory input. **The Journal of Physiology**, The Physiological Society, vol.540, n.2, p. 623–633. 2002.
- KAELIN-LANG, A.; SAWAKI, L.; COHEN, L. G. Role of voluntary drive in encoding an elementary motor memory. **Journal of Neurophysiology**, American Physiological Society, vol.93, n.2, p. 1099–1103. 2005.
- KAHN, L. E.; RYMER, W. Z.; REINKENSMEYER, D. J. Adaptive assistance for guided force training in chronic stroke. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 26, 2004. San Francisco. **Proceedings...**, San Francisco: IEEE. 2004. p. 2722–2725.
- KANDEL, E. R. et al.. **Principles of neural science**. 5th ed. New York: McGraw-Hill. 2013.
- KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Power assist system HAL-3 for gait disorder person. In: COMPUTERS HELPING PEOPLE WITH SPECIAL NEEDS. Springer. 2002.
- KHANNA, I. et al. Research Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, vol.7. 2010.
- KREBS, H. I.; HOGAN, N. Therapeutic robotics: A technology push. **Proceedings of the IEEE**, IEEE, vol.94, n.9, p. 1727–1738. 2006.
- KREBS, H. I. et al. Rehabilitation Robotics: Performance-Based Progressive Robot-Assisted Therapy. **Autonomous Robots**, Springer, vol.15, n.1, p. 7–20. 2003.
- LANCE, J. W. What is spasticity? **The Lancet**, Elsevier, vol.335, n.8689, p. 606. 1990.
- LEARDINI, A. et al. A geometric model of the human ankle joint. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, vol.32, n.6, p. 585–591. 1999.
- LEARDINI, A.; O'CONNOR, J. J.; GIANNINI, S. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. **Journal of Foot and Ankle Research**, BioMed Central, vol.7, n.1, p. 8. 2014.
- LEE, H.. **Quantitative characterization of multi-variable human ankle mechanical impedance**. Ph.D. thesis, Massachusetts Institute of Technology. 2013.

- LEUNG, J.; MOSELEY, A. Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia: systematic literature review. **Physiotherapy**, Elsevier, vol.89, n.1, p. 39–55. 2003.
- LIU, J; REINKENSMEYER, D. Motor adaptation as an optimal combination of computational strategies. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 26, 2004. vol. 2. San Francisco. **Proceedings...**, San Francisco: IEEE. 2004. p. 4025–4028.
- LOTZE, M. et al. Motor learning elicited by voluntary drive. **Brain**, Oxford University Press, vol.126, n.4, p. 866–872. 2003.
- LOUREIRO, R. et al. Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy - GENTLE/s Approach. **Autonomous Robots**, Kluwer Academic Publishers, vol.15, n.1. 2003.
- LUM, P. et al. Robotic devices for movement therapy after stroke: current status and challenges to clinical acceptance. **Topics in Stroke Rehabilitation**, Thomas Land, vol.8, n.4, p. 40–53. 2002a.
- LUM, P. S. et al. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Elsevier, vol.83, n.7, p. 952–959. 2002b.
- LUM, S. P.; REINKENSMEYER, D. J.; LEHMAN, S. L. Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.1, n.3, p. 185–191. 1993.
- MARCHAL-CRESPO, L.; REINKENSMEYER, D. J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol.6, n.1, p. 20. 2009.
- MAYO, CLINIC. **Foot Drop**. Disponível em <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/foot-drop/basics/definition/con-20032918>. 2011. Acesso em: 14 de Setembro de 2014.
- MEHRHOLZ, J.; KUGLER, J.; POHL, M. Locomotor training for walking after spinal cord injury. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, Wiley Online Library, vol.2. 2008.
- MEHRHOLZ, J. et al. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, Wiley Online Library, vol.7. 2013.
- MIRBAGHERI, M. M. et al. The effects of robotic-assisted locomotor training on spasticity and volitional control. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 12, 2011. Zurich. **Proceedings...**, Zurich: IEEE. 2011. p. 1–4.
- NEF, T.; RIENER, R. ARMin - design of a novel arm rehabilitation robot. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 9, 2005. Chicago. **Proceedings...**, Chicago: IEEE. 2005. p. 57–60.

-
- PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R.. **Anatomy and human movement: structure and function**. 6th ed. Elsevier Health Sciences. 2006.
- PALMER, M. L.. **Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds**. Ph.D. thesis, Massachusetts Institute of Technology. 2002.
- REINKENSMEYER, D.; WYNNE, J. H.; HARKEMA, S. J. A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation. In: JOINT EMBS/BMES CONFERENCE, 2, 2002. vol. 3. Houston. **Proceedings...**, Houston: IEEE. 2002. p. 2353–2354.
- REINKENSMEYER, D. J.; DEWALD, J. P.; RYMER, W. Z. Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.7, n.1, p. 1–11. 1999.
- REINKENSMEYER, D. J. et al. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: progress with the ARM guide. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, US Department of Veterans Affairs RR&D, vol.37, n.6, p. 653–662. 2000.
- REINKENSMEYER, D. J. et al. Design of robot assistance for arm movement therapy following stroke. **Advanced robotics**, Taylor & Francis, vol.14, n.7, p. 625–637. 2001.
- REINKENSMEYER, D. J.; EMKEN, J. L.; CRAMER, S. C. Robotics, motor learning, and neurologic recovery. **Annual Review of Biomedical Engineering**, Annual Reviews, vol.6, p. 497–525. 2004.
- REINKENSMEYER, D. J.; WOLBRECHT, E.; BOBROW, J. A computational model of human-robot load sharing during robot-assisted arm movement training after stroke. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 29, 2007. Lyon. **Proceedings...**, Lyon: IEEE. 2007. p. 4019–4023.
- RIENER, R. et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.13, n.3, p. 380–394. 2005.
- ROY, A. et al. Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation. **IEEE Transactions on Robotics**, IEEE, vol.25, n.3, p. 569–582. 2009.
- ROY, A.; FORRESTER, L. W.; MACKO, R. F. Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, US Department of Veterans Affairs RR&D, vol.48, n.4, p. 417–29. 2011.
- SANCHEZ JR, R. J. et al. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: Rationale and mechanical design. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON REHABILITATION ROBOTICS, 9, 2005. Chicago. **Proceedings...**, Chicago: IEEE. 2005. p. 500–504.

- SCHAECHTER, J. D. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. **Progress in Neurobiology**, Elsevier, vol.73, n.1, p. 61–72. 2004.
- SICILIANO, B. et al.. **Robotics: Modelling, Planning and Control**. London: Springer. Advanced Textbooks in Control and Signal Processing. 2009.
- SLOTINE, J. J.; SASTRY, S. S. Tracking control of non-linear systems using sliding surfaces, with application to robot manipulators†. **International Journal of Control**, Taylor & Francis, vol.38, n.2, p. 465–492. 1983.
- SMITH, G. V. et al. “Task-oriented” exercise improves hamstring strength and spastic reflexes in chronic stroke patients. **Stroke**, American Heart Association, vol.30, n.10, p. 2112–2118. 1999.
- SQUIRE, L. R. et al.. **Fundamental neuroscience**. 3rd ed. San Diego: Academic Press. 2008.
- STANFORD, SCHOOL OF MEDICINE OF. **#2 Gait Abnormalities. Stanford Medicine 25**. Disponível em <http://stanfordmedicine25.stanford.edu/the25/gait.html>. 2014. Acesso em: 10 de Setembro de 2014.
- TAUB, E. et al. Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation-a clinical review. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, US Department of Veterans Affairs RR&D, vol.36, n.3, p. 237–251. 1999.
- UTAH, THE UNIVERSITY OF. **NeuroLogic Examination Videos and Descriptions... an Anatomical Approach**. Disponível em http://library.med.utah.edu/neurologicexam/html/gait_abnormal.html. 2013. Acesso em: 10 de Setembro de 2014.
- VITECKOVA, S.; KUTILEK, P.; JIRINA, M. Wearable lower limb robotics: A review. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, Elsevier, vol.33, n.2, p. 96–105. 2013.
- WHEELER, J. W.; KREBS, H. I.; HOGAN, N. An ankle robot for a modular gait rehabilitation system. In: IEEE/RSJ INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTELLIGENT ROBOTS AND SYSTEMS, 2004. vol. 2. **Proceedings...**, IEEE. 2004. p. 1680–1684.
- WHO, WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Neurological Disorders: Public health challenges**. Geneva: WHO Press. 2006.
- WHO, WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Global Burden of Disease**. Geneva: WHO Press. 2012.
- WHO, WORLD HEALTH ORGANIZATION; WB, THE WORLD BANK. **World Report on Disability**. Malta: The World Bank and Oxford University Press. 2011.
- WOLBRECHT, E. T. et al. Control of a pneumatic orthosis for upper extremity stroke rehabilitation. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 28, 2006. New York. **Proceedings...**, New York: IEEE. 2006. p. 2687–2693.

- WOLBRECHT, E. T. et al. Real-time computer modeling of weakness following stroke optimizes robotic assistance for movement therapy. In: INTERNATIONAL IEEE/EMBS CONFERENCE ON NEURAL ENGINEERING, 3, 2007. vol. 3. Kohala Coast. **Proceedings...**, Kohala Coast: IEEE. 2007. p. 152–158.
- WOLBRECHT, E. T. et al. Optimizing compliant, model-based robotic assistance to promote neurorehabilitation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, vol.16, n.3, p. 286–297. 2008.
- WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, vol.35, n.4, p. 543 – 548. 2002.
- ZHANG, M.; CLAIRE, D. T.; XIE, S. Effectiveness of robot-assisted therapy on ankle rehabilitation – a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, BioMed Central, vol.10, n.1. 2013.

Apêndice A

Segmentação dos movimentos realizados pelos pacientes

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.1: Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente A

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.2: Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente A

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.3: Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente O

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.4: Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente O

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.5: Ângulo DP para movimentos de flexão dorsal. Paciente J

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.6: Ângulo DP para movimentos de flexão plantar. Paciente J

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.7: Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente A

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.8: Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente A

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.9: Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente O

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.10: Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente O

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.11: Ângulo IE para movimentos de inversão. Paciente J

(a) Avaliação 1 - C. Complementar

(b) Avaliação 2 - C. Complementar

(c) Avaliação 1 - C. Ótimo

(d) Avaliação 2 - C. Ótimo

Figura A.12: Ângulo IE para movimentos de eversão. Paciente J