

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

MAIRA RANCIARO

**SIMULAÇÃO DE ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE SINCRONIA PARA ÓRTESE
HÍBRIDA**

**CURITIBA
2021**

MAIRA RANCIARO

**SIMULAÇÃO DE ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE SINCRONIA PARA ÓRTESE
HÍBRIDA**

Tese de doutorado apresentada como pré-requisito
para a obtenção do título de Doutor(a) em Tecnologia
em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme N. Nogueira Neto
Co-orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

CURITIBA

2021



Programa de
**PÓS-GRADUAÇÃO
EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
PUCPR**

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 020

A Tese de Doutorado intitulada: **“SIMULAÇÃO DE ESTRATÉGIA DE CONTROLE DE SINCRONIA PARA ÓRTESE HÍBRIDA”** defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Maira Ranciaro** no dia **29 de junho de 2021**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto – Orientador e Presidente – PUCPR

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia - UTFPR

Prof. Dr. André Schneider de Oliveira - UTFPR

Prof. Dr. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes – FEUP

Prof. Dr. Rodrigo Luiz Carregaro - UnB

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 19 de novembro de 2021.

Prof. Dr. Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos especiais à família: ao meu pai Edilson Hugo Ranciaro, pelo apoio, conversas e pelo incentivo de dar continuidade à carreira; à minha mãe Ivone Maçaneiro Ranciaro, que não está mais presente entre nós, mas sempre me apoiou e incentivou, e que fez muita falta nesse processo. A minha irmã Karine Ranciaro que sempre esteve ao meu lado.

Agradeço a Fundação Araucária e a CAPES pela bolsa de pesquisa, que contribuiu não só para este trabalho como para minha vida, durante a carreira acadêmica e profissional.

Também agradeço aos professores que me auxiliaram durante esse período de doutorado: Guilherme Nunes Nogueira Neto e Percy Nohama.

E aos integrantes e amigos inestimáveis do grupo e que se tornaram amigos fazendo parte muito importante da minha vida: Carla Pacheco Rinaldin, Elgison da Luz dos Santos, Maria de Fátima Fernandes Vara, Wally auf der Strasse e Tyene Z. Zanella, pelo seu auxílio e apoio durante fases difíceis e celebrações durante o processo, pelos quais tenho muita admiração e orgulho.

E não poderia esquecer-me dos amigos que sempre me incentivaram, acreditaram em mim, e sempre fizeram parte das minhas buscas: Bruno A. Colle, Robson Fernandes Braga, Vanessa Viel. Assim como meu amigo e namorado Rafael Descio Trineto.

RESUMO

Introdução: Tecnologias assistivas têm sido propostas para locomoção de indivíduos com lesão medular. Uma das alternativas consiste nas órteses ativas; porém, limita-se a uma marcha com poucos benefícios, que podem ser melhorados associando técnicas como a estimulação elétrica funcional (FES), surgindo as órteses híbridas. Contudo os atuais sistemas híbridos utilizam a FES como principal meio de locomoção, tornando o sistema complexo e com comportamentos não lineares. Com esses fatores, a segurança do voluntário é fundamental, por isso sistemas de simulação são desenvolvidos além de verificar eventuais limitações que possam aparecer, mas não há sistemas simulados de órteses híbridas na literatura. **Objetivo:** Desenvolver em ambiente simulado uma estratégia híbrida assistiva entre os controles da órtese ativa de membros inferiores e estimulação elétrica funcional do reto femoral para realização de dois passos. **Método:** propõe-se como metodologia o desenvolvimento da estratégia híbrida assistiva (HAS) para o controle de uma órtese híbrida em ambiente de simulação, baseada em equipamentos e estudos no laboratório de engenharia de reabilitação da PUCPR, por meio das ferramentas Matlab e Simscape, no qual a órtese permanecerá ativa na articulação do quadril, com motores, durante toda a marcha; enquanto a articulação do joelho na fase balanço inicial é passiva, com motores desacoplados; e controlada pela FES na extensão durante o balanço terminal da fase da marcha. Os controladores de quadril e joelho no momento de apoio, PID tradicionais paralelos, tem como *feedback* sensores angulares, enquanto a FES é aplicada em malha aberta, e ambos são sincronizados via HAS. A HAS desenvolvida emprega uma máquina de estados (SM); com a entrada de dados em ângulo para os quadril e torque para FES, sendo os ângulos baseados em dados de hígidos adquiridos via sistema ViconTM, e torques adquiridos via simulação da órtese somente ativa. A HAS-SM possui seis estados, três para cada membro, nos quais dois são as fases de apoio e balanço e, o terceiro estado é a extensão de joelho realizado pela FES, utilizado durante a fase de balanço, no balanço terminal de cada passada. No balanço inicial e médio, o movimento de flexão do joelho é realizado pela ação da gravidade e forças de reação solo, devido ao movimento do quadril. Cada estado da máquina é uma simulação do Simulink que realiza o movimento no momento em que entra no estado determinado, com alteração dos estados via *feedback* angular das articulações, tanto de quadril quanto de joelho. **Resultados:** A partir do conjunto HAS, controladores individuais, eletrônica, mecânica e voluntário (com as respectivas massas) e forças de reação do solo, realizou-se a simulação da marcha com amplitudes e períodos próximos aos hígidos, com flexão e extensão do quadril com valores entre $-11,46^\circ$ e $11,46^\circ$, e do joelho com valores de 0 a $40,10^\circ$, com uma redução de 26% do gasto energético dos motores durante a fase de balanço. **Conclusão:** O novo método de controle possibilita a redução de gasto energético muscular e dos motores, por utilizar a biomecânica da marcha para flexão e FES para extensão do joelho no momento de maior gasto que é o balanço da marcha. Apesar das limitações encontradas, como o movimento de pêndulo, é possível avaliar o controle e os materiais utilizados. Viabiliza as modificações no protótipo existente a baixo custo antes de realizar gastos em produção e o controle poderá ser transposto para o sistema físico existente.

Palavras chaves: órtese de membros inferiores, órtese ativa, FES, locomoção, controle mimético, estratégia híbrida assistiva (HAS).

ABSTRACT

Introduction: Assistive technologies have been proposed for the locomotion of individuals with spinal cord injury. One of the alternatives consists of active orthosis; however, it is limited to a robotic gait with little autonomy time and few benefits, which can be improved by associating techniques such as functional electrical stimulation (FES) with the emergence of hybrid orthosis. However, current hybrid systems use FES as the primary means of transportation, making the system complex and with non-linear behavior. With these factors, the volunteer's safety is fundamental, that is why simulation systems are developed in addition to verify any limitations that may appear, but there are no simulated systems of hybrid orthosis in the literature. **Objective:** Develop in a simulated environment an assistive hybrid strategy between the controls of the active orthosis of the lower limbs and functional electrical stimulation of the rectus femoris to perform two steps. **Method:** The methodology proposed is the development of the hybrid assistive strategy (HAS) for the control of a hybrid orthosis in a simulation environment, based on equipment and studies in the PUCPR rehabilitation engineering laboratory, using Matlab and Simscape tools, in which the orthosis will remain active in the hip joint, with motors, during the whole gait; while the knee joint in the swing phase is passive, without motors, controlled by the FES in the extension during the terminal swing of the gait phase. The traditional PID parallel controllers for the hip and knee controllers at the moment of stance have feedback from an angular sensor, while the FES is applied in open loop, and both are synchronized via HAS. The HAS developed using a state machine (SM); with angle input data for the hips and torque for FES, the angle data were acquired from healthy subjects via Vicon™ system and torques acquired with orthosis simulation only active. The HAS-SM has six states, three for each limb, in which two are the stance and swing phases, and the third state is the knee extension performed by the FES, used during the swing phase, in the terminal swing of each stride. In the initial and medium swing, the knee flexion movement is performed by the action of gravity and ground reaction forces, due to the movement of the hip. Each machine state is a Simulink simulation that performs the movement when it enters the determined state, with alteration of the states via angular feedback from both the hip and the knee joints. **Results:** From the HAS set, individual controllers, electronics, mechanics, and volunteer (with the respective masses) and ground reaction forces, a gait simulation with amplitudes and periods like healthy gait, with hip flexion and extension with values between -11.46° and 11.46° , and the knee with values from 0 to 40.10° , with a 26% reduction in the energy consumption of motors during the swing phase. **Conclusions:** The new control method enables the reduction of muscle and motor energy expenditure, as it uses gait biomechanics for flexion and FES for knee extension at the time of greatest expenditure, which is the swing phase. Despite the limitations found, such as the pendulum movement, it is possible to evaluate the control and the materials used. It enables modifications to the existing prototype at low cost before spending on production and control can be transferred to the existing physical system.

Keywords: lower limb orthosis, active orthosis, FES, locomotion, mimetic control, hybrid assistive strategy (HAS).

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Diagrama do sistema de órtese híbrida proposto em comparação aos existentes	22
Figura 2 - Classificação de tetraplegia e paraplegia.....	25
Figura 3 - Fases da marcha e variações entre os períodos	27
Figura 4 - Passo e passada durante um ciclo de marcha	28
Figura 5 - Movimentos e rotações das articulações de quadril, joelho e tornozelo. ..	31
Figura 6 - Gráfico de ângulos articulares de um membro inferior.....	32
Figura 7 - Classificação de órteses e exoesqueletos	34
Figura 8 - Órteses passivas HKAFO e AFO.....	36
Figura 9 - Órteses Híbridas	41
Figura 10 - Órteses Híbridas	43
Figura 11 - Modelo de Hill com os elementos contrátil (CE) e elástico (SE)	52
Figura 12 - Modelo de Hill atualizado MTC	53
Figura 13 - Relação força-comprimento do elemento contrátil CE e PEE	54
Figura 14 - Gráfico de forças concêntrica e excêntrica	57
Figura 15 - Momento de transição do elemento serial elástico	59
Figura 16 - Diagrama de blocos da HAS de Ha et al. (2016)	65
Figura 17 - Diagrama de blocos da HAS de Chen et al. (2014)	66
Figura 18 - Diagrama de blocos da HAS de Del-Ama et al. (2014).....	67
Figura 19 - Diagrama de blocos da HAS de Alibeji et al. (2018)	70
Figura 20 - Diagrama em blocos do modelo de órtese simulado	72
Figura 21 - Dados de entrada original e filtrados dos membros.....	73
Figura 22 - Simulação da órtese ativa.....	75
Figura 23 - Subsistema dos controles PID na simulação	76
Figura 24 - Subsistema de motor e redução	77
Figura 25 - Diagrama em blocos do subsistema Membro Esquerdo.....	80
Figura 26 - Aplicação do modelo muscular de Hill sobre o reto femoral	82
Figura 27 - Torques de entrada para a interação musculoesquelética.....	82
Figura 28 - Subsistema do modelo da unidade tendíneo muscular (MTU)	83
Figura 29 - Determinação de tecnologias durante o movimento assistido da HAS ...	85
Figura 30 - Diagrama em blocos da modelagem da HAS	86

Figura 31 - Entradas e saídas da HAS-SM e interação com a órtese ativa	88
Figura 32 - Resposta da simulação durante a marcha com queda	89
Figura 33 - Execução da marcha pela simulação.....	90
Figura 34 - Gráficos dos ângulos das articulações de quadril direito e esquerdo	91
Figura 35 - Gráficos dos ângulos das articulações de joelho direito e esquerdo.....	92
Figura 36 - Forças de reação ao solo durante a marcha da órtese ativa	93
Figura 37 - Simulação geral do modelo muscular	96
Figura 38 - Comparação do sinal de entrada e de saída do torque do MTU.....	97
Figura 39 - Sinal estimulatório criado e a resposta de saída do sinal	98
Figura 40 - Sinais de FES gerados para cada membro	98
Figura 41 - Sinais de entrada do modelo muscular MTU membro direito	99
Figura 42 - Sinais de saída do modelo muscular MTU membro direito.....	100
Figura 43 - Simulação órtese híbrida	102
Figura 44 - Subsistema com estados da HAS-SM membro direito	103
Figura 45 - Passos realizados pela simulação	104
Figura 46 - Marcha com os ângulos articulares gerados pela HAS-SM	105
Figura 47 - Seleção de tecnologia membro direito	107
Figura 48 - Seleção de tecnologia membro esquerdo.....	109
Figura 49 - Torque da articulação do quadril esquerdo e direito gerados durante a marcha	109
Figura 50 - Forças de reação ao solo durante a marcha da órtese híbrida.....	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparativo entre órteses ativas.....	38
Tabela 2 - Comparativo de órteses híbridas.....	44
Tabela 3 - Variações de parâmetros de FES	48
Tabela 4 - Comparação de controles e modelagens utilizadas.....	50
Tabela 5 - Parâmetros dos controladores PID, PI e PD da órtese ativa.....	74
Tabela 6 - Massa dos segmentos da órtese.....	77
Tabela 7 - Valores de massa de cada segmento do voluntário em kg	78
Tabela 8 - Parâmetros musculares do reto femoral	84
Tabela 9 - Parâmetros do elemento contrátil (CE)	84
Tabela 10 - Parâmetros dos controladores para HAS.....	87
Tabela 11 - Valores máximos e mínimos de pico, duração do sinal e médias para flexão e extensão do quadril/ joelho direito para cada controle aplicado.	94
Tabela 12 - Valores máximos e mínimos de pico, duração do sinal e médias para flexão e extensão do quadril/ joelho esquerdo para cada controle aplicado.	95
Tabela 13 - Comparação dos torques das órteses híbridas	118
Tabela 14 - Comparação dos ângulos articulares nos movimentos funcionais	120

LISTA DE ABREVIATURAS

AFO	Órtese de pé e tornozelo (<i>Ankle and Foot Orthosis</i>)
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CE	Elemento contrátil (<i>Contractile element</i>)
CI	Circuito integrado
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DC	Corrente contínua (<i>Direct Current</i>)
DOF	Graus de Liberdade (<i>Degrees of Freedom</i>)
DTI	Desenvolvimento Tecnológico e Industrial
FES	Estimulação Elétrica Funcional (<i>Functional Electrical Stimulation</i>)
GRF	Forças de reação ao solo (<i>Ground Reaction Forces</i>)
HAS	Estratégia Híbrida Assistiva (<i>Hybrid Assistive Strategy</i>)
HKAFO	Órtese de quadril, joelho, tornozelo e pé (<i>Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis</i>)
IEEE	Instituto de Engenheiros Elétricos e Eletrônicos (<i>Institute of Electrical and Electronic Engineers</i>)
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
KAFO	Órtese de joelho, tornozelo e pé (<i>Knee, Ankle and Foot Orthosis</i>)
MTC	Complexo Músculo Tendíneo (<i>Muscle Tendon Complex</i>)
MP	Parâmetros musculares (<i>Muscle Parameter</i>)
M.Sc.	Mestre em ciências
p.	Página
P	Proporcional
PE	Elemento Paralelo (<i>Parallel Element</i>)
PI	Proporcional-integral
PID	Proporcional-integral-derivativo
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
PWM	Modulação por largura de pulso (<i>Pulse Width Modulation</i>)
SE	Elemento serial (<i>Serial Element</i>)
SDE	Elemento de amortecimento serial (<i>Serial Damper Element</i>)
SM	Máquina de estados (<i>State Machine</i>)
THKAFO	Órtese de tronco, quadril, joelho, tornozelo e pé (<i>Trunk, Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis</i>)
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
WHO	Organização Mundial de Saúde (<i>World Health Organization</i>)

LISTA DE SÍMBOLOS

l_{MTC}	Comprimento total dos elementos do modelo muscular
\dot{l}_{MTC}	Velocidade de contração do modelo muscular
F_{MTC}	Força do modelo muscular
l_{CE}	Comprimento do elemento contrátil
\dot{l}_{CE}	Velocidade de contração do elemento contrátil
F_{CE}	Força do elemento contrátil
$F_{CE,C}$	Força concêntrica do elemento contrátil
$F_{CE,e}$	Força excêntrica do elemento contrátil
$l_{CE,opt}$	Comprimento do elemento contrátil ideal
q	Atividade muscular
q_0	Atividade inicial muscular
l_{SEE}	Comprimento do elemento serial elástico
l_{SDE}	Comprimento do elemento de amortecimento serial
l_{PEE}	Comprimento do elemento paralelo elástico
F_{PEE}	Força do elemento paralelo elástico
$l_{PEE,0}$	Comprimento do elemento de paralelo elástico ideal ou em descanso
F_{SEE}	Força do elemento serial elástico
ΔW	Largura normalizada da curva de sino no respectivo membro
$v_{CE,limb}$	Expoente da equação de força isométrica
F_{max}	Força muscular máxima
A_{rel}, B_{rel}	Parâmetros de Hill normalizados
F_{SDE}	Força do elemento de amortecimento serial elástico
R_{SDE}	Parâmetro de amortecimento ≤ 1 quando $F_{MTC} = 0$
$D_{SE,max}$	Máximo coeficiente de amortecimento com $F_{MTC} = F_{max}$
F_{max}	Força máxima do músculo
F_{isom}	Força isométrica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	15
1.2	PROBLEMATIZAÇÃO	17
1.2.1	Controles dos atuadores	17
1.2.2	Limitações tecnológicas	18
1.2.3	Simulações	19
1.3	OBJETIVOS	20
1.3.1	Objetivo Geral	20
1.3.2	Objetivos Específicos	20
1.4	JUSTIFICATIVA.....	20
1.5	ORIGINALIDADE DA PESQUISA	23
2	REFERENCIAL TEÓRICO	24
2.1	LESÃO MEDULAR	24
2.1.1	Etiologia da lesão medular	25
2.2	BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA.....	26
2.2.1	Marcha Humana	26
2.2.2	Biomecânica	29
2.3	ÓRTESES E EXOSQUELETOS.....	33
2.3.1	Órteses	34
2.3.1.1	Órteses passivas	35
2.3.1.2	Órteses ativas.....	36
2.3.1.3	Órteses híbridas	39
2.4	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (FES)	45
2.5	MODELO MUSCULAR DE HILL.....	51
2.6	ESTRATÉGIAS DE CONTROLE.....	62
2.6.1	Controle de marcha com trajetória pré-definida	63
2.6.2	Estratégia híbrida assistida (HAS)	63
3	METODOLOGIA	71
3.1	SIMULAÇÃO ÓRTESE ATIVA.....	71
3.2	MODELO MUSCULAR E ATIVAÇÃO VIA FES	81
3.3	ESTRATÉGIA ASSISTIVA HÍBRIDA (HAS)	85
4	RESULTADOS	89

4.1	ÓRTESE ATIVA.....	89
4.2	MODELO MUSCULAR E ATIVAÇÃO VIA FES.....	96
4.3	ESTRATÉGIA ASSISTIVA HÍBRIDA (HAS)	100
5	DISCUSSÃO	111
5.1	ÓRTESE ATIVA.....	111
5.2	HAS-SM.....	116
6	CONCLUSÃO.....	125
6.1	CONTRIBUIÇÕES.....	125
7	PUBLICAÇÕES.....	127
8	TRABALHOS FUTUROS.....	128
	REFERÊNCIAS.....	130

1 INTRODUÇÃO

A tese apresentada está subdivida em capítulos, nos quais, o Capítulo 1 apresenta-se a contextualização, a problematização, a justificativa e objetivos do trabalho. O Capítulo 2 apresenta os aspectos da lesão medular (LM), e introduz as informações sobre a biomecânica da marcha, em particular as fases da marcha para melhor entendimento da estratégia que será proposta, bem como os diferentes tipos de órteses. Ainda, o Capítulo 2 traz os conceitos da estimulação elétrica e modelos musculares para aplicação da estimulação elétrica funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*), culminando com uma abordagem a respeito das estratégias híbridas assistivas. O Capítulo 3 descreve os materiais e métodos empregados para construir as simulações da órtese ativa, da aplicação da FES em um modelo muscular e, por fim, da hibridização das tecnologias. No Capítulo 4 são apresentados os resultados de cada tecnologia utilizada na tese e sua hibridização. O Capítulo 5 discute a respeito dos resultados encontrados, e comparados às demais órteses híbridas existentes em termos de ângulo e torque, para verificar a segurança e gasto energético. E o Capítulo 6 apresenta as conclusões do trabalho.

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A LM é uma forma de lesão altamente incapacitante que é caracterizada pelo rompimento parcial ou total dos nervos cervicais, torácicos ou lombares, comprometendo as funções da medula espinal, levando a déficits motores, proprioceptivos e cinestésicos, e também causando a disfunção de múltiplos órgãos (SISCÃO et al., 2007; KANG et al., 2018).

A LM pode ser classificada segundo o nível da lesão na medula espinal. Caso o rompimento total ocorra entre os níveis lombar e torácico, T1 a L1 é chamada de paraplegia, comprometendo as funcionalidades de membros inferiores (GOULET et al., 2019). Desta forma, a participação dessa pessoa na sociedade fica prejudicada uma vez que há redução na sua participação social, danos psicológicos e problemas familiares, tendo que se adaptar a um novo estilo de vida (NOREAU; FOUGEYROLLAS, 2000; CAMPOS et al., 2008; GOULET et al., 2019).

Para a reabilitação da pessoa com LM, além do tratamento fisioterapêutico, há diversas tecnologias assistivas sendo desenvolvidas visando recuperar a função motora na tentativa de mimetizar a marcha humana. Há a expectativa de se

recuperar a capacidade de locomoção, proporcionando independência funcional, além das melhoras metabólicas e fisiológicas. Dentre essas tecnologias, encontram-se as órteses e as próteses neurais, que podem proporcionar locomoção assistida, com certa estabilidade e segurança (FISH et al., 2001; BENOUSSAAD et al., 2014; NOHAMA et al., 2020). As órteses são utilizadas para locomoção, enquanto as próteses são utilizadas para substituição, normalmente de membros amputados, mas a prótese neural substitui a contração muscular natural, por uma contração muscular evocada pela FES, pois a contração muscular natural não existente em LMs com paraplegia.

As órteses, passivas, ativas ou híbridas, são vestidas pelos usuários e ficam paralelas ao seu corpo, lateralmente e externamente às coxas e pernas, sendo a locomoção realizada de forma diferente para cada tipo de órtese. A órtese passiva é um sistema mecânico com articulações livres que podem ou não ser travadas, a fim de dar suporte à marcha realizada com FES ou permanecer na posição ortostática (YANG et al., 1996). Quando associada à FES, que produz movimentos funcionais a partir da evocação da contração muscular, e é também conhecida como prótese neural (GOLDFARB; DURFEE, 1996). Na órtese ativa, o movimento de marcha é realizado por atuadores eletromecânicos nas articulações. Na órtese híbrida, ele é realizado pela ação combinada de atuadores e FES, concomitantemente ou intercalados em cada fase da marcha. Também existe a possibilidade de se utilizar somente uma tecnologia em uma articulação, mas, normalmente, as tecnologias são hibridizadas no movimento funcional do joelho realizando a evocação da contração do quadríceps (BULEA et al., 2013; MURRAY et al., 2018), no qual o reto femoral é responsável por mais de 50% do movimento em relação aos vastos no movimento de extensão (WINTER, 2009 p. 103; HA et al., 2016).

O “controle híbrido” é amplamente utilizado como uma estratégia de controle que envolve mais de um tipo de algoritmo na área de automação e robótica (HEINEN; OSÓRIO, 2002). Porém, o termo híbrido também é utilizado em Engenharia Biomédica para associar duas estratégias de controle em uma ou mais tecnologias como órtese somente ativa (AGRAWAL et al., 2017), a utilização de mais de um tipo de atuador (YU et al., 2014) e a associação órtese ativa e FES (DELLAMA et al., 2014). A hibridização empregada no último exemplo equivale ao que foi desenvolvido e abordado nesta tese.

O controle dos movimentos funcionais é realizado pela órtese, contudo a biomecânica e fisiologia do usuário devem ser respeitadas pelo dispositivo (DOMÍNGUEZ et al., 2013), a fim de trazer os benefícios da marcha sem prejuízo da segurança do usuário não causando quedas e respeitando os ângulos articulares, que é um fator fundamental (HE et al., 2017).

As evidências apontam limitações como o volume, massa e a falta de versatilidade das órteses para marcha em ambientes reais (MORENO et al., 2019). Devido a esses fatores e alterações de projeto, a melhoria da segurança de operação, elevam os custos e o tempo de desenvolvimento (HE et al., 2017).

Buscando reduzir o tempo e o custo de desenvolvimento de órteses, é possível aplicar técnicas de simulação, nas quais pode-se investigar o desempenho segundo fatores como mecânica, controladores, e sua viabilidade para um sistema físico de locomoção em ambientes reais (HOFMANN, 2009). Os resultados podem indicar se haverá mais segurança do usuário, em relação a quedas e ângulos articulares, e verificar eventuais limitações que possam aparecer (BÉLANGER et al., 2010).

1.2 PROBLEMATIZAÇÃO

As órteses ativas são dispositivos úteis para que indivíduos possam realizar a marcha, porém é uma locomoção passiva do ponto de vista do voluntário. Entretanto, em sua aplicação, geralmente a marcha realizada não segue um padrão semelhante à marcha humana hígida, podendo extrapolar os ângulos articulares (BULEA et al., 2013), ou quando com mais graus de liberdade no movimento, gerar movimentos não realistas como extrapolação de amplitudes de rotação como é o caso da órtese REX. Tal tarefa agrega aos movimentos cíclicos fases diferenciadas para cada articulação. Durante a dinâmica da marcha, as articulações dependem umas das outras, além de apresentarem defasagem dos ângulos articulares entre os membros. Nas órteses híbridas, aumenta-se a complexidade da marcha controlando duas tecnologias com controles, tempos, respostas e abordagens diferentes.

1.2.1 Controles dos atuadores

Em geral, as estratégias de controle das órteses mimetizam a marcha hígida que, segundo Filippo (2006), é um sistema complexo de articulações e atividades

musculares. Também possui um comportamento cíclico e que depende da fisiologia de cada indivíduo; uma vez que cada indivíduo possui marcha única, com ângulos articulares, dinâmica e torques diferenciados (DOMÍNGUEZ et al., 2013). Porém, um indivíduo com LM completa não realiza a marcha, e seus limites articulares devem ser respeitados em sua individualidade, inclusive quanto à espasticidade dos membros, além de poder apresentar anquilose, artrodese, artrose e osteoporose, ocasionando risco de fratura caso o membro seja forçado pela órtese durante a marcha ou ocorram quedas (RICHARD et al. 2013; HE et al., 2017).

Nas órteses híbridas, cada tecnologia possui seu respectivo controlador, assim uma estratégia híbrida assistiva (HAS) implicaria um controle de nível superior das fases da marcha, sobre os controles individuais das articulações (ROMERO-SÁNCHEZ et al., 2019). Trata-se de um sistema complexo devido aos eventos e momentos da marcha e alternância das tecnologias, além das limitações de cada tecnologia em si, apresentadas a seguir.

1.2.2 Limitações tecnológicas

As órteses ativas realizam a locomoção assistida e diminuem problemas como úlceras por pressão e má circulação sanguínea, mas não proporcionam benefícios musculares ativos aos usuários, como trabalhar o tônus muscular por meio de contração (MORENO et al., 2019).

As próteses neurais induzem impulsos nervosos que causam contração muscular (GUYTON, 1988). Apesar dos benefícios fisiológicos, como melhor tônus muscular (ao contrário das órteses), a FES sozinha, por meio de eletrodos de superfície, não permite uma locomoção durante longos períodos e percursos. Isso se deve à fadiga muscular que pode rapidamente se instalar, principalmente em pessoas com LM, que têm aumento de fibras musculares do tipo II (fadiga rápida) e diminuição das fibras do tipo I (fadiga lenta) (RINALDIN et al., 2020). Aspectos de não linearidade do sistema musculoesquelético dificultam o controle preciso dos ângulos da marcha (DEL-AMA et al., 2014).

Os projetos das órteses híbridas completas encontrados, que utilizam a órtese ativa e a FES simultaneamente (HA et al., 2016; ALIBEJI et al., 2018; MURRAY et al., 2018) diminuem o gasto energético dos motores, pois reduzem o peso da órtese sobre o usuário. Porém, eles não potencializam os benefícios da FES uma vez que o membro não é plenamente suportado pela musculatura (TO et al., 2011; BULEA et

al., 2013). A complexidade do controle aumenta devido à dinâmica do movimento, pois os motores nas articulações da órtese durante a marcha e funcionando em paralelo com a FES, podem criar uma resistência ou reforço ao movimento realizado pela FES, caso não estejam sincronizados exatamente ao mesmo tempo.

1.2.3 Simulações

Em ambiente simulado, os estudos apresentam diferentes tipos de controle para órteses ativas. Independentemente do tipo de controle, em sua maioria quando realizados em sistemas físicos, é considerado apenas a ação da gravidade no movimento (SANZ-MERODIO et al., 2012).

Os projetos de órtese ativa que se utilizam de uma plataforma de simulação, não apresentam um sistema físico de órtese de membros inferiores completo. Geralmente, as simulações empregam muitas simplificações, que não são realistas quando comparadas ao sistema físico. Na literatura, as simulações de órteses simplificam os seguintes fatores:

- (i) não consideram as forças de reação ao solo (GRFs), (BAGIŃSKI et al., 2013; TARMIZI et al., 2013; FOGLEANO et al., 2015; TARMIZI; RAMLI; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; CHEN et al., 2018; MUNADI et al., 2018; NAIR; EZHILARASI, 2020);
- (ii) aplicam os sinais de entrada do sistema diretamente nas articulações sem atuadores ou sem eletrônica (TARMIZI et al., 2013; HASSAN et al., 2017; NAIR; EZHILARASI, 2020), ou ambos (NIU et al., 2013; SINGLA et al., 2016; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; MUNADI et al., 2018; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019);
- (iii) não utilizam a massa do voluntário (TARMIZI et al., 2013; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; MUNADI et al., 2018; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019);
- (iv) os dados de entrada não são similares aos de hígidos, tendo seu período modificado entre 2 a 10 s, acima da faixa entre 0,8 e 1 s que seria o padrão (FOGLEANO et al., 2015; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019; NAIR; EZHILARASI, 2020), ou aplicando sinais gerados, senoidais, trapezoidais ou em degraus (TARMIZI et al., 2013; SINGLA et al., 2016; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; MUNADI et al., 2018).

Simulações de sistemas híbridos completos de membros inferiores para realização da marcha hígida, contendo órtese ativa e FES, não foram encontradas na literatura.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

O objetivo geral desta pesquisa é desenvolver em ambiente simulado de uma estratégia híbrida assistiva para os controles da órtese ativa de membros inferiores e a estimulação elétrica funcional do músculo reto femoral visando à marcha hígida.

1.3.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalho são:

- a) Desenvolver o controlador da articulação do quadril da órtese ativa visando às fases de apoio e balanço da marcha, baseado em sinais articulares de hígido;
- b) Simular as variações no controlador PID da órtese ativa, analisando qual a melhor resposta para a marcha;
- c) Simular os movimentos funcionais de extensão da articulação do joelho, provocados pela aplicação da FES a um modelo muscular do reto femoral, durante a fase de balanço terminal da marcha;
- d) Construir um ambiente simulado que integre e sincronize as duas malhas de controle envolvidas (HAS);
- e) Simular um passo para cada membro empregando a HAS no ambiente desenvolvido.

1.4 JUSTIFICATIVA

Essas propostas de estratégias híbridas assistivas simultâneas são sistemas muito complexos, que geram rápida fadiga e variações de resultados de usuário para usuário, sendo muito instáveis e sem comportamento linear, dificultando o seu uso prolongado para locomoção (CHEN et al., 2014; DEL-AMA et al., 2014; HA et al., 2016; ZHANG et al., 2017; ALIBEJI et al., 2018; KIRSCH et al., 2018; MURRAY et al., 2018). Porém, pode-se diminuir a complexidade do controle intercalando a utilização das tecnologias (TO et al., 2011; BULEA, THOMAS C. et al., 2013).

A proposta de hibridização desta tese inicia-se da órtese ativa presente no Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER) e um estimulador de dois canais. Assim, com o intuito de realizar a hibridização, uma simulação com as características da órtese ativa e estimulação de uma musculatura foi desenvolvida, a fim de se realizar testes e verificar possíveis limitações antes da implementação em um sistema físico, trazendo segurança ao usuário em relação aos ângulos articulares e risco de quedas, ou comportamento errôneos da marcha, que não seja o padrão.

A utilização da FES somente no momento do balanço deve-se a esta fase ser o momento mais crítico da marcha, pois o joelho e quadril devem elevar o peso do segmento da órtese e do voluntário, consumindo mais energia do motor. Segundo Ha et al. (2016), essa tarefa contribui de 69% a 84% no torque da articulação do joelho na fase de balanço. Por isso, em balanço, a órtese ativa se torna passiva na articulação do joelho, e a FES ativa intercalando-se, assim, a utilização das tecnologias.

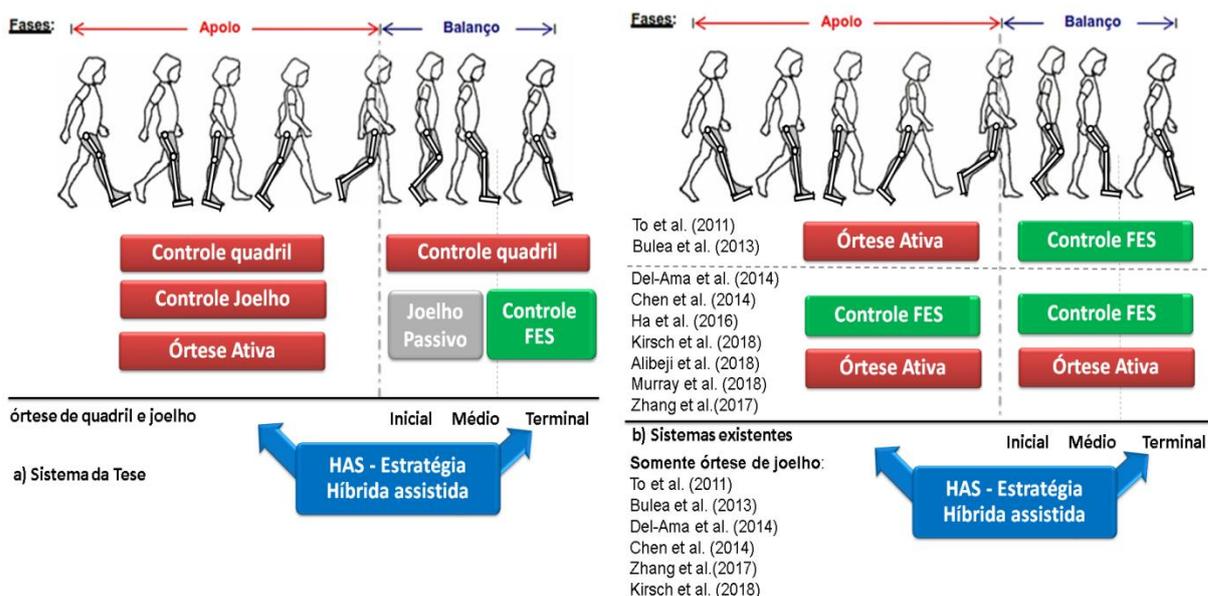
A opção pela aplicação da FES na fase de balanço terminal justifica-se porque: (i) produz os benefícios inerentes à ativação muscular como o tônus muscular e diminuição da atrofia; (ii) em princípio, posterga-se a instalação da fadiga, pois o período de aplicação é breve, aumentando a utilização ao longo da distância percorrida; (iii) esta fase envolve a extensão do joelho contra a ação da gravidade; (iv) minimiza o gasto energético nas demais fases; (v) simplifica a tarefa da HAS, pois intercala-se as tecnologias; (vi) o momento inicial e médio do balanço é realizado pela ação da gravidade e GRFs.

Ainda, outros trabalhos já comprovaram a diminuição da fadiga devido à hibridização das tecnologias utilizadas (KIRSCH, NICHOLAS et al., 2018).

A escolha do reto femoral na simulação é devido ao quadríceps possuir maior contribuição, de 69 a 89%, na extensão de joelho, e o reto femoral responsável pela maior percentagem de contribuição, principalmente quando aplicada a FES utilizando eletrodos de superfície. O reto femoral responde 50% a mais em relação aos vastos (PIAZZA et al., 1996; WINTER, 2009; HA et al., 2016).

A Figura 1 mostra as diferenças entre as HAS propostas nesta tese e os demais projetos existentes.

Figura 1 - Diagrama do sistema de órtese híbrida proposto em comparação aos existentes



Fonte: O Autor, 2021.

Nota: Em vermelho, evidencia-se o momento em que a órtese ativa é utilizada e, em verde, a FES. Ainda, em azul, observa-se o controle de sincronia da estratégia híbrida proposta como controle de nível superior. Demais detalhes dos projetos existentes podem ser vistos no item 2.3.1.3 deste documento.

Apesar de haver alguns estudos fora do país, essas tecnologias associadas ainda são incipientes no Brasil. Em uma busca de patentes, não foram localizadas nos dados do Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI), consultados em 01/03/2021, por meio das palavras-chaves órtese, exoesqueleto e prótese. Internacionalmente, também foram consultados no portal *Free Patents Online* com as palavras chaves *hybrid orthosis AND lower limbs* resultando em 52 patentes, das quais a sua maioria são sistemas implantáveis, próteses de fixação de membros, órteses de tornozelo e pé, uma órtese ativa para joelhos com atuador pneumático. O resultado mais relevante encontrado foi um sistema de órtese de quadril, joelho e tornozelo com motores DC como atuadores, com controle PID para os motores e máquina de estados para as fases da marcha; porém, sem hibridização de tecnologias (FREE PATENTS ONLINE, 2021). Outra patente encontrada aplicava FES em malha fechada para a reabilitação de membros inferiores em várias posições (deitado, em pé, em marcha com suporte) e sem utilizar órteses (FREE PATENTS ONLINE, 2021).

A nova HAS busca superar as limitações supracitadas, baseada no sistema físico. Espera-se que o método proposto para a órtese híbrida proporcione uma

locomoção mais prolongada, segura e próxima ao do hígado, reduzindo o gasto energético do motor.

1.5 ORIGINALIDADE DA PESQUISA

Dadas as considerações apresentadas neste capítulo, apresentam-se os seguintes fatores de originalidade:

1. Baseado na biomecânica da marcha a estratégia utiliza ação da gravidade e GRFs na flexão do joelho e a aplicação da FES no músculo reto femoral, para realizar a extensão, simplificando o controle.
2. Realiza-se o controle articular para cada membro individualmente, pois a mesma HAS para ambos os membros nos projetos que intercalam as tecnologias mostrou diferenças entre os ângulos de cada membro, devido força muscular diferenciada evocada por causa da espasticidade.
3. Controle ao término da fase de extensão para o apoio, caso não ocorra a extensão completa, como fator de segurança.
4. Simulação de um sistema completo de órtese híbrida para locomoção baseado no sistema físico contendo: mecânica, eletrônica, massa do voluntário e da órtese, as forças de reação ao solo, modelo muscular, controladores de nível inferior para as articulações e o controle de nível superior a HAS e com retorno visual da marcha em 3D.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

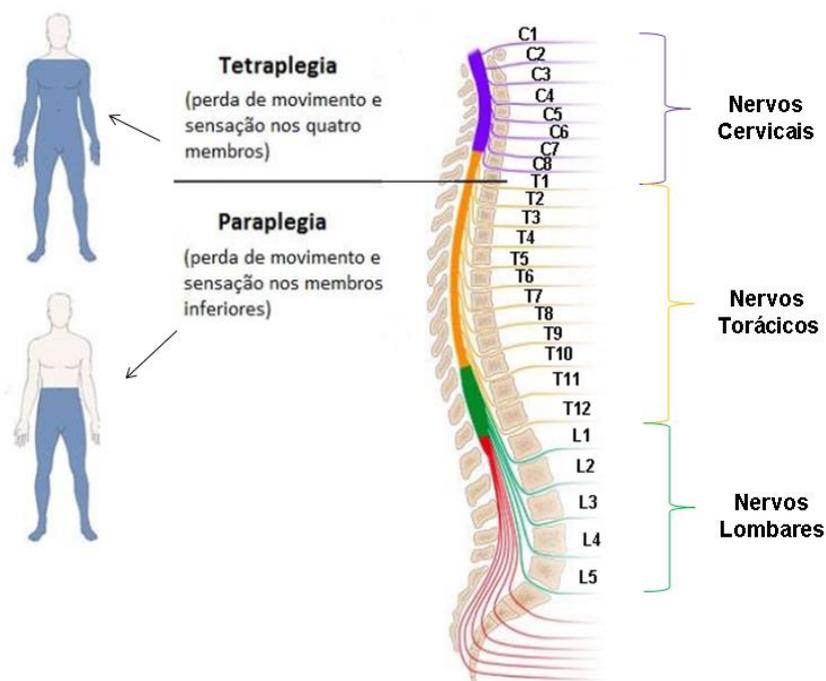
O referencial teórico apresenta os aspectos da LM, e introduz as informações sobre a biomecânica da marcha, em particular as fases da marcha para melhor entendimento da estratégia que será proposta, bem como os diferentes tipos de órteses. Também traz os conceitos da estimulação elétrica e modelos musculares para aplicação da FES, culminando com uma abordagem a respeito das estratégias híbridas assistivas existentes.

2.1 LESÃO MEDULAR

As lesões completas caracterizam-se pela ausência motora e/ou sensorial abaixo do nível da LM. Já as lesões incompletas apresentam funções medulares parciais ou intactas, podendo comprometer segmentos neurológicos. Desta forma, o nível da lesão deve ser avaliado pelo comprometimento neurológico (avaliação funcional) e não somente pela localização da LM (TURCI et al., 2009; KAJIYAMA et al., 2014; KANG et al., 2018).

De acordo com a função motora, as LMs completas podem ser classificadas em paraplegia ou tetraplegia. Na tetraplegia, a lesão atinge o nível dos nervos cervicais (entre as vértebras C1-C8) ocasionando a perda de movimento e sensibilidade dos membros superiores e inferiores. Na paraplegia, a LM atinge o nível dos nervos torácicos e/ou lombares (entre as vértebras T1-T9 e L1-L5) causando a perda do controle e da sensibilidade dos membros inferiores como ilustrado na Figura 2 (KANG et al., 2018; GOULET et al., 2019).

Figura 2 - Classificação de tetraplegia e paraplegia



Fonte: Adaptação de Netter (2008).

2.1.1 Etiologia da lesão medular

Um estudo realizado por Kang et al. (2018) mostra uma revisão sobre o perfil epidemiológico dos indivíduos com LM mundialmente. Existem diversas causas de LM como quedas, acidentes com veículos, acidentes relacionados a esportes, violência e outras causas de lesões remanescentes. Certas diferenças existem entre regiões ou países. Os acidentes automotivos e as quedas são as causas mais comuns de LM, correspondendo entre 30 a 55% dos casos (KANG et al., 2018).

Com a expansão das atividades humanas, a incidência de LM também aumentou gradualmente variando de 13.019 por milhão a 163.420 por milhão de pessoas. Entre eles, as taxas de incidência dos países desenvolvidos variaram de 13,0 a 163,4 por milhão de pessoas. As taxas de países não desenvolvidos variaram de 13,0 a 220,0 por milhão de pessoas (KANG et al., 2018).

Segundo Kang et al. (2018), sempre houve uma maior incidência do sexo masculino em relação ao feminino nos lesionados medulares, com a idade média de 29,5 a 46,0 anos.

Devido à estatística e à preocupação com a socialização desses indivíduos, há muitos anos a comunidade científica vem estudando formas de auxílio para melhorar a qualidade de vida e diminuir os problemas de saúde que a LM acarreta.

Além da fisioterapia convencional e terapia ocupacional, o desenvolvimento de tecnologias assistivas para auxiliar pessoas com LM é abrangente. Há pesquisas que visam melhorar a inclusão social e a interação via adaptação de dispositivos (cursores de mouse acionados por movimentação ocular, movimento do pescoço ou sopro). Há também adaptações de controle para outros dispositivos (teclados, cadeira de rodas, entre outros) e para o ambiente doméstico (elevadores, luminárias, torneiras, entre outros). Para a locomoção, além de cadeiras de rodas, muletas e andadores, os indivíduos podem contar com órteses passivas, ativas e híbridas (VITECKOVA et al., 2013; RANCIARO et al., 2016).

Para o desenvolvimento dessas tecnologias assistivas para marcha é necessário um entendimento mais aprofundado da biomecânica da marcha com relação aos movimentos que podem ou devem ser realizados pelas órteses a fim de mimetizar esse processo.

2.2 BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA

Para desenvolvimento do controle e acionamento de uma órtese, é necessário estudar os aspectos biomecânicos da marcha humana, para mimetizá-la por meio de controladores da órtese e identificação das suas fases.

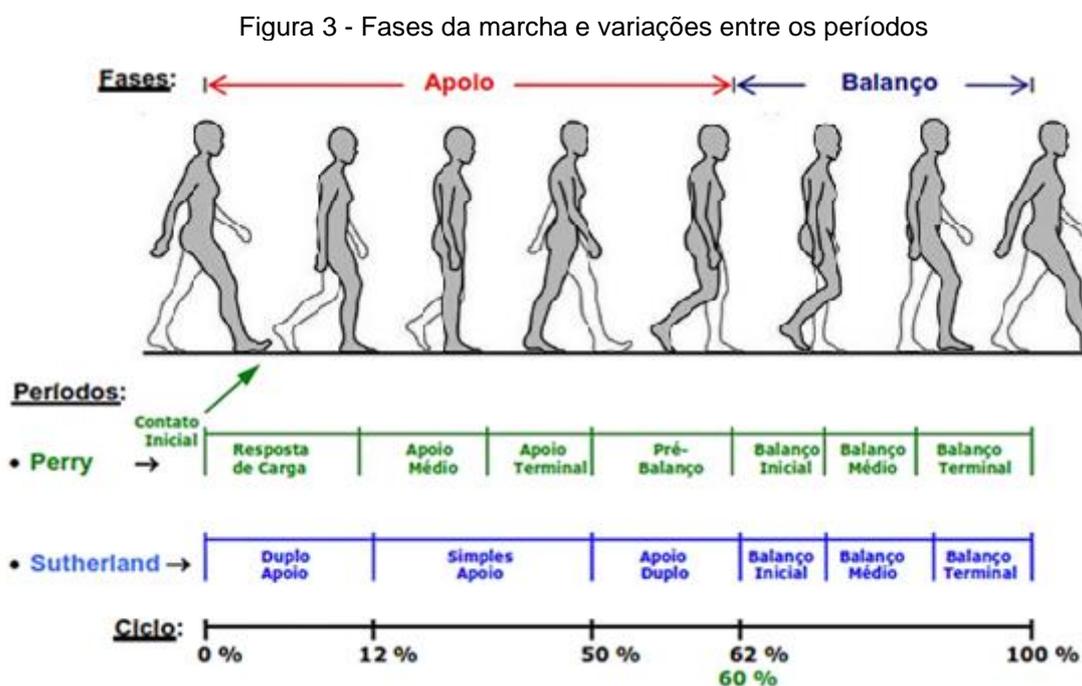
2.2.1 Marcha Humana

A locomoção humana é um sistema complexo que depende de várias atividades musculares e articulares, assim como a combinação dessas atividades (FILIPPO, 2006). É um padrão cíclico de movimentos dos braços, pernas e tronco que se repetem continuamente, formando a marcha que é um tipo de locomoção. Desta forma, cada indivíduo desempenha uma marcha diferenciada, devido a sua anatomia, humor ou até mesmo impacto de diferentes condições de saúde (LM ou acidente vascular encefálico), os quais podem impactar diretamente na marcha e alterar os padrões conhecidos (PEREIRA, 2005; DOLLAR; HERR, 2008).

As características em uma marcha bípede hígida são as alternâncias cíclicas de apoio de cada perna e a existência de uma área de transferência, onde ambos os pés ficam em contato com o solo, chamado apoio duplo (PEREIRA, 2005).

Os ciclos da marcha humana são representados em percentagens de 0% a 100%, iniciando quando o calcanhar toca o solo e finalizando no ponto de apoio do calcanhar sobre o mesmo pé que iniciou o ciclo (DOLLAR; HERR, 2008), ou seja, o mesmo evento que iniciou o ciclo deve terminá-lo (PEREIRA, 2005).

Cada ciclo completo da marcha possui diferentes fases que são classificadas segundo atividades funcionais básicas. As terminologias distintas para os ciclos da marcha de Perry et al. (1992) e Sutherland (1984) podem ser observadas na Figura 3, que apresenta as divisões entre fases de apoio e balanço.



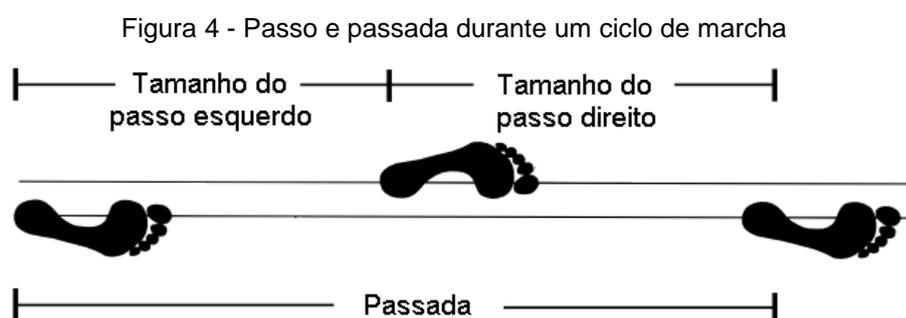
Fonte: Adaptação de Pereira (2005).

A fase de apoio constitui de 60% a 62% do ciclo, quando o pé está em contato com a superfície de apoio, enquanto a fase de balanço é constituída dos 38% a 40% restantes, quando os dedos do pé deixam de tocar o solo (conhecido como *toe-off*) (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

Duas variáveis quantitativas que definem a marcha durante o ciclo são o passo e a passada. Um passo consiste na sequência de eventos entre o contato

inicial do calcanhar com o solo (*foot strike*) e em seguida o calcanhar adjacente (do outro membro) toca o solo, ilustrado na Figura 4.

A passada é definida como uma sequência de dois passos, no qual o calcanhar toca o solo (*foot strike*) e este mesmo toca o solo novamente concluindo um ciclo de marcha, assim passando pela fase de apoio e balanço. Ambas as variáveis são ilustradas na Figura 4. Cada ciclo da marcha possui dois passos (do mesmo membro) e um passo do membro adjacente (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006; ARAÚJO, 2010).



Fonte: Adaptação de Vaughan et al. (1999).

Para realizar a marcha, é necessária a progressão ou avanço do corpo. O ciclo de apoio começa com o contato inicial, no qual esse evento momentâneo caracteriza a transferência de peso por meio de uma ação de pivô no pé, assim preservando o momento para a progressão (PEREIRA, 2005). A seguir, vem a fase de apoio duplo, quando o peso corporal é transferido de um pé a outro e no qual ambos os pés (direito e esquerdo) estão em apoio, ocorrendo o deslocamento do centro de massa do indivíduo.

Na fase de apoio médio, toda a massa do corpo é transferida para um único membro, que está na fase de apoio. Antes de seguir para a fase de balanço da marcha, o membro em apoio passa novamente para a fase de apoio duplo, redistribuindo o peso corpóreo e terminando o deslocamento do centro de massa (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

Na fase de apoio, durante a marcha é gerada a força de reação ao solo (GRF) sob o pé. As GRFs possuem uma força normal (vertical) e horizontal ao solo, dependendo da postura e momento da marcha. A força vertical tem a curva dupla característica em forma de M: a primeira está relacionada à aceitação do peso, a segunda é devido ao momento de toe-off (quando o pé se desprende do solo). A força horizontal tem uma fase negativa durante a primeira metade da postura na

fase de apoio, indicando uma desaceleração geral do corpo inteiro, e uma fase positiva durante a última metade da postura, indicando uma aceleração do corpo para frente (WINTER, DAVID A., 1987).

O início da fase de balanço é marcado pela flexão do quadril, joelho e tornozelo do membro neste momento, assim retirando o pé do solo, sendo um momento crucial de flexão do joelho para que o pé não toque o solo (PIAZZA et al., 1996). Nesta fase, os músculos apresentam padrões estereotipados e, presumivelmente, geram forças que afetam o movimento dos membros. A flexão do joelho é influenciada por músculos que cruzam o joelho e por momentos musculares produzidos em outras articulações (via acoplamento dinâmico), assim um momento de flexão do quadril não apenas flexiona o quadril, mas também flexiona o joelho na fase de balanço normal (PERRY; BURNFIELD, 1992).

A marcha humana possui outras características que podem ser analisadas durante o ciclo: o centro de gravidade do corpo humano, o deslocamento lateral e deslocamento frontal, além dos ângulos das articulações durante esses movimentos; os quais proporcionam a denominada análise biomecânica do movimento (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

2.2.2 Biomecânica

A biomecânica pode ser descrita como um estudo interdisciplinar que descreve, analisa e avalia os movimentos humanos, levando em consideração princípios físicos e biológicos do corpo humano (FILIPPO, 2006; WINTER, 2009; ENOKA, 2015).

Para a análise do movimento do corpo humano em marcha, é necessária uma análise do movimento no espaço e no tempo, assim o movimento do corpo é descrito por meio de eixos e planos, sendo uma análise em três dimensões. Os eixos são linhas imaginárias que passam pelo meio do corpo, sendo ortogonais entre si, onde o ponto de encontro entre eles é o centro de massa, muitas vezes utilizado como origem do sistema de coordenadas (ARAÚJO, 2010; ENOKA, 2015).

O sistema cartesiano possui três eixos principais (x, y e z) e os planos formados entre eles: frontal, horizontal (transverso ou médio) e sagital. O plano frontal (ou coronal) corta o corpo verticalmente separando-o em posterior e anterior. O plano transverso divide o corpo horizontalmente separando-o em superior e

inferior. Já o plano sagital divide o corpo verticalmente separando as laterais direita e esquerda.

Os movimentos para a marcha devem ser analisados com base nos movimentos do corpo, onde cada segmento possui determinados graus de liberdades (DOF - *degrees of freedom*) baseados no movimento das articulações. Os DOF permitem que os membros do corpo se posicionem em vários ângulos articulares e várias configurações distintas, sejam elas isoladas ou em conjunto. Assim o deslocamento das articulações é avaliado de acordo com o plano em que se localizam (ARAÚJO, 2010), no caso o plano sagital, avaliando o membro esquerdo e direito.

A articulação do quadril possui seis DOF, podendo realizar os movimentos de flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano coronal, rotação interna ou medial e rotação externa ou lateral no plano transverso. Desta forma, podem-se definir os três ângulos responsáveis por estes movimentos, segundo Wu et al.(2002), de acordo com a Figura 5:

- a) ângulo α : responsável pela flexão/extensão;
- b) ângulo β : interna/externa ou medial/lateral;
- c) ângulo γ : responsável pela adução/abdução.

A articulação do joelho possui quatro DOF podendo realizar os movimentos de flexão e extensão no plano sagital, adução no plano coronal e rotação externa, no plano transverso (GROOD e SUNTAY, 1983), (vide Figura 5):

Desta forma, pode-se definir os três ângulos responsáveis por estes movimentos segundo Grood e Suntay (1983):

- a) ângulo α : responsável pela flexão e extensão;
- b) ângulo β : responsável pela adução;
- c) ângulo γ : responsável pela rotação externa.

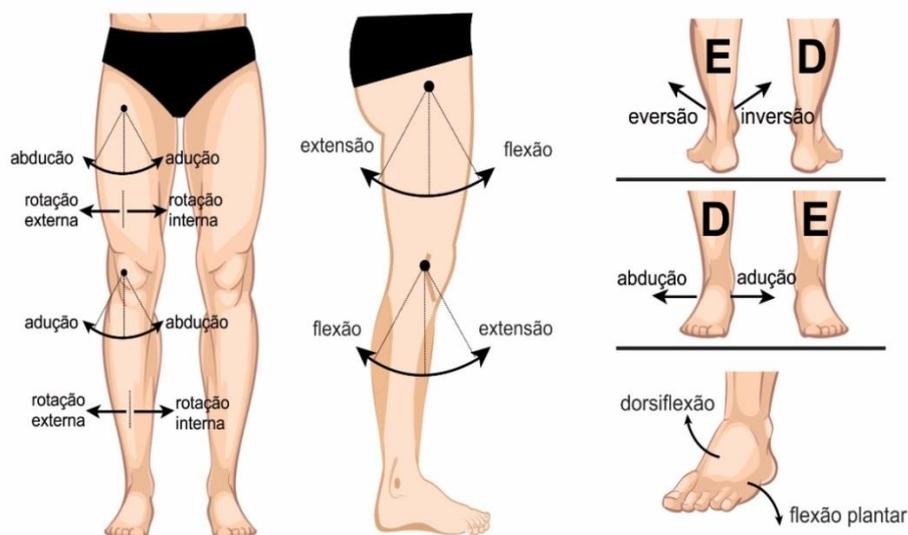
A articulação do tornozelo possui seis DOF, podendo realizar os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital, inversão e eversão no plano coronal e rotação externa e interna, no plano transverso (WU et al., 2002).

Desta forma, podem-se definir os três ângulos responsáveis por estes movimentos segundo WU et al. (2002), (vide Figura 5):

:

- a) ângulo α : responsável pela dorsiflexão e flexão plantar;
- b) ângulo β : responsável pela inversão e eversão;
- c) ângulo γ : responsável pela rotação externa e interna.

Figura 5 - Movimentos e rotações das articulações de quadril, joelho e tornozelo.

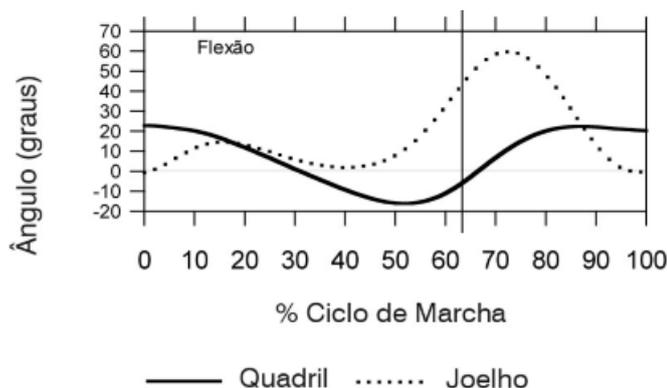


Fonte: Autor, 2021. Desenho: Me. Carla Pacheco Rinaldin

Segundo as definições pré-estabelecidas por Grood e Suntay (1983), Wu e Cavanagh (1995) e WU et al. (2002), cada articulação é analisada de acordo com os dois segmentos adjacentes, sendo um dos segmentos definidos como fixo e outro segmento rotaciona ao redor do eixo que une ambos. Também são definidos os sistemas de coordenadas cartesianas locais de cada um dos segmentos. Com isso, por meio de um sistema cartesiano global e matrizes de translação e rotação, podem-se localizar os segmentos e determinar suas rotações.

Com os resultados dos cálculos das matrizes, que normalmente são realizados por um programa de captura de imagens, por exemplo, ViconTM (2016), é possível plotar as curvas dos ângulos das articulações de membros inferiores durante o ciclo de marcha, e analisar a cinemática da marcha, como mostra a Figura 6, sendo o movimento iniciado na fase de apoio da marcha.

Figura 6 - Gráfico de ângulos articulares de um membro inferior.



Fonte: adaptado de Kirkwood et al. (2007)

Apesar dos vários DOF da articulação humana, para a maioria dos projetos de órteses é utilizado apenas um grau de liberdade no plano sagital. Tal opção de análise, ao mesmo tempo em que limita a marcha, retirando sua naturalidade, traz maior segurança e estabilidade para o usuário, na qual as articulações não são levadas aos seus ângulos máximos, realizando os movimentos de flexão e extensão. Assim, também não se realizam rotações que poderiam acarretar diversas complicações fisiológicas. Deve-se ressaltar que a espasticidade nos membros causa restrições angulares em pessoas com LM, de modo que a órtese deve possuir ângulos ajustáveis para cada indivíduo (RANCIARO et al., 2016).

No cálculo da cinemática e cinética angular, posição e torque respectivamente, é necessário saber os dados antropométricos (a massa e dimensão de cada parte do corpo) do indivíduo que está realizando a marcha. Isso ocorre porque a massa de cada um dos segmentos dos membros do corpo humano influencia diretamente nos resultados dos cálculos de posição e torque das articulações na cinética (WINTER, 2009; ENOKA, 2015).

Existem vários métodos de determinação de dados antropométricos de indivíduos. Os métodos estudados precisam da altura e massa do indivíduo, e alguns também de medidas corporais, para que seja possível a determinação da massa, posicionamento do centro de massa, e momento de inércia de cada segmento do corpo humano.

Desta forma, o corpo humano é representado por componentes geométricos como elipses, cones ou cilindros. Chandler (1975) divide o corpo humano em quatorze segmentos. Já Hanavan (1964), precursor do método, utiliza quinze segmentos e Zatsiorsky e Seluvaiov (1983), dezesseis segmentos (ENOKA, 2015).

Normalmente, realiza-se um estudo para um grupo de indivíduos segundo sua nacionalidade, devido a diferentes características corpóreas (NASA, 2014). Por isso, foi realizado um estudo no qual se escolheu o método de Zatsiorsky e Seluyanov (1983) por ser considerado o de pior cenário ao apresentar maiores massas de membros, tornando-o mais crítico quanto ao torque nas articulações (RANCIARO et al., 2015). Pode-se obter como resultado o ângulo de saída, a velocidade angular, aceleração e torque dos membros durante a marcha auxiliando na definição dos atuadores e tecnologias de acionamento e controle.

2.3 ÓRTESES E EXOSQUELETOS

Muitos grupos de pesquisa multidisciplinares, envolvendo engenheiros, médicos e fisioterapeutas, vêm estudando formas de auxílio para portadores de deficiência locomotora (FILIPPO, 2006; ARAÚJO, 2010).

Esses dispositivos de auxílio tiveram grande ênfase desde a Segunda Guerra Mundial, devido à grande quantidade de soldados que tiveram membros amputados, além de problemas congênitos e doenças adquiridas que interferem na locomoção (FILIPPO, 2006).

Com o avanço da tecnologia, foi possível construir equipamentos robotizados que auxiliam na locomoção de pacientes acometidos com deficiências locomotoras. Esses equipamentos são chamados de *Wearable Robots*, robôs que podem ser vestidos pelos pacientes em tratamento.

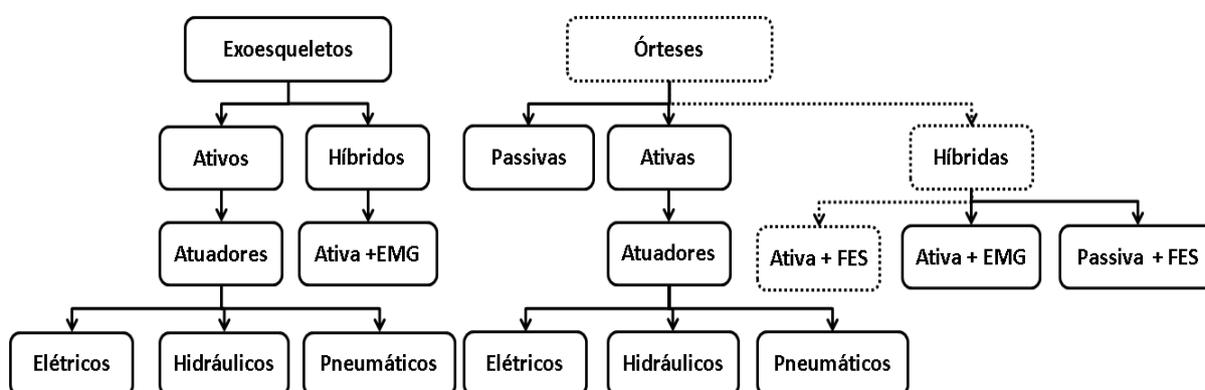
Estes podem ser classificados quanto a sua interação na movimentação humana como (ARAÚJO, 2010; QUEVEDO, 2011):

- Prótese – dispositivo mecânico que substitui membros amputados ou limitam o movimento;
- Órtese – dispositivo mecânico que segue a anatomia do usuário com fim de recuperar o movimento perdido ou limitado, mimetizando ou restaurando funções motoras;
- Exoesqueleto – dispositivo robótico que acrescenta força aos membros, tanto em indivíduos hígidos quanto naqueles com alguma condição de saúde, e
- Órteses híbridas – dispositivo mecânico que segue a anatomia do usuário com fim de recuperar a capacidade de movimento perdido ou limitado,

mimetizando ou restaurando funções motoras com a utilização da associação de tecnologias como a ativação das articulações e FES para a realização dos movimentos funcionais.

Também em relação à classificação, com base na revisão bibliográfica realizada, é possível resumir em um diagrama, observado na Figura 7, tanto a sua estrutura como principais tecnologias utilizadas, na qual está em evidência, com linhas tracejadas, o foco da tese apresentada.

Figura 7 - Classificação de órteses e exoesqueletos



Nota: as órteses são classificadas conforme sua estrutura e tecnologias utilizadas. Vale ressaltar a diferença de exoesqueleto e órtese ativa+EMG: um é para aumento de força de hígidos e outro aumento de força para ínvidos com hemiparesias, alterando assim a análise do sinal de EMG. Também está evidenciada em linhas tracejadas o foco da tese.

2.3.1 Órteses

Há muito tempo se utilizam dispositivos que auxiliam, corrigem ou limitam o movimento, sendo estes, na verdade, os primeiros e mais rudimentares, esculpido em madeira (FILIPPO, 2006). Atualmente, tais dispositivos são chamados de órteses e são projetados para compensar a fraqueza muscular, a falta de função muscular ou para imobilizar um membro.

Devido às várias aplicações, as mecânicas das órteses podem ser classificadas conforme o grupo de membros com o qual trabalham (ARAÚJO, 2010):

- AFO (do inglês *Ankle and Foot Orthosis*) – órteses para tornozelo e pé;
- KAFO (do inglês *Knee, Ankle and Foot Orthosis*) – órteses que atuam no joelho, tornozelo e pé;
- HKAFO (do inglês *Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis*) – órteses que atuam no quadril, joelho, tornozelo e pé, e

- THKAFO (do inglês *Trunk, Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis*) – órteses que atuam no tronco, quadril, joelho, tornozelo e pé.

Essas órteses ainda podem ser classificadas em passivas, ativas ou híbridas, conforme o acionamento de suas articulações. Nesta tese, a órtese simulada é do tipo HKAFO.

2.3.1.1 Órteses passivas

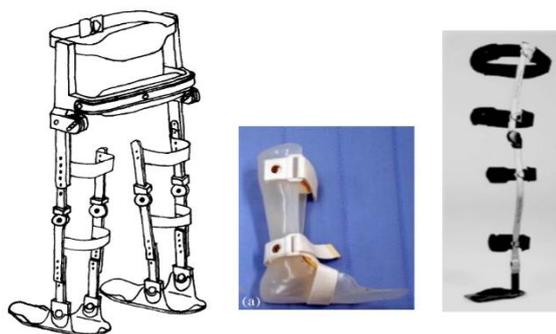
As órteses passivas não possuem atuadores ativados eletricamente. Algumas possuem articulações fixas ou apenas um atuador mecânico que possa travar e destravar as articulações. Elas também podem ser utilizadas com FES como um auxílio ou uma restrição aos movimentos de um membro do indivíduo.

A Figura 8a mostra uma órtese passiva do tipo HKAFO, na qual o estudo foi realizado com a marcha de um indivíduo hígido com a órtese e testando as combinações de configuração de articulação, travada ou não, com uma marcha de quatro apoios (dois apoios dos pés e dois das muletas), para verificar, por meio de eletromiografia (EMG), o impacto na marcha quando uma articulação é restringida (YANG et al., 1996). O estudo de Yang et al. (1996) não revelou mudanças significativas no ângulo das articulações devido à restrição de outras, mais um aumento do EMG para compensar a articulação restrita. Este fator é relevante, pois muitas órteses ativas utilizam a articulação de tornozelo de modo passivo (vide item 2.3.12).

Na Figura 8b, visualiza-se uma órtese do tipo AFO que é utilizada no estudo de análise de marcha de indivíduos com paralisia cerebral diplégica espástica (LAM et al., 2005). Esta órtese está entre as mais comumente utilizadas, pois não possui articulações e o membro fica fixo.

Na Figura 8c, é possível observar uma órtese do tipo KAFO, utilizada como auxílio à marcha, tendo uma articulação mecânica. Posteriormente, os pesquisadores desenvolveram atuadores para esta órtese (CULLELL et al., 2009).

Figura 8 - Órteses passivas HKAFO e AFO



a) Órtese HKAFO b) Órtese AFO c) Órtese KAFO

Fonte: a) (YANG et al., 1996), b) (LAM et al., 2005), c) (CULLELL et al., 2009)

Porém, as órteses passivas KAFO e HKAFO podem apenas manter os usuários em posição ortostática (de pé sobre os próprios membros), necessitando de associação a outras tecnologias para realizar a locomoção.

Normalmente são utilizadas com a FES, que realiza a locomoção por meio da contração muscular do usuário. A órtese é utilizada como suporte para a sustentação dos membros, o que auxilia a FES durante sua aplicação para o controle da direção do membro quando a musculatura é evocada, assim diminuindo as perturbações que possam ocorrer durante o movimento. Essa combinação é uma hibridização, mais conhecida como prótese neural (NOHAMA et al., 2020).

2.3.1.2 Órteses ativas

As órteses ativas são comumente utilizadas na reabilitação de pacientes como auxílio à terapia convencional em sua recuperação funcional, pois auxiliam o sistema nervoso central a reaprender os movimentos perdidos ou movimentos parcialmente afetados, processo chamado de plasticidade cerebral. Também são utilizadas para locomoção de pacientes paraplégicos (ARAÚJO, 2010).

Durante a locomoção, nos projetos de órteses, os voluntários utilizam-se de muletas para auxiliar no equilíbrio e na transferência de carga de um membro para o outro. Assim, os sistemas de HAS que serão apresentados posteriormente são focados no padrão cíclico que a marcha possui, e a trajetória das articulações.

As órteses ativas possuem várias partes fundamentais para o seu desenvolvimento e utilização como: atuadores em suas articulações, sensores, sistema de controle e fonte de energia (DOLLAR; HERR, 2008).

Os atuadores fornecem a força necessária para a locomoção do paciente, e são elementos críticos das órteses, pois dependem de variáveis como consumo de energia, força de acionamento, limitação de sua disponibilidade no mercado, controle e *design* mecânico.

Muitos projetos de órteses têm sido desenvolvidos ao longo dos anos e cada um possui sua particularidade. Os atuadores convencionais utilizados nos projetos podem ser classificados, segundo Casolo et al. (2008), como:

- motores elétricos – são os mais utilizados por serem menores, mais leves, de fácil instalação, geralmente silenciosos;
- hidráulicos – precisam de um líquido pressurizado para transmitir energia. Normalmente, são barulhentos e complexos, precisam de um aparato grande para o funcionamento como bombas compressoras e sistema de arrefecimento, entre outros;
- pneumáticos – precisam de um gás pressurizado. Em comparação aos hidráulicos, são mais leves e baratos, além de não serem inflamáveis. Porém, também precisam de um aparato grande, como compressores e um reservatório de gás recarregável, e
- freios magnéticos – é uma tecnologia passiva, mas muito pesada, que utiliza a energia realizada pelo usuário para limitar o movimento, não sendo efetivamente um atuador.

A limitação dos hidráulicos é que possuem resíduos inflamáveis, os pneumáticos e hidráulicos necessitam de compressores, fazendo com que a utilização da órtese fique restrita a ambientes fechados ou limitados, tornando o sistema grande e pesado, apesar de mais fortes (COSTA et al., 2005; DOLLAR; HERR, 2008).

Os atuadores elétricos, motores DC, são mais precisos em relação à amplitude de movimento articular e podem tornar a órtese autônoma por meio de baterias, com aproximadamente de 2 a 6 h de autonomia. Porém, eles devem dispor de elevados torques para executar o movimento articular, sendo de alto custo e, normalmente, importados (COSTA et al., 2005; DOLLAR; HERR, 2008).

Em sua maioria, os projetos de órtese utilizam motores DC por causa da autonomia de locomoção e da facilidade do controle. Geralmente, esses projetos utilizam somente um grau de liberdade em cada articulação, ou seja, só realizam

movimento de flexão e extensão das articulações no plano sagital (COSTA et al., 2005; DOLLAR; HERR, 2008; DEL-AMA et al., 2012).

A Tabela 1 apresenta um comparativo de algumas órteses, mostrando os DOF, as articulações que são atuadas, as vantagens e desvantagens, assim como, por fim, os DOF do usuário para um comparativo com a biomecânica humana (RANCIARO et al., 2016).

Apesar de realizarem a locomoção, as órteses não trazem reais benefícios fisiológicos, como a contração muscular, mas podem auxiliar na diminuição de úlceras de pressão, auxiliam na circulação sanguínea por meio da posição ortostática e locomoção, mas ainda possuem desvantagem em relação à FES que favorece a contração muscular e trabalha o tônus muscular na tentativa de evitar a atrofia.

Tabela 1 - Comparativo entre órteses ativas

Órtese	DOF Q-T-J	Q - T - J	Atuadores	Vantagens	Limitações
HAL - 5 (2002)	1 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Controle para o usuário; autônoma; possibilita levantar-se e sentar; utilizada nos membros inferiores e superiores. EMG e FES.	Poucos DOF; Muito Cara. Tempo de entrega de 2 meses para calibração para cada usuário.
Sogang University (2003)	1 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Estabilidade e pouco peso sobre o paciente.	Limitado a ambientes planos; 4 apoios. Somente membros inferiores. Poucos DOF.
Costa; Caldwell, (2006)	3 - 1 - 1	A - A - A	Pneumático	Pouco peso e mais graus de liberdade	Ainda em pesquisa e limitado ao ambiente de laboratório; somente membros inferiores.
Banala et al.(2007)	2 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Ambiente virtual para o usuário saber como está a marcha	Pesada; limitada a laboratório e em pesquisa; somente membros inferiores.
ATLAS (2012)	1 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Órtese para quadriplégicos; leve; autônoma;	Ainda em pesquisa, somente para crianças; somente membros inferiores. Poucos DOF.
ReWalk (2013) e eLEGS (2014)	1 - 1 - 1	A - A - A	Motores Hidráulica	Controle para o usuário; autônoma; possibilita levantar-se e sentar. Possui análise de EMG.	Poucos DOF; 4 apoios; Cara. Somente membros inferiores.
Alex II (ZANOTTO et al., 2013)	1 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Pouco peso, mas limitada a clínica, grande estrutura de suporte por trás da órtese para equilíbrio.	Limitada ao ambiente, poucos DOF.
Humano (ENOKA, 2015)	6 - 4 - 6	A-A-A	Músculos	Q - F/E; RI/ RE; AD/AB; J - F/E; RI/ RE. T - F/E; RI/ RE; AD/AB.	Limites angulares

Notas: Q – Articulação do quadril; J – articulação do joelho; T – articulação do tornozelo; F/E – flexão e extensão; RI/ RE - rotação interna externa; AD/AB - adução e abdução. A – Com atuador; NA – Sem atuador.

2.3.1.3 Órteses híbridas

Entre as intervenções disponíveis, várias técnicas possuem limitações que impedem a marcha dentro do padrão hígido em pessoas com LM. Das abordagens descritas, a combinação de FES e órtese emergiu como uma abordagem promissora para alcançar tanto a compensação de marcha e reabilitação, reunindo tecnologias, métodos e princípios de reabilitação que podem superar as desvantagens de cada abordagem individual, como o gasto energético dos motores e da musculatura que ocasionam fadiga (DEL-AMA et al., 2012; NOHAMA et al., 2020).

Houve muitas tentativas para melhorar o desempenho da marcha e diminuir o gasto de energia, combinando FES com diferentes tipos de órteses passivas ou com mecânicas que possuem articulações acopladas. No entanto, a inclusão de FES em tais abordagens proporciona pouca melhoria na relação custo de energia e a velocidade da marcha (DEL-AMA et al., 2012).

Assim, surgiram as pesquisas relacionadas às órteses híbridas, sendo o termo hibridização amplamente utilizado, não somente para associação de tecnologias, mas também para associar mais de uma estratégia de controle em uma tecnologia, como ortese ativa (AGRAWAL et al., 2017), ou com a utilização de mais de um tipo de atuador (YU et al., 2014).

Realizando uma busca sistemática em torno das bases do IEEE com as palavras chaves (((*"Abstract": orthosis*) OR *"Abstract": exoskeleton*) AND *"Abstract": hybrid*) AND *"Abstract": lower limb*) e no portal de periódicos CAPES com as palavras chaves “(*orthosis* OR *exoskeleton*) AND (*FES* OR *Funcional Electrical Stimulation*) AND *Hybrid* AND *Lower Limb*”, nos últimos 10 anos. Foram encontrados 244 artigos ao todo, dos quais somente 8 possuem hibridização de órtese ativa com FES, sendo os demais com eletromiografia, para hemiplegias, revisões, hibridização de sistemas mecânicos ou hibridização de algoritmos de controle. Desses 8, houve 4 duplicatas e 5 artigos foram inseridos manualmente, pois utilizam controle cooperativo ao invés de hibridização nos termos, totalizando 9 artigos encontrados, apresentados a seguir.

Bulea et al. (2013), Figura 9a, propõem um sistema de órtese híbrida com mecanismo de joelho de impedância variável especialmente projetado (chamado de VIKM) e FES, e somente FES para a articulação do quadril, o qual compara a utilização da estratégia híbrida com a utilização somente da FES. O sistema

mecânico chamado VIKM usa um amortecedor controlável na articulação do joelho e uma órtese de tornozelo, fazendo o movimento da articulação do quadril somente com estimulação. O sistema utiliza a FES, com 16 canais intramusculares, para realizar a extensão de joelho, e a flexão é realizada com o VIKM e na fase de apoio o sistema mecânico trava a articulação. Houve uma melhora na marcha do paciente parecendo mais natural em relação à trajetória das articulações com a utilização da hibridização. Porém, com o sistema VIKM, houve uma flexão maior de quadril, além das diferenças de amplitude angulares entre o membro esquerdo e direito. O controle foi desenvolvido com máquina de estados para a definição das fases da marcha, em conjunto com os *feedbacks* dos goniômetros (ângulo das articulações) e sensor calcâneo, durante as fases, a estimulação foi ativada e desativada, sendo a seleção dos parâmetros de forma manual.

O projeto de Ha et al. (2016) utiliza uma mecânica com motores atuadores nas articulações de quadril e joelho em combinação com um sistema FES de quatro canais (Figura 9b). O sistema estimula os grupos musculares do quadríceps e isquiotibiais de cada perna por meio de 4 eletrodos de superfície, de modo que o quadríceps é usado para realizar a extensão no joelho durante a fase de balanço, e os isquiotibiais são usados para aplicar extensão no quadril durante a fase de apoio. Porém, essa técnica de controle foi desenvolvida a fim de diminuir o torque sobre os motores durante a marcha, podendo ocasionar a fadiga rapidamente. O controle possui uma máquina de estados para o controle das fases da marcha e envia os pulsos de corrente para o estimulador, assim como o acionamento dos motores.

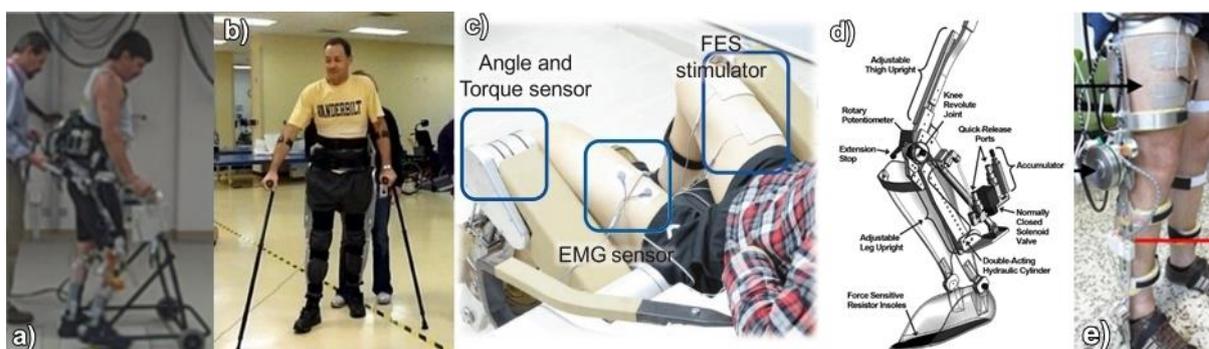
Chen et al. (2014) aplicaram uma estratégia de controle para o iLeg, um robô exoesqueleto desenvolvido para reabilitação com o intuito de trabalhar a contração e movimento dos membros inferiores em LMs, como se fosse uma bicicleta com a pessoa em posição sentada com as pernas elevadas, integrando a FES em uma estratégia de treinamento assistida com controle de impedância (Figura 9c). O iLeg possui motores controlados com o PD com *feedback* angular e FES. O movimento é conduzido por uma combinação de controlador *feedforward* baseado em rede neural, não sendo uma hibridização utilizada para a locomoção. Além disso, o sistema depende de sinais de EMG para o treinamento da rede neural, não podendo ser utilizado por pessoas acometidas com paraplegia.

To et al. (2011) fizeram uso de uma órtese ativa HKAFO com um mecanismo de joelho com controle de posição hidráulica (SCKM) para apoiar totalmente o joelho

durante a fase de apoio da marcha e permitir o movimento durante a fase de balanço para indivíduos com paraplegia, utilizando FES para realizar o movimento de flexão (Figura 9d), e realizando os movimentos funcionais de quadril por meio de estimulação com eletrodos intramusculares. Um controle com máquina de estados define as fases da marcha, em malha fechada, com sensor de contato calcâneo e um goniômetro para os ângulos da articulação. Novamente, pode-se gerar uma rápida fadiga devido ao peso da órtese. A solução também não possui as demais articulações para realizar a marcha de uma pessoa com paraplegia.

Del-ama et al. (2014) desenvolveram uma órtese ativa KAFO com atuação via motor somente no joelho (vide Figura 9e), com tornozelo passivo e fixo em uma posição. A órtese utiliza uma estratégia de controle com trajetória pré-definida como entrada do controlador de impedância para a articulação do joelho. O controlador de impedância define a rigidez em função da interação do torque. A interação do torque é calculada em função do desvio da trajetória do joelho, aumentando ou diminuindo o torque de entrada para o controle PID que aciona o motor. Assim, conforme a FES é aplicada para realização dos movimentos funcionais os motores auxiliam a marcha aumentando ou diminuindo o seu torque baseado nos ângulos lidos, sendo um sistema em função do tempo. A HAS é realizada por meio de máquina de estados, com duas etapas, aprendizagem e monitoramento, sendo a aprendizagem a primeira realizada no primeiro passo da marcha para definição e otimização dos parâmetros de FES. Esses parâmetros aprendidos são utilizados na fase seguinte de monitoramento como padrão para o usuário. Esse sistema pode ocasionar rápida fadiga, uma vez que a FES é utilizada em todos os momentos da marcha com a sobrecarga da mecânica, além dos motores poderem causar uma resistência extra ao movimento.

Figura 9 - Órteses Híbridas



Fonte: a) (BULEA et al., 2013), b)(HA et al., 2016), c) (CHEN et al., 2014), d) (TO et al., 2011), e) (DEL-AMA et al., 2014).

O sistema apresentado por Kirsch et al. (2018) é uma hibridização entre a FES e motores para a realização do movimento da articulação do joelho, a fim de reduzir o torque do motor e a fadiga, sendo ambos utilizados em conjunto (Figura 10a). A princípio, o sistema não é utilizado para marcha, sendo testado com dois voluntários sentados, somente para validação da HAS.

Alibeji et al. (2018) descreveram um sistema de órtese híbrida completa de membros inferiores e suporte de peso (Figura 10b), possuindo motores nas articulações de quadril e joelho, sendo o quadril controlado via motores e o joelho pelos motores e FES simultaneamente. Estimulou-se o quadríceps e isquiotibial com eletrodos de superfície, enquanto os motores acompanham o movimento aumentando ou diminuindo o torque necessário. A HAS desenvolvida via máquina de estados usa sinergias posturais dinâmicas, entre a FES dos músculos e dos motores elétricos, que foram gerados artificialmente por meio de otimizações dinâmicas. Essas sinergias, quando ativadas, mimetizam as sinergias dos flexores e extensores durante a marcha, assim comparando a distribuição da sinergia da dinâmica postural ideal com a atual calculada para minimizar o erro da posição postural e determinar o torque dos motores.

O sistema de Zhang et al. (2017) apresenta uma órtese híbrida para joelhos com motor e FES, estimulando o quadríceps e isquiotibial com eletrodos de superfície (Figura 10c). O sistema é atuado via torque e com *feedback* de sensores de força e angular. Não foi utilizado para locomoção, mas estimado para o momento de balanço da marcha. A avaliação foi realizada em voluntários sentados, com hípidos e pessoas com LM.

Murray et al. (2018) utilizam uma órtese ativa com motores nas articulações de quadril, joelho e tornozelo utilizando uma HAS em conjunto com FES para realizar os movimentos de sentar e levantar e locomoção (Figura 10d). Ao todo, foram utilizados dez eletrodos de superfície e, novamente, a FES e a órtese colaboram em conjunto para diminuir o torque dos motores e a fadiga.

Figura 10 - Órteses Híbridas



Fonte: a) (KIRSCH et al., 2018) b) (ALIBEJI et al., 2018) c) (ZHANG et al., 2017) e d) (MURRAY et al., 2018).

Segundo a revisão apresentada por Del-Ama et al. (2012), muitos sistemas híbridos foram desenvolvidos. A Tabela 2 apresenta e permite compará-los quanto a mecânica, articulações mecânicas, técnica utilizada na FES, avaliação clínica e desvantagens. Porém, somente três órteses ativas para locomoção (hidráulicas, com freios e acoplamentos elásticos) e FES foram encontradas, fora do escopo da revisão realizada de FES com órteses ativas via motores.

Dos três projetos híbridos citados pela revisão Del-Ama et al. (2012), um possui somente a articulação do joelho com FES de 6 canais em malha fechada sem controle direto; a segunda possui joelho e quadril ativos, mas a FES é em malha aberta somente com 2 canais pré-programada (manual) e a terceira possui quadril, joelho e tornozelo ativos, com FES de 20 canais em malha fechada, mas somente para uso clínico, pois é bastante volumosa, realizando a marcha no lugar para treinamento (vide Tabela 2).

Devido a esses fatores, esta tese tem como abordagem principal de locomoção a órtese ativa, e não a FES, intercalando as tecnologias, a fim de aumentar o tempo de locomoção.

Observa-se que, em sua maioria, os projetos de hibridização tendem a ser utilizados para diminuir o torque do motor, assim como seu tamanho, e para a articulação de joelho. Assim, o viés das buscas não é uma marcha que utilize o benefício de ambas as tecnologias, e sim uma redução de custo e massa dos protótipos de órtese. Somente cinco projetos foram encontrados com motores e FES que realizam a marcha de forma autônoma (TO et al., 2011; BULEA et al., 2013; HA et al., 2016; ALIBEJI et al., 2018; MURRAY et al., 2018).

Mesmo com as pesquisas atuais de órteses híbridas, a utilização da FES como meio de locomoção principal, ainda aborda a fadiga como um complicador, e também a utilização simultânea com órteses aumenta a complexidade do controle da sincronização (DEL-AMA et al., 2014).

Tabela 2 - Comparativo de órteses híbridas

Sistema	Órtese	FES	Avaliação clínica	Desvantagem
Articulação de quadril com mecanismos de restrições	Quadril: Hidráulico Joelho e tornozelo: com freios	16 canais Em malha aberta	2 usuários com lesão T7 completa	Peso da órtese Não pode ativar as demais articulações. Parâmetros da FES são pré-programados e em malha aberta
Órteses com freios controlados	Quadril e joelho com freios. Tornozelo com elástico	4 canais Em malha fechada com detector de fadiga Estimulação para flexão de joelho e quadril	Não avaliada	As articulações não são ativas Parâmetros da FES são pré-programados
Órtese com acoplamento de articulação	Quadril e joelho com freios elementos elásticos e acoplamento mecânico	2 canais Em malha aberta Armazenamento de energia a partir de estimulação muscular	Não avaliada	As articulações não são ativas Parâmetros da FES são pré-programados e em malha aberta
Órteses com freios e molas	Quadril e joelho com freios elementos elásticos e acoplamento mecânico	2 canais Em malha fechada. Armazenamento de energia a partir de estimulação muscular	Não avaliada	As articulações não podem ser ativas
Sistema assistivo híbrido (HAS)	Joelho com freios e motor DC Tornozelo com elemento elástico	6 canais Em malha fechada com detector de fadiga Estimulação para flexão de joelho e quadril	1 usuário com lesão incompleta de C5-C6	Sem controle de FES Uso de reflexo de retirada Parâmetros da FES são pré-programados Controle de posição das articulações
Órtese ativa híbrida	Quadril e joelho com motores DC	2 canais Malha aberta	Não avaliada	Parâmetros da FES são pré-programados e em malha aberta Articulações controladas somente pelo seu ângulo
Treino de marcha	Pélvis, quadril, joelho e tornozelo com motores DC	20 canais Malha fechada: minimização de forças de reação	6 usuários: 2 com paraplegia e 4 com paraplegia incompleta	Demasiado volumoso Apenas para uso clínico Sem detector de fadiga muscular

Fonte: Adaptação de Del-Ama et al. (2012).

2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL (FES)

A LM ocorre em casos que há secção parcial ou total do sinal neurológico propagado por meio da medula espinal (ARAUJO; KURTHY, 2015).

Vários pesquisadores investigaram o uso da FES para estimular e controlar artificialmente a contração muscular utilizando diversos tipos de modelagens e controladores com o objetivo de realizar a marcha, os movimentos de levantar-se ou se sentar. A marcha auxiliada por FES pode fornecer benefícios fisiológicos associados, alguns dos quais incluem aumento da força muscular, diminuição da espasticidade, melhorar as funções respiratórias, restaurar funções da bexiga e intestinos, prevenir e tratar atrofia muscular, úlceras de pressão, trombose, e desmineralização óssea (DURFEE, 2006; MURRAY et al., 2018; CHEN et al., 2020). Apesar disso, sistemas baseados em FES implicam algumas limitações: os músculos são difíceis de controlar, particularmente, na ausência de informação sensorial, e a saída de torque muscular tende a fadigar rapidamente (HA et al., 2016).

Para que a contração ocorra é necessário um sistema de FES que envie sinais elétricos aos eletrodos, se propagando ao neurônio motor, esses sinais do sistema podem ocorrer por meio do aumento da amplitude da corrente ou tensão (NOHAMA et al., 2020).

Esses eletrodos podem ser superficiais ou implantáveis (parcialmente ou totalmente), além de se diferenciarem por tamanho e material de composição (NOGUEIRA NETO et al., 2010). Além disso, há diferentes formas de posicionamento dos mesmos para atingir um conjunto de ou uma determinada fibra muscular, também impactando na quantidade e intensidade de corrente ou tensão aplicada, o que pode influenciar nos parâmetros de estimulação (REILLY; ANTONI, 1992).

A intensidade e a quantidade de corrente ou tensão dependem do tipo do equipamento de FES utilizado, que pode conter um controle manual dos parâmetros para realizar a contração muscular ou um controle em malha fechada que realizam o ajuste dos parâmetros de forma automatizada.

Desta forma, muitas pesquisas vêm sendo realizadas a fim de aperfeiçoar o controle de FES, aumentar o seu tempo de uso devido à fadiga, e de suavizar e controlar melhor os movimentos de contração, uma vez que há uma grande

variabilidade e o sistema como um todo tem um comportamento não linear (Lynch, 2011; Kirsch, 2017). Pode, assim, ser utilizada para locomoção e reabilitação de pessoas com paraplegia, paresias e hemiplegias (NOHAMA et al., 2020).

Uma revisão sistemática foi realizada com o intuito de reunir as pesquisas realizadas, assim como verificar os tipos de controle, modelagens e parâmetros que estão sendo utilizados para realizar os movimentos funcionais em torno da articulação do joelho, sejam elas para locomoção em conjunto com outras tecnologias ou para reabilitação e testes em torno dessa articulação. Isso devido à grande dificuldade em sintetizar esses padrões e a muitas divergências no comportamento muscular, à alta complexidade, não linearidade e variação temporal (IBRAHIM et al., 2011; BENOUSSAAD et al., 2014).

O total de artigos resultantes da busca foi 64 artigos, sendo 9 do Portal de Periódicos da Capes, 54 do Google Scholar, e 1 do IEEE. Dos artigos do Google Scholar, 8 não foram possíveis de se obter, restando 56 para separar conforme a base. Da base Capes apenas 5 foram selecionados sendo 4 incompatíveis por abordar FES intracraniana e ortopedia. Da base Google Scholar, foram 27 selecionados e 18 excluídos pelo tema: analgesia, ortopedia, membros superiores, órteses sem FES para paresia de joelho e de tornozelo, sendo 3 revisões. Da base do IEEE, 1 artigo foi selecionado. Ao todo, houve 10 duplicidades, restando 23 artigos, e 9 artigos sendo recusados posteriormente. Foram inseridos manualmente, 2 artigos que completam artigos selecionados, com parâmetros utilizados, totalizando 16 artigos analisados. Os artigos considerados foram tabelados conforme os tipos de controle, as modelagens e os parâmetros de FES, além dos músculos estimulados que são utilizados para realizar a contração.

Para a articulação do joelho, com o objetivo de realizar os movimentos de flexão e extensão, com um grau de liberdade, pode ser estimulado somente o quadríceps ou o reto femoral para realizar uma extensão (CHANG et al., 1997; BENOUSSAAD; GUIRAUD; et al., 2009; BENOUSSAAD; HAYASHIBE; et al., 2009; CHENG et al., 2009; K. IBRAHIM et al., 2012; AHMAD et al., 2014; AHMED et al., 2016), ou o conjunto de estimulação do quadríceps com o isquiotibial, para flexão e extensão, respectivamente (BAARDMAN et al., 2002; BENOUSSAAD et al., 2007, 2008, 2014). Estimular ambas as musculaturas causa uma precisão e estabilidade melhor nos movimentos, com relação às perturbações do sistema e no ângulo

desejado, porém acarreta em um maior gasto energético como demonstrado nos trabalhos de Benoussaad; Poignet; Guiraud (2007, 2008).

Vários tipos de sinais de FES são aplicados a essas musculaturas, variando a frequência do sinal e o *burst*, a largura de pulso, a forma de onda, a amplitude e também a fase que pode ser monopolar, bipolar simétrico ou assimétrico. Ao longo das pesquisas observadas, muitos parâmetros diferenciados vêm sendo utilizados. Porém, mesmo buscando um padrão definido de parametrização, ainda há muitas diferenças, como pode-se observar na Tabela 3. Também foram acrescentados os parâmetros das órteses híbridas de membros completos para comparação (HA et al., 2016; ALIBEJI et al., 2018; MURRAY et al., 2018). Mas foi possível concluir que os parâmetros não ultrapassaram a largura de pulso de 450 μ s, corrente de 120 mA e com uma frequência máxima de 50 Hz.

Além da variabilidade dos tipos de sinais aplicados, muitos controladores foram desenvolvidos na expectativa de realizar uma contração controlada das fibras musculares a fim de se obter um movimento mais natural, e prolongar o tempo de uso, evitando a fadiga. Os controladores podem ser divididos primeiramente entre malha aberta, onde não há um monitoramento pelo controle; e em malha fechada, no qual há um monitoramento do controle por meio de realimentação (*feedback*) (CHANG et al., 1997; AHMED et al., 2016) ou um comportamento passado (*feedforward*) (CHENG et al., 2009).

Apesar da malha aberta não possuir um controlador realimentado, ela pode ser utilizada com o modelo cinemático, a fim de se buscar fazer a articulação do voluntário atingir um determinado ângulo (BAARDMAN et al., 2002; BENOUSSAAD; HAYASHIBE; et al., 2009; AHMAD et al., 2014). Normalmente, é utilizado um goniômetro para verificar em qual ângulo está a articulação do voluntário (BAARDMAN et al., 2002), mas sem que esse valor seja enviado ao controlador. Os ajustes dos sinais da FES são realizados manualmente no equipamento para atingir a amplitude de movimento desejada, sendo esse controle conhecido como *on/off* (BAARDMAN et al., 2002; BENOUSSAAD; HAYASHIBE; et al., 2009; AHMAD et al., 2014).

Tabela 3 - Variações de parâmetros de FES

Autor	Músculo	Formato Frequência (Hz)	Fase	Burst (Hz)	Largura de Pulso (μ s)	Corrente (mA)	Eletrodo
Ahmad et al. (2014)	Quadríceps	Senoidal	Bifásico assimétrico	0,2	x	31 e 39	Superfície
Ahmad et al. (2016)	Quadríceps	x	x	x	x	x	Superfície
Baardman et al. (2002)	Isquiotibiais Quadríceps	x	x	50	300	x	Superfície
Benoussaad et al. (2007)	Isquiotibiais Quadríceps	Quadrado	Monofásico	x	x	x	x
Benoussaad et al. (2008)	Isquiotibiais Quadríceps	Quadrado	Monofásico	x	x	x	x
Benoussaad et al. (2009)	Quadríceps	x	x	20	0 a 420	x	Superfície
Benoussaad et al. (2009b)	Quadríceps	Rampa	Monofásico	x	600	0 a 3	Implantado
Benoussaad et al. (2013)	Quadríceps	Rampa	Monofásico	20	300 a 420	x	Implantados e superfície
Benoussaad et al. (2014)	Isquiotibiais Quadríceps	Rampa	Monofásico	20	301 a 420	x	Implantados
Chang et al. (1997)	Quadríceps	x	Bifásico	25	200	0 a 80	Superfície
Cheng et al. (2009)	Quadríceps	x	Bifásico	25	150	0 a 120	Superfície
Del-Ama et al. (2014)	Isquiotibiais Quadríceps	x	x	x	x	x	Superfície
Ibrahim et al. (2011)	Quadríceps	x	Bifásico	6	0 a 230	40	Superfície
Ibrahim et al. (2012)	Quadríceps	25 Hz	Bifásico	3 a 6,6	220 a 240	40	Superfície
Kirsch et al. (2017)	Quadríceps	35 Hz	Bifásico	x	440	x	Superfície
Lynch et al. (2011)	Quadríceps	Quadrado 40 Hz	Bifásico	x	250	x	Superfície
Alibeji et al. (2018)	Isquiotibiais Quadríceps	35 Hz	Bifásico	x	400		Implantados
Murray et al. (2018)	Isquiotibiais Quadríceps Glúteos Tibial anterior	Quadrado 40 Hz	Bifásico	x	300 a 400	50 a 70	Superfície
Há et al. (2016)	Isquiotibiais Quadríceps	Retangular	Monofásico	Calculado durante o controle	Calculado durante o controle	Calculado durante o controle	Superfície

Nota: x – informação não existe

Para o desenvolvimento desses controladores em malha fechada, é necessário um estudo do comportamento do membro, conhecido como planta nos conceitos de controladores utilizados em automação (OGATA, 2011). Assim, o comportamento desejado da perna em relação à articulação do joelho é modelado,

mas essa planta possui um comportamento não linear e com muitas perturbações fisiológicas e físicas (AHMED et al., 2016).

Na modelagem dinâmica, o modelo de Hill considera um membro do voluntário como um sistema massa mola, com uma parte ativa e outra passiva. Já a modelagem fisiológica de Huxley considera a modelagem matemática dos aspectos fisiológicos de contração e correntes iônicas envolvidas no processo de contração (REILLY; ANTONI, 1992).

Para simular o comportamento da planta, muitos estudos utilizam um modelo biomecânico básico baseado na cinemática (BAARDMAN et al., 2002; IBRAHIM et al., 2011; AHMAD et al., 2014; AHMED et al., 2016) ou a combinação da cinemática e modelagem de Hill (BENOUSSAAD et al., 2007, 2008; BENOUSSAAD; GUIRAUD; et al., 2009; BENOUSSAAD; HAYASHIBE; et al., 2009) ou cinemática, dinâmica com modelo de Huxley (BENOUSSAAD et al., 2013; BENOUSSAAD et al., 2014).

Algumas pesquisas utilizaram vários modelos em conjunto a fim de diminuir os erros, melhorar o comportamento não linear da planta ou prever a viscosidade, a plasticidade e a co-contratação muscular. Entretanto, o aumento da complexidade não denotou um melhor controle sobre a musculatura, pois os parâmetros na modelagem são otimizados. Assim, não há *feedback* para reajustes e, devido à complexidade do sistema, pode ser inviável a sua utilização, além de alguns parâmetros mudarem constantemente de um voluntário para outro, ou para o mesmo voluntário, o que gera perturbações no controle que são difíceis de prever ou controlar.

Sobre o modelo da musculatura ou o modelo dos parâmetros de FES, é aplicado um controlador que reajusta os parâmetros de FES de forma automatizada de acordo com a realimentação do sistema. São exemplos de controladores utilizados: PID (CHANG et al., 1997; DEL-AMA et al., 2014), rede neural (CHENG et al., 2009), seguidor de trajetória ou de modelo (BENOUSSAAD et al., 2014), preditivo (BENOUSSAAD; GUIRAUD; et al., 2009; KIRSCH et al., 2018), modo deslizante e/ou cíclico (LYNCH, 2011; AHMED et al., 2016), *Wavelets* (AHMED et al., 2016), PID com rede neural (CHENG et al., 2009), Fuzzy e cíclico (IBRAHIM et al., 2011; K. IBRAHIM et al., 2012).

Na Tabela 4, é possível visualizar o comparativo entre os controladores utilizados pelos pesquisadores encontrados nesta revisão. Alguns apresentam o controle de órtese em conjunto ao controle de FES. Essa junção de tecnologias,

denominada hibridização, é umas das formas atualmente encontradas para a utilização da FES com o intuito de prolongar o seu uso, diminuindo a fadiga.

Tabela 4 - Comparação de controles e modelagens utilizadas

Autor	Tecnologia	Modelagem FES	Tipo de controle	Controle FES	Controle órtese
Ahmad et al. (2014)	FES	C	MA	ON/OFF	x
Ahmad et al. (2016)	FES	C	MF	<i>sliding model wavelet networks</i> com feedback angular e cíclico	x
Baardman et al. (2002)	Neuroprótese	C	MA	ON/OFF	MF com <i>feedback</i> angular
Benoussaad et al. (2007)	FES	C, D	MF	Simulação	x
Benoussaad et al. (2008)	FES	C, D	MF	Simulação	x
Benoussaad et al. (2009)	FES	C, D	MA	ON/OFF	x
Benoussaad et al. (2009b)	FES	C, D	MF	Preditivo	x
Benoussaad et al. (2013)	FES	C, D, F	MF	x	x
Benoussaad et al. (2014)	FES	C, D, F	MA	Controle seguidor de trajetória	x
Chang et al. (1997)	FES	x	MF	Controlador neural e um parâmetro fixo controlador de <i>feedback</i> PID fixo	x
Cheng et al. (2009)	FES	x	MF	<i>Radial Basis Function Neural Network-based PID Model feedforward</i>	x
Del-Ama et al. (2014)	Neuroprótese	B	MF	PID para flexão; <i>error-based learning</i> para extensão	Seguidor de trajetória
Ibrahim et al. (2011)	FES	B	MF	Fuzzy e cíclico com otimização de algoritmo genético	x
Ibrahim et al. (2012)	FES	B	MF	Fuzzy e cíclico	x
Kirsch et al. (2017)	Neuroprótese	B	MF	Alocação de controle dinâmico baseada em controle preditivo modelo (DCA)	PD
Lynch et al. (2011)	FES	B, P	MF	Modo deslizante	x

Nota: B: biomecânica; C: cinemática; D: dinâmica; F: Fisiológico; x: informação não existe; MA: malha aberta; MF: malha-fechada; P: pêndulo invertido (biomecânico).

Com os diferentes tipos de controladores e modelagens, a maioria dos pesquisadores ainda debate sobre a complexidade do modelo muscular, e distúrbios que ocorrem sobre ele, sempre na tentativa de melhorar a resposta do controlador, não somente em simulações por meio de software, mas também sobre a aplicação real na área de reabilitação.

Com a intenção de diminuir o gasto energético, a aplicação nesta tese é realizada no momento de balanço terminal da marcha, aproveitando o movimento da marcha para realizar a flexão de joelho.

2.5 MODELO MUSCULAR DE HILL

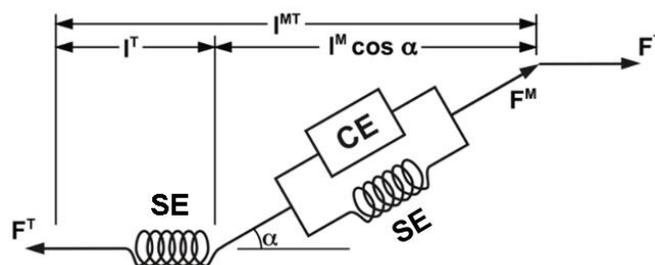
As simulações dos modelos musculares são comumente utilizadas em simulações biomecânicas para prever as forças musculares passivas e ativas durante vários movimentos (HAEUFLE et al., 2014).

Essas forças são geradas a partir de modelos musculares (Hill ou Huxley, entre outros) que modelam a matemática de um músculo específico (ex.: reto femoral) baseado em seus parâmetros e posicionamento, pois podem ser duplicados n vezes alterando os parâmetros para cada músculo a fim de recriar o conjunto muscular como, por exemplo, o quadríceps, composto de quatro músculos: o reto femoral, o vasto intermediário, vasto lateral e vasto medial, com a funcionalidade de flexionar o quadril e estender o joelho (UMBERGER et al., 2003; HAEUFLE et al., 2014).

O modelo de Huxley é modelado a partir da representação da membrana celular e seus canais de sódio e potássio. A ativação e desativação desses canais serve para propagar a sinal de contração na membrana e realizar a contração muscular, por isso chamado de modelo fisiológico (REILLY; ANTONI, 1992).

Em contrapartida, o modelo de Hill é uma modelagem da mecânica da dinâmica muscular para geração da força (F^T), baseado em um sistema massa mola, com elementos contráteis (CE) e elásticos (SE), chamado de modelo dinâmico ou macroscópico. A Figura 11 apresenta o comprimento total do músculo (I^{MT}), comprimento do elemento contrátil (I^M) e comprimento do elemento elástico (I^T). O elemento contrátil é responsável pela força ativa do modelo e no qual os parâmetros musculares modelados variam de músculo para músculo (HILL, 1938; GERRITSEN et al., 1998; GÜNTHER; RUDER, 2003; HAEUFLE et al., 2014).

Figura 11 - Modelo de Hill com os elementos contrátil (CE) e elástico (SE)



Fonte: (RAJAGOPAL et al., 2016).

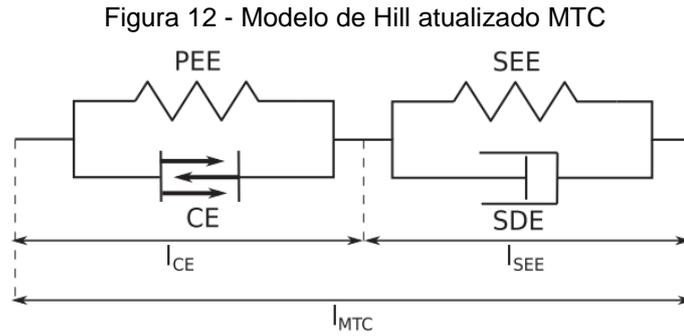
Os modelos musculares macroscópicos preveem as forças musculares em um nível de órgão, ou seja, o músculo como um todo é modelado e não as suas fibras. Eles são classificados como 0-d (com zero dimensão) devido à falta de massa e inércia, possuindo saídas com força unidimensional (HAEUFLE et al., 2014).

A interação do modelo músculo esquelético é realizada por meio de duas possíveis formas (i) entre os pontos de origem e de inserção do músculo, ou (ii) por meio de braços de alavanca (*leverarm*), uma constante, representando a ligação entre o tendão e articulação. No qual é representado como no modelo de Hill no mesmo ponto de saída das forças F^T .

Um modelo de Hill atualizado é apresentado por Günther et al. (2007) e posteriormente utilizado por Haeufle et al. (2014), chamado de MTC (*Muscle Tendon Complex*). Ele acrescenta um componente de amortecimento serial elástico (SDE) em paralelo ao elemento serial elástico (SEE), como apresentado na Figura 12.

O elemento SDE acrescentado torna o modelo macro muscular mais realista, e elimina os sinais de alta frequência na resposta dos modelos macroscópicos. Esses sinais são gerados ao aplicar uma massa na saída do modelo. O amortecimento, apesar de apresentar um valor baixo, é significativo simulando o tecido tendíneo passivo (GÜNTHER et al., 2007; HAEUFLE et al., 2014).

Demais elementos do modelo atualizado de Hill permanecem os mesmos, com o elemento contrátil (CE) e o elemento paralelo elástico (PEE) e o elemento serial elástico (SEE), sendo o I_{CE} o comprimento do elemento contrátil, I_{SEE} o comprimento do elemento serial elástico e, por fim, o I_{MTC} o comprimento total dos elementos (comprimento total do músculo antes, durante e após a contração).



Fonte: (GÜNTHER et al., 2007; HAEUFLE et al., 2014)

A modelagem das forças geradas pelo modelo muscular parte do princípio de que as forças iniciais estão em equilíbrio, conforme a equação (1):

$$F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) + F_{PEE}(l_{CE}) = F_{SEE}(l_{CE}, l_{MTC}) + F_{SDE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, l_{MTC}, q) \quad (1)$$

onde:

F_{CE} : força do elemento contrátil que depende (l_{CE} , \dot{l}_{CE} , q);

l_{CE} : comprimento do elemento contrátil;

\dot{l}_{CE} : velocidade de contração;

F_{PEE} : força do elemento paralelo elástico;

F_{SEE} : força do elemento serial elástico;

l_{MTC} : comprimento total do modelo do complexo musculo tendíneo (MTC);

\dot{l}_{MTC} : velocidade de contração do modelo do complexo musculo tendíneo, e

q : atividade muscular definida por

$$q_0 \leq q \leq q \quad \left. \begin{array}{l} q_0 = q = 0,001 \quad \text{Minimamente ativado} \\ q = 1 \quad \text{Maximamente ativado} \end{array} \right\}$$

q_0 : atividade inicial muscular, a qual não pode ser zero, pois em um músculo inteiro com seu vasto número de proteínas contráteis, algumas pontes cruzadas sempre geram força mesmo na ausência de estimulação neural (HAEUFLE et al., 2014).

As relações cinemáticas entre os elementos do modelo são dadas pela correlação entre os comprimentos dos elementos na equação (2):

$$I_{MTC} = I_{SEE} + I_{CE} \text{ e } I_{SEE} = I_{SDE} , I_{PEE} = I_{CE} \quad (2)$$

onde:

l_{SEE} : comprimento do elemento serial elástico;

l_{SDE} : comprimento do elemento de amortecimento serial;

l_{PEE} : comprimento do elemento de paralelo elástico;

l_{CE} : comprimento do elemento contrátil;

l_{MTC} : soma dos comprimentos do elemento contrátil e serial elástico.

O elemento contrátil CE representa os feixes de fibras ativas no músculo e, neste modelo atualizado de Hill, pode realizar força isométrica, concêntrica e excêntrica (GÜNTHER et al., 2007; HAEUFLE et al., 2014).

A força isométrica de CE depende do comprimento atual das fibras musculares para realizar a força, definida pela equação (3):

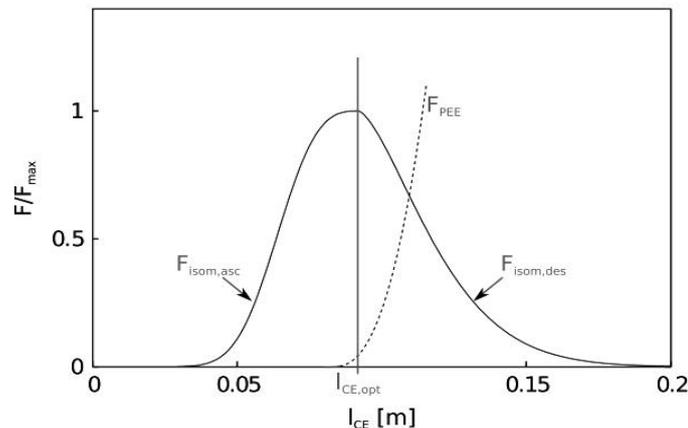
$$F_{isom}(l_{CE}) = \exp \left\{ - \left| \frac{l_{CE}/l_{CE,opt} - 1}{\Delta W_{limb}} \right|^{v_{CE, limb}} \right\} \quad (3)$$

no qual:

$l_{CE,opt}$: Comprimento do elemento contrátil ideal, para a qual a força isométrica atinge seu máximo dentro do comprimento ótimo do elemento contrátil ($F_{isom}(l_{CE,opt})$);

ΔW : Largura normalizada da curva de sino no respectivo membro (ascendente ou descendente), como ilustra a Figura 13 a relação da força e comprimento do elemento CE, anteriormente definida como constantes por Mörl et al. (2012), e

Figura 13 - Relação força-comprimento do elemento contrátil CE e PEE



Fonte: (HAEUFLE et al., 2014).

$v_{CE,limb}$: o expoente da equação (3) é definido por Soest, V. e Bobbert (1993) e apresentada na equação (4):

$$v_{CE} = l_{CE,opt} \left(\frac{c_1}{F/(F_{max} * q) + c_2} \right) \quad (4)$$

onde:

F : força atual, e

F_{max} : força muscular máxima, calculada por meio da tensão muscular ($0,25 * 10^6 \text{ N} * \text{m}^{-1}$) multiplicada pela área de seção transversal do músculo (UMBERGER et al., 2003).

As constantes c_1 e c_2 , apresentadas na equação (4), são inversamente proporcionais e dependentes do tempo de ativação (ACT) ou desativação (DEACT) da contração, equação (5), e este tempo também depende do percentual de fibras rápidas existentes no músculo, equação (6) (UMBERGER et al., 2003).

$$c_1 = \frac{1}{T_{ACT}} - c_2 \quad e \quad c_2 = \frac{1}{T_{DEACT}} \quad (5)$$

$$T = A_1 - A_2 * \%FT \quad (6)$$

em que:

$A_1 = 80 \text{ ms}$ e $A_2 = 0,47 \text{ ms}$, para o tempo de ativação;

$A_1 = 90 \text{ ms}$ e $A_2 = 0,56 \text{ ms}$, para o tempo de desativação, e

$\%FT$ = percentagem de fibras rápidas (SALTIN; GOLLNICK, 2011). Sendo as demais fibras lentas.

Para a dinâmica de contração concêntrica ($F_{CE,C}$), a força do elemento contrátil CE também depende da velocidade de contração da fibra atual (\dot{l}_{CE}) com o valor menor ou igual à zero, apresentada na equação (7).

$$F_{CE,C}(\dot{l}_{CE} \leq 0) = F_{max} \left(\frac{q F_{isom} + A_{rel}}{1 - \frac{\dot{l}_{CE}}{B_{rel} l_{CE,opt}}} - A_{rel} \right) \quad (7)$$

onde:

$F_{CE,C}$: força concêntrica do elemento contrátil;

A_{rel}, B_{rel} : parâmetros de Hill normalizados, que dependem do tamanho l_{CE} e da ativação q . Os parâmetros são retirados a partir dos eixos da hipérbole gerada da relação da força (A_{rel}) e comprimento do elemento CE (B_{rel}), equações (8) e (9), e

F_{max} : força muscular máxima calculada por meio da tensão muscular ($0,25 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$) multiplicado pela área de seção transversal do músculo (UMBERGER et al., 2003).

Os parâmetros de Hill (A_{rel}, B_{rel}) podem ser calculados a partir da equação (8), (9) e (10):

$$A_{REL,0}(q, l_{CE}) = A_{REL,0} L_{AREL}(l_{CE}) Q_{AREL}(q) \quad (8)$$

$$B_{REL,0}(q, l_{CE}) = B_{REL,0} L_{BREL}(l_{CE}) Q_{BREL}(q) \quad (9)$$

$$L_{AREL,0}(l_{CE}) = \begin{cases} 1, & l_{CE} < l_{CE,opt} \\ F_{isom}(l_{CE}), & l_{CE} \geq l_{CE,opt} \end{cases} \quad (10)$$

onde:

$A_{REL,0}$: valor inicial definido por $0,1 + 0,4 \cdot \%FT$ (UMBERGER et al., 2003);

$B_{REL,0}$: valor inicial definido por $A_{REL,0} \cdot 12$;

L_{BREL} : 1 utilizado por Umberger et al. (2003);

Q_{AREL} : fração do valor de ativação definido por $Q_{AREL}(q) = \frac{1}{2}(1 + 3q)$, e

Q_{BREL} : fração do valor de ativação definido por $Q_{BREL}(q) = \frac{1}{7}(3 + 4q)$.

Para a dinâmica de contração excêntrica ($F_{CE,e}$) a força do elemento contrátil CE também depende da velocidade de contração da fibra atual (\dot{l}_{CE}) com o valor maior que zero, sua relação é apresentada na equação (11), sendo similar à contração concêntrica, porém, com parâmetros de Hill modificados.

$$F_{CE,C}(\dot{l}_{CE} > 0) = F_{max} \left(\frac{q F_{isom} + A_{rel,e}}{1 - \frac{\dot{l}_{CE}}{B_{rel,e} l_{CE,opt}}} - A_{rel,e} \right) \quad (11)$$

onde:

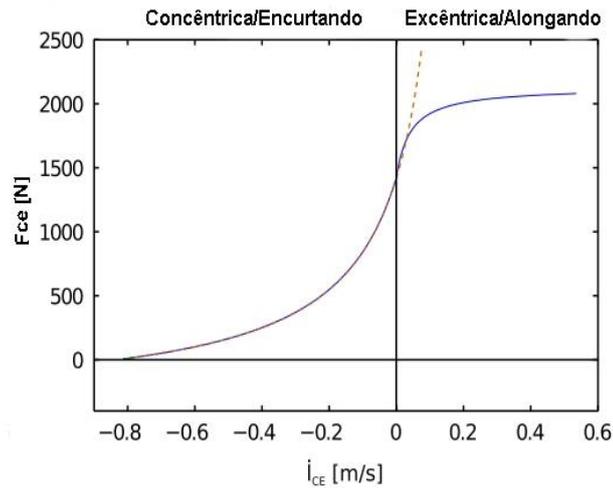
$F_{CE,e}$: força excêntrica do elemento contrátil;

$A_{rel,e}, B_{rel,e}$: parâmetros de Hill normalizados e recalculados, e

F_{max} : força muscular máxima calculada por meio da tensão muscular ($0,25 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$) multiplicado pela área de seção transversal do músculo (UMBERGER et al., 2003).

A alteração dos parâmetros de Hill para a força excêntrica é necessária uma vez que a curva de contração do elemento CE (F_{CE}) passa por zero, alongando o comprimento do elemento CE contrátil, como ilustra a Figura 14. É possível observar em linhas tracejadas vermelhas, como seria o comportamento do modelo sem as alterações dos parâmetros de Hill para a força excêntrica, no qual este tenderia ao infinito.

Figura 14 - Gráfico de forças concêntrica e excêntrica



Fonte: Adaptação de Haeufle et al. (2014).

Os parâmetros de Hill para a força excêntrica são recalculados a partir da equação (12) e (13), sendo o diferencial entre a concêntrica os fatores F_e e S_e .

$$A_{rel,e} = -F_e q F_{isom} F_{max} \quad (12)$$

$$B_{rel,e} = \frac{B_{rel} (1 - F_e)}{S_e \left(1 + \frac{A_{rel}}{q F_{isom}} \right)} \quad (13)$$

em que:

F_e : 1,8 definido por Soest, V. e Bobbert (1993);

S_e : 2 definido por Soest, V. e Bobbert (1993);

A_{rel}, B_{rel} : parâmetros de Hill estimados para contração concêntrica, e

q : ativação muscular.

Uma vez definidas as dinâmicas de força do elemento contrátil, é possível definir a dinâmica da força dos demais elementos: serial elástico (SEE), paralelo elástico (PEE) e o elemento de amortecimento serial (SDE).

A dinâmica da força do elemento paralelo elástico (PEE) é modelada pela equação (14):

$$F_{PEE} = \begin{cases} 0, & l_{CE} < l_{PEE,0} \\ K_{PEE}(l_{CE} - l_{PEE,0})^{v_{PEE}} & l_{CE} \geq l_{PEE,0} \end{cases} \quad (14)$$

em que:

F_{PEE} : força do elemento paralelo elástico que depende l_{CE} ;

$l_{PEE,0}$: comprimento do elemento de paralelo elástico ideal ou em descanso;

l_{PEE} : comprimento do elemento de paralelo elástico ideal normalizado com l_{CE} com valor de 0,9, e

K_{PEE} : fator de não linearidade $F_{PEE}(l_{CE})$ definido pela equação (15):

$$K_{PEE} = F_{PEE} \frac{F_{max}}{(l_{CE,opt}(\Delta W_{limb=desc} + 1 - l_{PEE,0}))^{v_{PEE}}} \quad (15)$$

na qual:

$\Delta W_{limb=des}$: largura normalizada da curva de sino no respectivo membro descendente;

v_{PEE} : seu expoente com valor de 2,5, e

F_{PEE} : força do elemento com valor de 1 para o cálculo de K_{PEE} .

Enquanto a dinâmica da força do elemento serial elástico (SEE) é modelada pela equação (16):

$$F_{SEE(l_{SE})} = \begin{cases} 0, & l_{SEE} < l_{SEE,0} \\ K_{SEE,nll}(l_{SE} - l_{SEE,0})^{v_{SEE}}, & l_{SEE} < l_{SEE,nll} \\ \Delta F_{SEE,0} + K_{SEE,l}(l_{SE} - l_{SEE,nll}), & l_{SEE} \geq l_{SEE,nll} \end{cases} \quad (16)$$

Os parâmetros introduzidos na equação (16) podem ser adquiridos dos parâmetros $l_{SEE,0} = 0,045$ m (comprimento de descanso), $\Delta U_{SEE,l} = 0,073$ (alongamento relativo na transição não linear-linear), $\Delta F_{SEE,0} = 60$ N (força na transição e aumento da força na parte linear), $\Delta U_{SEE,nll} = 0,1825$ (alongamento

adicional relativo na parte linear proporcionando um aumento de força de $\Delta F_{SEE,0}$ aplicados nas equações (17) a (21) (GÜNTHER et al., 2007; HAEUFLE et al., 2014).

$$l_{SE} = l_{MTC} - l_{CE} \quad (17)$$

$$l_{SEE,nll} = (1 + \Delta U_{SEE,nll}) l_{SEE,0} \quad (18)$$

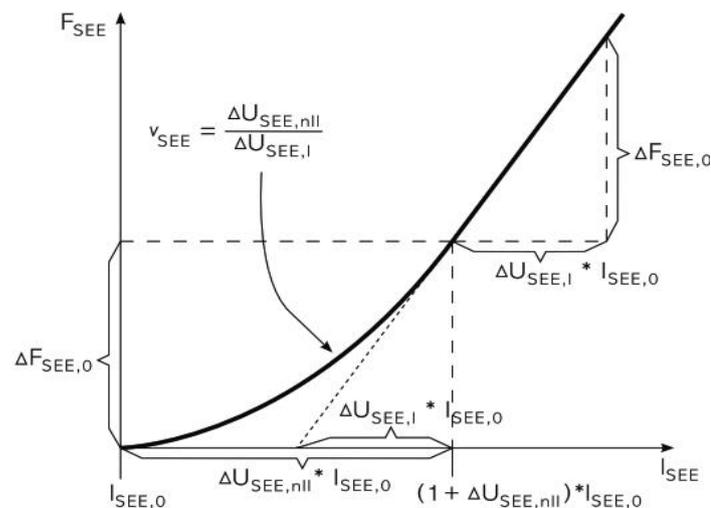
$$v_{SEE} = \Delta U_{SEE,nll} / \Delta U_{SEE,l} \quad (19)$$

$$K_{SEE,nll} = \Delta F_{SEE,0} / (\Delta U_{SEE,nll} l_{SEE,0}) \quad (20)$$

$$K_{SEE,l} = \Delta F_{SEE,0} / (\Delta U_{SEE,l} l_{SEE,0}) \quad (21)$$

As variáveis da equação (16) são definidas pelas equações (17) a (21) devido à transição de um momento linear para não linear que ocorre durante o alongamento do elemento serial elástico, conforme ilustra a Figura 15.

Figura 15 - Momento de transição do elemento serial elástico



Fonte: (GÜNTHER et al., 2007; HAEUFLE et al., 2014)

Por fim, a modelagem da dinâmica da força do elemento serial de amortecimento é uma função linear definida pela equação (22):

$$F_{SDE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, \dot{l}_{MTC}, q) = D_{SE,max} \left((1 - R_{SDE}) \frac{F_{MTC}}{F_{max}} + R_{SDE} \right) (\dot{l}_{MTC} - \dot{l}_{CE}) \quad (22)$$

em que:

F_{SDE} : força do elemento de amortecimento serial elástico;

R_{SDE} : parâmetro de amortecimento ≤ 1 quando $F_{MTC} = 0$;

$D_{SE,max}$: máximo coeficiente de amortecimento com $F_{MTC} = F_{max}$;

F_{MTC} : força do modelo muscular MTU;

F_{max} : força muscular máxima calculada por meio da tensão muscular; $(0,25 \cdot 10^6 \text{ N} \cdot \text{m}^{-1})$ multiplicado pela área de seção transversal do músculo (UMBERGER et al., 2003);

\dot{l}_{MTC} : soma das velocidades de contração do elemento contrátil e serial elástico, e

\dot{l}_{CE} : velocidades de contração do elemento contrátil.

A força do elemento SDE é semelhante a um amortecedor viscoso, com um coeficiente de amortecimento dependente da força de saída do músculo $F_{MTC} = F_{CE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, q) + F_{SEE}(l_{CE})$ (MÖRL et al., 2012). O parâmetro $R_{SDE} \leq 1$ representa o amortecimento quando $F_{MTC} = 0$, e o multiplicador $D_{SE,max}$ é o máximo coeficiente de amortecimento com $F_{MTC} = F_{max}$ (HAEUFLE et al., 2014).

Uma vez modelada a dinâmica de força dos elementos, é necessária a modelagem da dinâmica de contração do modelo muscular MTC.

Em uma simulação de vários corpos, as entradas do modelo muscular são o comprimento do músculo l_{MTC} e a velocidade de contração \dot{l}_{MTC} , sendo que a ativação q atribui-se um valor como uma segunda variável do estado do elemento CE (sinal de ativação do elemento em função do tempo). O tempo de desenvolvimento do grau de liberdade do l_{CE} agora pode ser calculado resolvendo a equação diferencial (23):

$$\dot{l}_{CE} = \dot{l}_{CE}(l_{CE}, l_{MTC}, \dot{l}_{MTC}, q) \quad (23)$$

Essa equação diferencial pode ser formulada resolvendo a equação (1) de equilíbrio das forças terminado com uma equação quadrática (24) em \dot{l}_{CE} (GÜNTHER et al., 2007; MÖRL et al., 2012).

$$0 = C_2 \dot{l}_{CE}^2 + C_1 \dot{l}_{CE} + C_0 \quad (24)$$

No qual os coeficientes são calculados pelas equações (25) a (28):

$$C_2 = D_{SE,max}(l_{CE}, q) \cdot \left(R_{SE} - \left(A_{rel}(l_{CE}, q) - \frac{F_{PEE}(l_{CE})}{F_{max}} \right) \cdot (1 - R_{SE}) \right) \quad (25)$$

$$C_1 = -(C_2 \dot{l}_{MTC} + D_0 + F_{SEE}(l_{MTC}, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) + F_{max} \cdot A_{rel}(l_{CE}, q)) \quad (26)$$

$$C_0 = D_0 \cdot \dot{l}_{MTC} + l_{CE,opt} \cdot B_{rel}(l_{CE}, q) \cdot F_{SEE}(l_{MTC}, l_{CE}) - F_{PEE}(l_{CE}) - F_{max} \cdot q \cdot F_{isom}(l_{CE}) \quad (27)$$

$$D_0 = l_{CE,opt} \cdot B_{rel}(l_{CE}, q) \cdot D_{SE,max}(l_{CE}, q) \cdot \left(R_{SE} + (1 - R_{SE}) \left(q F_{isom}(l_{CE}) + \frac{F_{PEE}(l_{CE})}{F_{max}} \right) \right) \quad (28)$$

Dependendo da região de operação do modelo, na contração concêntrica, os valores de A_{rel} e B_{rel} são utilizados conforme as equações (8) e (9) e, na excêntrica, devem ser substituídos por $A_{rel,e}$ e $B_{rel,e}$ presentes nas equações (12 e 13).

Fazendo as substituições das equações (25) à (28) na (24) e, na dos coeficientes na equação (23), obtêm-se a equação (29) que descreve a dinâmica das contrações concêntricas e excêntricas:

$$\dot{l}_{CE} = \begin{cases} \frac{-C_1 - \sqrt{C_1^2 - 4 \cdot C_2 \cdot C_0}}{2 \cdot C_2}, & \dot{l}_{CE} \leq 0 \\ \frac{-C_{1,e} - \sqrt{C_{1,e}^2 - 4 \cdot C_{2,e} \cdot C_{0,e}}}{2 \cdot C_{2,e}}, & \dot{l}_{CE} > 0 \end{cases} \quad (29)$$

Segundo Haeufle et al. (2014), o modelo MTC (*Muscle Tendon Complex*) é basicamente uma função de $F_{MTC} = (l_{MTC}, \dot{l}_{MTC}, q, l_{CE}, \dot{l}_{CE})$. E para uma simulação numérica é necessário:

1. Definir a condição inicial (i) das variáveis $l_{MTC,i}, \dot{l}_{MTC,i}, q_i$, do MTC. Assim, pode então ser derivado resolvendo a equação $0 = q \cdot F_{isom} \cdot F_{max} + F_{PEE} - F_{SEE}$, que pode se armazenado como variáveis com a restrição $0 < l_{CE,i} < l_{MTC,i}$, sendo $l_{CE,i}$ o comprimento de descanso da fibra muscular.
2. Calcular as fórmulas do modelo necessário na seguinte ordem para obter F_{MTU} : $F_{isom}, F_{PEE}, A_{rel}, B_{rel}, D_0, C_2, C_1, C_0, \dot{l}_{CE}$, caso $\dot{l}_{CE} > 0$, refaz os cálculos com os parâmetros para contração excêntrica.
3. Na sequência calcula-se o F_{SDE} e, finalmente, a saída do MTC $F_{MTC} = F_{SEE}(l_{CE}, l_{MTC}) + F_{SDE}(l_{CE}, \dot{l}_{CE}, l_{MTC}, q)$.

4. Calcula-se a integral do \dot{l}_{CE} , para a obtenção de l_{CE} com a simulação de vários corpos que calcula o movimento gerado para a F_{MTC} .
5. Repetindo os cálculos ao longo tempo, a partir do item 2.

Essa modelagem, apresentada de Günther et al. (2007) e Haeufle et al. (2014), é apresentada em detalhes, pois a mesma foi adaptada e utilizada com FES como entrada para a ativação (q) para realização do movimento de extensão do joelho no balanço terminal da marcha.

Uma simulação em MatlabTM e SimulinkTM desta modelagem foi disponibilizada, autorizada para uso e adaptação por Haeufle (2020). Na simulação disponibilizada o modelo muscular do exemplo realiza a dorsiflexão plantar. Esta simulação foi adaptada para o modelo do reto femoral para realizar a extensão de joelho.

2.6 ESTRATÉGIAS DE CONTROLE

Em relação à aplicação dos controles em órteses e/ou exoesqueletos, muitos tipos e formas são apresentados variando em relação aos atuadores, sensores, mecânica e quantidade de articulações da órtese, segundo a revisão feita por Yan et al. (2015).

Do ponto de vista do controle sobre o sistema da órtese ativa ou híbrida, segundo Wang et al. (2013), a marcha híbrida bípede é uma mistura de problemas de controle contínuo e controle discreto. No discreto, trata-se do movimento funcional (controle de cada articulação durante a marcha) e no contínuo, da geração da trajetória da marcha (o controle para realizar a marcha completa, assim como identificação das suas fases). Sendo assim, há dois controles: um de nível superior realizando as fases da marcha e os de nível inferior controlando os atuadores com uma estratégia de ação.

Para atuação dos controles de nível inferior, utilizam-se das inúmeras técnicas, como proporcional-integral-derivativa (PID) e suas variações, controle adaptativo, entre outras, dependendo do atuador utilizado (WANG et al., 2013)

Em relação à estratégia de ação do controle de nível inferior das órteses podem ser divididas em: amplificação sensitiva, controle de marcha com trajetória pré-definida, controle baseado em modelo matemático, controle baseado em

osciladores adaptativos, controle Fuzzy, ação pré-definida baseada em padrão de marcha, controle adaptativo, e por fim, estratégia híbrida assistida (HAS). Sendo a mais utilizada à estratégia de controle de marcha com trajetória pré-definida, normalmente utilizada em órteses ativas para pessoas com LM completa.

Assim, pode-se definir em qual momento da trajetória cada articulação está e modelar cada fase da marcha em controle de nível superior, por meio de máquina de estados com um mínimo de, normalmente, dois a quatro estados baseados nessas respostas (YAN et al., 2015). A seguir, apresenta-se as principais técnicas, sendo o foco principal nas HAS.

2.6.1 Controle de marcha com trajetória pré-definida

A técnica de controle de marcha pré-definida utiliza dados de marcha de indivíduos hígidos pré-gravados ou é extrapolada a partir de dados de análise de marcha. Para promover a flexibilidade e a usabilidade deste controle, a trajetória desejada é parametrizada de acordo com diferentes posturas (YAN et al., 2015).

As articulações seguem esta marcha pré-definida, no qual para o acionamento das articulações outras técnicas são associadas como o PID. Já para controle das fases da marcha, também pode ser associada à modelagem por meio de máquina de estados, como é o caso da ATLAS (SANZ-MERODIO et al., 2012) e do eLegs (STRAUSSER; KAZEROONI, 2011).

A técnica de controle de marcha pré-definida é utilizada em órteses para pessoas que perderam total ou parcialmente o movimento dos membros. Como exemplo de órteses já citadas (RANCIARO et al., 2016), que utilizam esta técnica, tem-se a ATLAS (SANZ-MERODIO et al., 2012), a HAL-5 (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010), ReWalk (SPUNGEN et al., 2013) e o eLegs (STRAUSSER; KAZEROONI, 2011).

2.6.2 Estratégia híbrida assistida (HAS)

As HAS abordadas, assim como a desta tese, visam associar as tecnologias de órtese ativa e FES, por isso um foco maior. Por esse motivo, neste tópico são abordados alguns dos projetos de órtese híbridas citados, a fim de mostrar os dois projetos que realizam a locomoção e dois projetos de HAS para órteses KAFO para fim de comparação.

A HAS visa utilizar mais de um tipo de técnica de controle, assim tendo diferentes estratégias de controle assistido. Um exemplo é o exoesqueleto BLEEX (ZOSS et al., 2006) que adota um controle de força na fase de balanço (controle de amplificação sensitiva) e um controle de posição na fase de apoio da marcha.

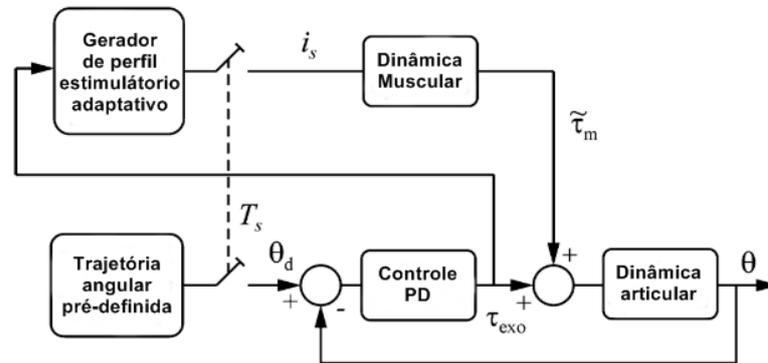
Para um estado específico da fase marcha, a eficácia da assistência poderia ser melhorada. No entanto, a transição entre cada controlador deve ser levada em consideração para evitar a descontinuidade na marcha ou saídas irregulares (YAN et al., 2015).

A HAS apresentada por Ha et al. (2016) tem como objetivos: 1) garantir movimentos de marcha consistentes e repetíveis na presença de resposta muscular variável com o tempo e modelagem da resposta muscular, e 2) maximizar a contribuição construtiva do torque muscular no fornecimento de força motriz para o movimento.

A estrutura de controle mostrada na Figura 16, incorpora dois laços de realimentação. O primeiro é a malha de controle do motor, que é uma malha de controle PD que usa *feedback* do ângulo da articulação para controlar a saída dos motores para rastrear as trajetórias desejadas da articulação (HA et al., 2016). O segundo laço é ciclo de controle de *feedback*, controle muscular, ocorrendo passo a passo, e em cada etapa sucessiva utiliza os perfis de torque motor medidos nas etapas anteriores para adaptar a forma do perfil da estimulação muscular, com saída T_m . Isto seria um esforço para reduzir o torque do motor necessário para a etapa subsequente. Cada vez que uma etapa subsequente é disparada (indicada pela chave TS na Figura 16), o circuito de controle executa uma trajetória de ângulo de articulação predeterminada e utiliza um perfil de estimulação que foi determinado de forma adaptativa imediatamente após o final da etapa anterior. Como tal, o perfil de estimulação não muda dentro de uma dada etapa, mas é atualizado entre etapas sucessivas (HA et al., 2016).

Porém, o método apresentado pelo autor é utilizado em uma órtese do tipo KAFO (somente no joelho), sem nenhum controle de quadril, sendo este um dos aspectos abordados da tese o controle de ambas as articulações.

Figura 16 - Diagrama de blocos da HAS de Ha et al. (2016)



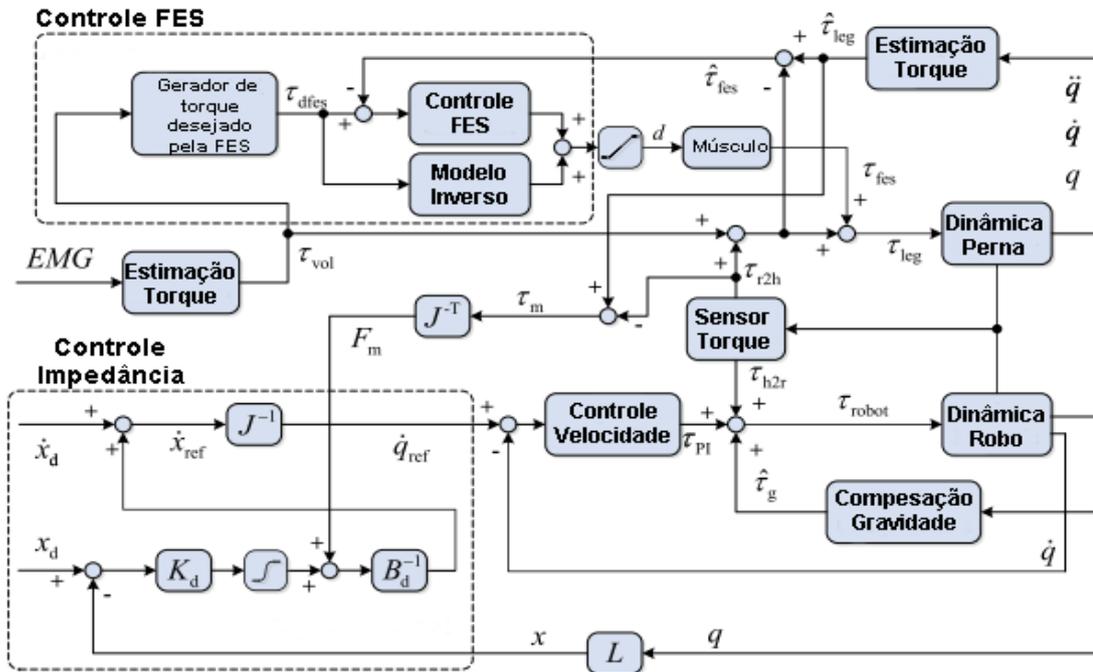
Fonte: Adaptação de Ha et al. (2016).

A estratégia de HAS proposta por Chen et al. (2014) contém duas partes principais: o controle de impedância e o controle FES, Figura 17. O objetivo do primeiro é atingir certa complacência ativa desejada na órtese, enquanto o objetivo do segundo é gerar torques induzidos por FES desejados ao redor da articulação, regulando a intensidade do FES. Esta HAS é aplicada no iLeg, sendo uma órtese de reabilitação, no qual o voluntário fica sentado, realizando movimentos de pedalada, e diferente da proposta da tese que é a locomoção.

O objetivo de um controlador de impedância é estabelecer uma relação massa-mola-amortecedor entre a posição e a força de modo que uma conformidade ativa entre a órtese e a perna possa ser alcançada, por meio de matrizes com inércia desejada, amortecimento e rigidez do sistema, dependentes da posição (q), velocidade (\dot{q}) e aceleração (\ddot{q}), tanto atuais quanto de referência (blocos: Dinâmica da perna e Estimação Torque, vide Figura 17), sendo F_m a força de flexão da contração muscular (CHEN et al., 2014).

O controle FES é delineado para potencializar o torque do voluntário, este controle é baseado no EMG lido, a fim de realizar o movimento da articulação do joelho da trajetória pré-definida. Assim a força da FES é proporcional à do voluntário. O controle do torque FES é alcançado com a combinação de um controlador *feedforward* e um controlador de malha fechada. Um modelo inverso do músculo estimulado (bloco: Modelo Inverso) e um controlador de PD (bloco: Controle FES) são empregados e servem como o controlador de *feedforward* e o controlador de *feedback*, respectivamente (CHEN et al., 2014).

Figura 17 - Diagrama de blocos da HAS de Chen et al. (2014)



Fonte: adaptação de Chen et al. (2014).

A HAS desenvolvida por Del-ama et al. (2014), Figura 18, compreende quatro componentes principais: um controlador da articulação de joelho, um controlador da FES, um estimador de fadiga muscular (MFE), e uma máquina de estados finitos (FSM), que coordena a FES e os controladores.

O controle da articulação é um controle de impedância, que é empregado para definir a rigidez da articulação como uma função do torque de interação. Essa estratégia permite a otimização do movimento induzido pelo músculo em vez de restringir o movimento final a uma trajetória fixa. O controle aplica o torque em torno de uma trajetória de referência da articulação do joelho durante a marcha. Desta forma, o comportamento mecânico varia do controle da trajetória restrita (articulação ativa) ao movimento desimpedido (articulação passiva), permitindo adaptar a complacência da articulação ao desempenho muscular da FES (DEL-AMA et al., 2014).

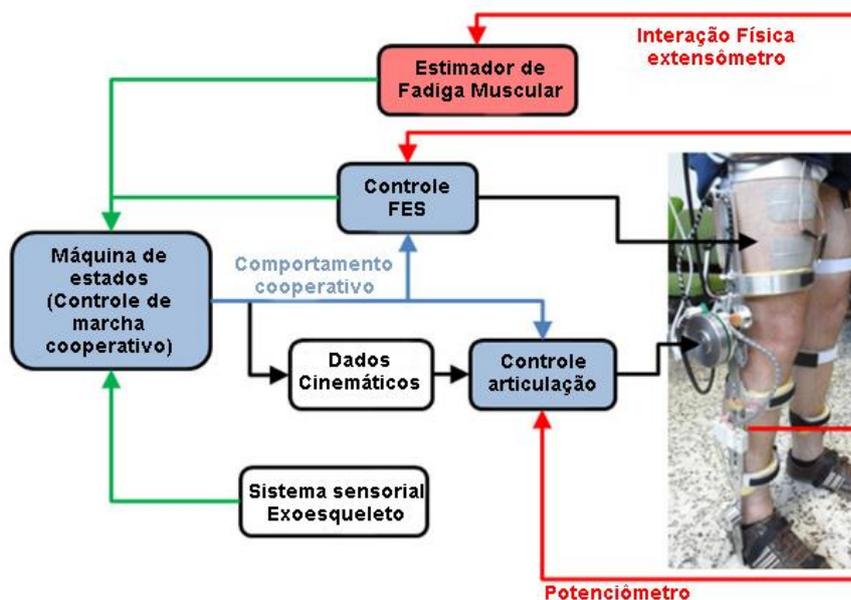
A estimacão da fadiga é realizada com base nos músculos flexores do joelho, monitorando as mudanças na força gerada. Esse método se baseia na medição da integral torque-tempo (TTI) gerada pela estimacão e no monitoramento da evoluçao temporal do TTI. Assim, com os parâmetros de estimacão constantes, ou seja, configuraçao de pulso inalterada e duracão do treinamento, a queda no TTI de 19% é devido à fadiga muscular. Portanto, o estimador de fadiga muscular

implementado mede o torque de interação membro-exoesqueleto e calcula o TTI durante a fase de balanço, para estimar a fadiga muscular. Uma aprendizagem inicial é necessária para cada voluntário, uma vez que o estimador necessita dos valores dos parâmetros constantes (DEL-AMA et al., 2014).

O controlador da FES possui duas malhas fechadas, na qual os músculos extensores do joelho são controlados por um controlador PID e os músculos flexores são controlados por um controlador de aprendizagem baseado em erro iterativo. Ambos os controladores são realimentados com informações do extensômetro (interação física entre o membro e o exoesqueleto) para modular a estimulação dos músculos extensores e flexores do joelho. A tarefa do controle é minimizar o torque de interação por meio da modulação da largura de pulso do estímulo elétrico (DEL-AMA et al., 2014).

A detecção de eventos de marcha é realizada por uma máquina de estados finitos que coleta informações dos sensores (DEL-AMA et al., 2014). Apesar de a HAS ser utilizada para locomoção, o autor não apresenta nenhum controle para a articulação do quadril.

Figura 18 - Diagrama de blocos da HAS de Del-Ama et al. (2014)



Fonte: adaptação de Del-Ama et al. (2014).

A órtese híbrida de Alibeji et al. (2018) utiliza motores elétricos e FES via eletrodos de superfície. A articulação do joelho utiliza dois atuadores: motor e FES

para flexão e extensão de pares de músculos antagonistas. O modelo utiliza apenas motores elétricos nas articulações do quadril.

A dinâmica do tronco foi desconsiderada, pois o uso de um andador permite ao usuário estabilizar seu tronco, sendo que para isso o indivíduo com LM deve ter controle de tronco. No entanto, o modelo assume que o tronco está fixo na orientação vertical. O andador é modelado como um momento atuando na perna de apoio para ajudar a impulsionar o corpo para frente e também para mantê-lo em pé (ALIBEJI et al., 2018).

A órtese híbrida é controlada por meio de dois controladores PID-DSC (Controle dinâmico de superfície) adaptativos baseados em sinergia com compensação de atraso trabalhando em conjunto para produzir marcha, um para cada perna, como indicado na Figura 19 (ALIBEJI et al., 2018).

A equação de controle modelada depende da posição angular, velocidade e aceleração, bem como da inércia, gravidade, e um vetor viscoelástico como modelo passivo da dinâmica muscular para gerar o momento. Então, são calculados os torques ativos (U) nas articulações, que são gerados pela inclusão da dinâmica musculoesquelética devido à FES (vide Figura 19) (ALIBEJI et al., 2018). Além disso, limitações foram apontadas e aplicadas pelo autor para realizar o controle: efeitos ou perturbações não foram modelados; sinergias posturais dinâmicas são constantes limitadas e sua ativação são vetores limitados; e a trajetória desejada (q_d) e derivadas (\dot{q}_d , \ddot{q}_d) são limitadas (ALIBEJI et al., 2018).

Na Figura 19, pode-se observar o erro (e), os ganhos do controlador (α), ativação desejada (μ), sendo o torque gerado pelos motores e FES (q) para a articulação de joelho.

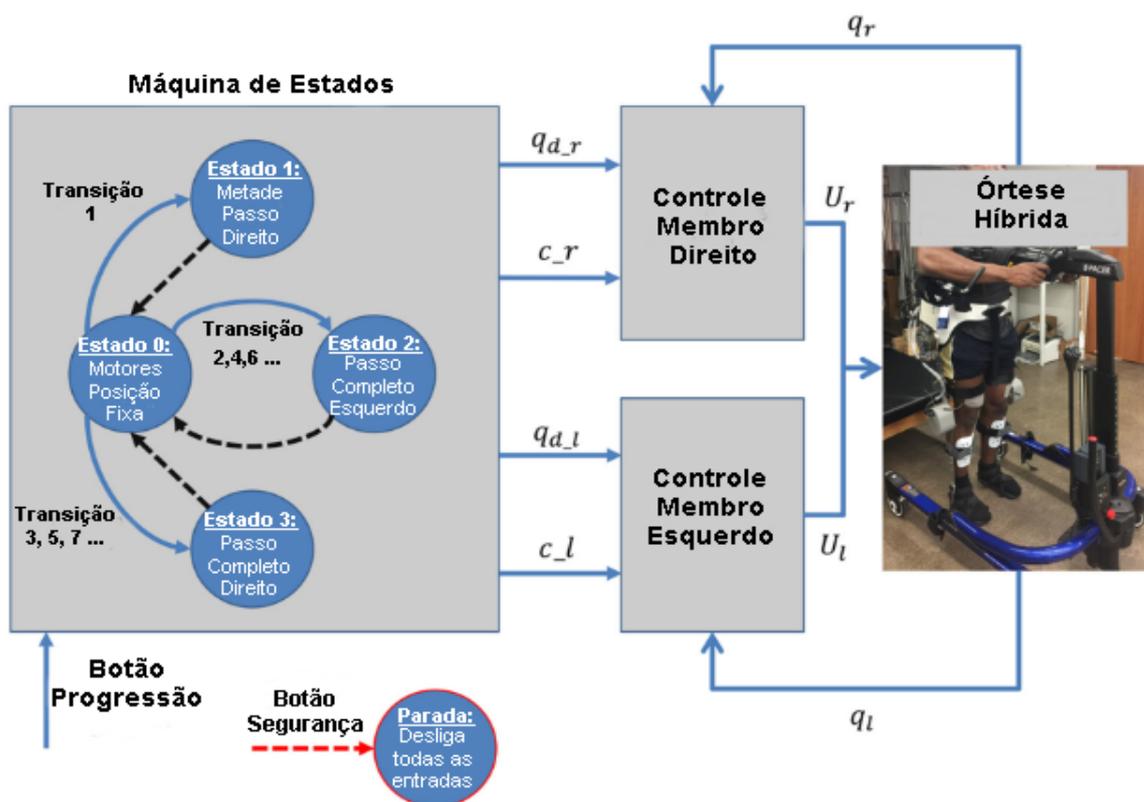
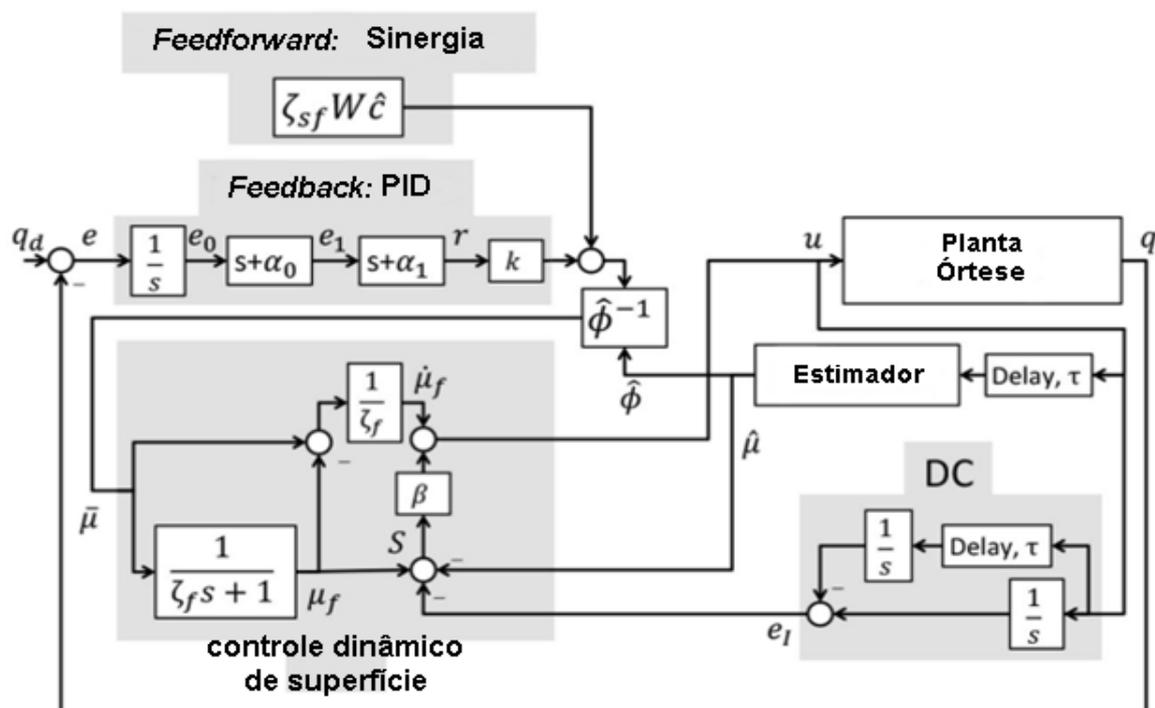
A máquina de estados apresentada na Figura 19 é usada para determinar quais trajetórias e ativações de sinergia da sequência de marcha são usadas: meio passo à direita (estado 1); passo totalmente à esquerda (estado 2) ou passo totalmente à direita (estado 3) (ALIBEJI et al., 2018).

Entre os estados ativos (Estado 1–3), o estado de espera (estado 0) é ativado por padrão, no qual os motores nas articulações mantêm suas posições e as ativações de sinergia são definidas como zero. Quando uma perna é ativada em um estado, ela se torna a perna na fase de balanço e sua contralateral torna-se a perna de apoio (ALIBEJI et al., 2018).

Quando uma perna está na fase de apoio, o controlador só usa *feedback* para rastrear a trajetória do quadril de apoio e manter a posição da articulação do joelho. A progressão da máquina de estados é determinada pelo botão de progressão. A primeira vez que é pressionado o Estado 1 é ativado para realizar o meio passo, e a cada vez que é pressionado ao passar por transições pares, ativam o Estado 2 (passo completo esquerdo). E as transições ímpares ativam o Estado 3 (passo completo direito). Além de o botão de progressão, há um botão de segurança que desliga todas as entradas quando pressionado (ALIBEJI et al., 2018).

A HAS de Alibeji et al. (2018) é a estratégia encontrada até o momento que se aproxima da tese proposta, com o diferencial de que há o estímulo de dois grupos musculares o quadríceps e isquiotibial, enquanto na tese há somente do reto femoral. Entretanto, em contrapartida, a HAS proposta realiza a marcha de forma autônoma, não dependendo da intervenção do voluntário para cada passo, além de possuir o diferencial mecânico, o qual é menor e poderá ser utilizada fora de ambiente clínico.

Figura 19 - Diagrama de blocos da HAS de Alibeji et al. (2018)



Fonte: adaptação de Alibeji et al. (2018).

3 METODOLOGIA

A criação da simulação associada à estratégia híbrida assistiva (HAS) possui várias vantagens como a segurança do voluntário, não correndo riscos de queda e nem de ultrapassar os ângulos articulares, e incorpora os dados antropométricos de um indivíduo real assim como a mecânica. O ambiente proposto incorpora elementos físicos como a gravidade, fricção e força de reação ao solo. É uma nova estratégia HAS sobre os controladores individuais das tecnologias com um menor gasto energético. Com esse método, pretende-se obter resultados mais próximos da realidade contribuindo para a segurança do usuário, além de obter uma redução de custos de desenvolvimento provendo possíveis adaptações e testes devido ao ambiente de simulação baseado em um sistema físico existente.

Este capítulo é subdividido em órtese ativa de membros inferiores, modelo muscular com ativação via estimulação elétrica funcional (FES) e a estratégia híbrida (HAS), devido às etapas e testes do desenvolvimento que foram realizados nesta ordem, assim facilitando o entendimento dos aspectos de construção e resultados da simulação, sendo a órtese ativa a base para construção da hibridização.

3.1 SIMULAÇÃO ÓRTESE ATIVA

Para a simulação foi utilizado o software Matlab™ com suas funcionalidades e seus plugins, Simscape Multibody™ e Simulink™. Com o *toolbox* Simscape Multibody™, pode-se simular mecanismos variados em ambiente 3D, tais como robôs. É possível criar um modelo usando blocos que representam corpos, articulações, limitações, elementos de força e sensores. O Simscape também formula e resolve equações de movimento dinâmico para sistemas de mecanismos completos. Ainda, o Simscape Multibody™ auxilia o desenvolvimento de sistemas com as ferramentas *SimElectronics™* e *SimMechanics™* (THE MATHWORKS, 2018).

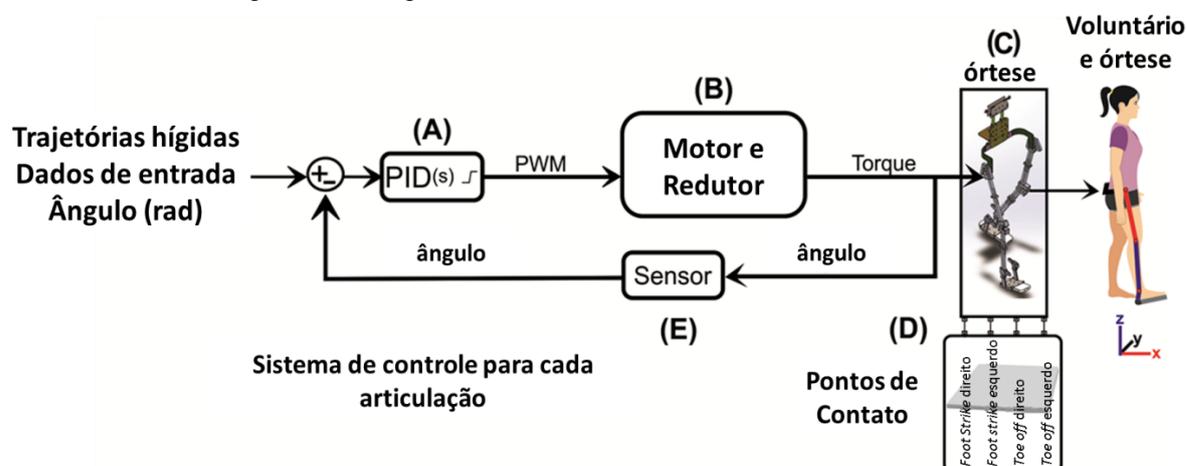
Por sua vez, o Simulink™ permite modelar e simular sistemas. Quando usado em conjunto com o Matlab™, ele permite combinar programas de texto (*scripts*) e gráficos para desenhar um sistema em ambiente de simulação (THE MATHWORKS, 2018).

O desenvolvimento da simulação iniciou-se utilizando o projeto de mecânica de órtese (FERNANDES et al., 2018), o qual foi desenhado e exportado em arquivos 3D (.step) para os blocos que representam a mecânica. Em conjunto, foram

dimensionados e alocados com as partes eletrônicas, de controle e voluntário, com o auxílio das ferramentas do Simscape citadas e biblioteca de forças de reação ao solo (GRFs) (MATLAB, 2019; MILLER, 2020). Assim, a simulação permite visualizar o comportamento da aplicação em ambiente 3D durante a execução. O movimento foi restrito ao plano sagital, com a órtese realizando a marcha ao longo de três passos e o deslocamento do voluntário virtual à frente. Para essa tarefa, ajustes finos foram realizados para encontrar um ponto de sintonia de modo que o sistema (órtese + voluntário) ficasse em equilíbrio ao se locomover durante a execução da marcha, exatamente como é o caso de uma marcha real.

Na Figura 20, é possível observar o diagrama em blocos que representa o sistema geral desenvolvido para cada articulação, contendo as seguintes partes: (A) o controlador PID em malha fechada; (B) a eletrônica e atuadores com redutores; (C) o bloco da mecânica que é formado pelo voluntário e órtese; (D) os pontos de contato em cada pé para geração das forças de reação ao solo e, por fim, (E) o *feedback* para o controle com sensor angular.

Figura 20 - Diagrama em blocos do modelo de órtese simulado



Nota: Apresentação do diagrama em blocos do sistema: (A) bloco de controle PID em malha fechada, (B) bloco com eletrônica com ponte H, motores e redução, (C) bloco mecânico com a órtese e voluntário, (D) pontos de contato com solo em cada pé. Fonte: Autor, 2021, Desenho: Me. Carla Pacheco Rinaldin.

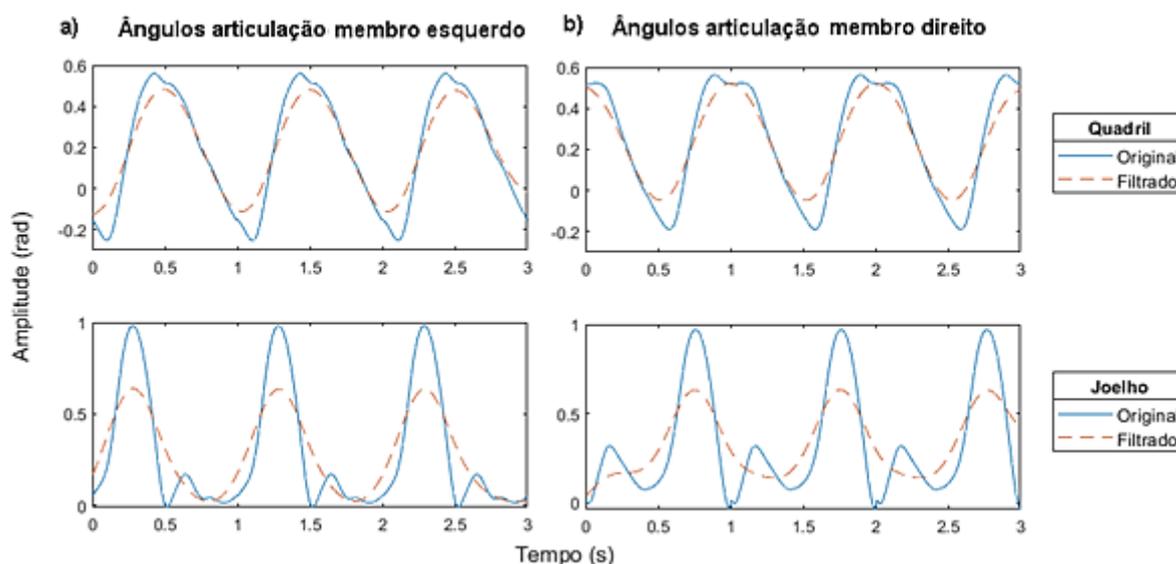
Os dados de entrada de cada articulação (Figura 21) inseridos na simulação, conforme a Figura 22, são processados no *script* do Matlab, lidos de uma tabela de Excel, previamente coletados com um sistema ViconTM (MANFFRA, 2009).

Esses dados angulares foram passados de graus para radianos e filtrados a 200 Hz com filtro passa-baixas Butterworth de segunda ordem. Assim, manteve-se a cadência de 1 s para cada passo, e retirou-se a flexão e extensão da parte de apoio

na articulação do joelho, como apresentado na Figura 21b, para as articulações do membro direito e Figura 21a para as articulações do membro esquerdo, sendo em linha contínua e azul o sinal original e linha tracejada laranja o sinal filtrado. A filtragem foi necessária devido ao controlador não conseguir realizar a marcha nessa cadência com o sinal das articulações originais. Apesar da diminuição da amplitude dos sinais, isso é benéfico devido à espasticidade apresentada pelos LMs, trazendo segurança durante o movimento.

A órtese e o voluntário partem da posição inicial ortostática, na qual os ângulos de todas as articulações são iniciados em 0 rad. Essa posição inicial foi definida, pois é um momento crítico para o sistema como um todo devido a inércia e aceleração, e o voluntário após vesti-la partirá para a locomoção desta posição. A partir dessa posição inicial, acontece o meio passo do membro esquerdo e o primeiro passo completo do membro direito. Os ângulos de entrada para os controladores do membro direito iniciam-se próximos à zero (0). Já para o membro esquerdo, o quadril inicia no ponto máximo próximo a 0,6 rad, devido ao meio passo, realizando a flexão na sequência, e a articulação do joelho inicia com, aproximadamente, 0,25 rad.

Figura 21 - Dados de entrada original e filtrados dos membros



Nota: Apresentação dos sinais das articulações do quadril e joelho, para o membro direito (Figura 21b) e para o membro esquerdo (Figura 21a), sendo o sinal contínuo os ângulos originais lidos do *script*, e os tracejados, os ângulos filtrados.

Desta forma, são registradas e analisadas as respostas das articulações de quadril e joelho de ambos os membros no plano sagital da marcha ao longo do

tempo durante o total de três passos aplicados na entrada, bem como a visualização do deslocamento da órtese. Os três foram definidos baseados nos dados de entrada disponíveis e também devido ao tempo da simulação.

A Figura 22 apresenta a simulação da órtese ativa completa contendo os blocos da simulação no Simulink™. A simulação é realizada em função do tempo, ou seja, conforme faz-se a leitura dos dados de entrada, os demais blocos respondem naquele instante de tempo. Para cada articulação de quadril e joelho o sistema foi delineado de acordo com o diagrama em blocos da Figura 20, sendo o tronco e membros inferiores mantidos rígidos.

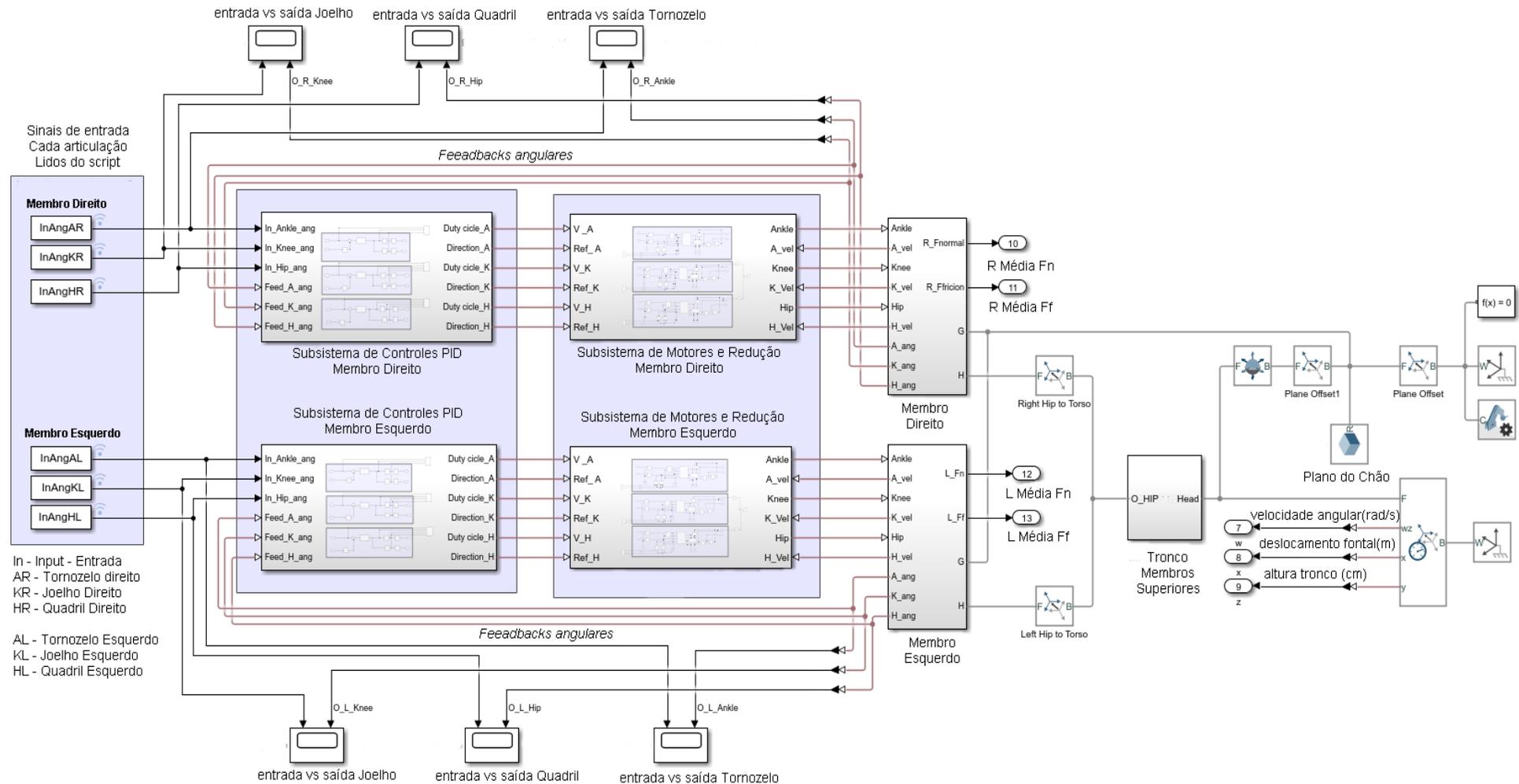
Em relação ao controle, para cada articulação de quadril e joelho, foi aplicado o controle PID tradicional paralelo, assim como suas variações PI e PD, com o fim de comparação.

Também foi simulado o sistema com e sem o plano de chão e as forças de reação ao solo (GRFs – *Ground reaction forces*), a fim de verificar o impacto delas sobre os controladores. A parte dos controles das articulações está presente na Figura 22, subsistemas: controles PID membro direito e controles PID membro esquerdo. Os parâmetros aplicados na simulação para cada controlador e cada articulação podem ser observados na Tabela 5. Esses parâmetros foram estimados utilizando a *toolkit Parameter Estimation* do Simulink™, o qual ajusta as variáveis k_p , k_i e k_d , comparando o sinal de entrada, no caso os ângulos das articulações, com a saída desejada. O *toolkit* realiza um arranjo de N simulações de forma recursiva, na tentativa de aproximar a saída da entrada.

Tabela 5 - Parâmetros dos controladores PID, PI e PD da órtese ativa

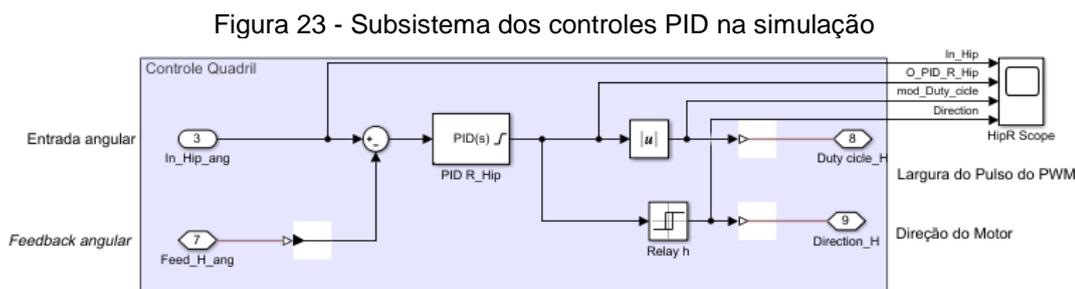
Joelhos	Parâmetros com GRFs			Parâmetros sem GRFs		
	k_p	k_i	k_d	k_p	k_i	k_d
PID	59,511	-1,292	2,835	18,022	0,528	0,075
PI	39,495	-18,138	-	18,515	1,146	-
PD	45,255	-	3,351	0,011	-	1,146
Quadril						
PID	-1,000	-6,255	3,379	30,004	7,439	5,272
PI	3,453	-0,667	-	20,814	-1,769	-
PD	-4,964	-	3,408	34,634	-	5,778

Figura 22 - Simulação da órtese ativa



Nota: Apresentação dos blocos da simulação: da esquerda para direita: blocos de entrada de dados com referência de dados hígido; blocos de controle PID; blocos de eletrônica e motores; blocos de membros inferiores com a órtese e membros inferiores do usuário; quadril; membros superiores e o plano de chão. Os blocos da parte superior são referentes ao membro direito e os blocos da parte inferior são referentes ao membro esquerdo.

O subsistema dos controladores do membro direito pode ser observado em detalhes na Figura 23, o qual apresenta a entrada de dado angular, o *feedback* angular, e a saídas do controlador regulando a largura dos pulsos do PWM, por meio do módulo da saída, e a direção do motor através do relay, que varia a saída entre 0 e 5V dependendo da entrada aplicada pelo controlador. O mesmo subsistema é aplicado e replicado para cada articulação de cada membro.

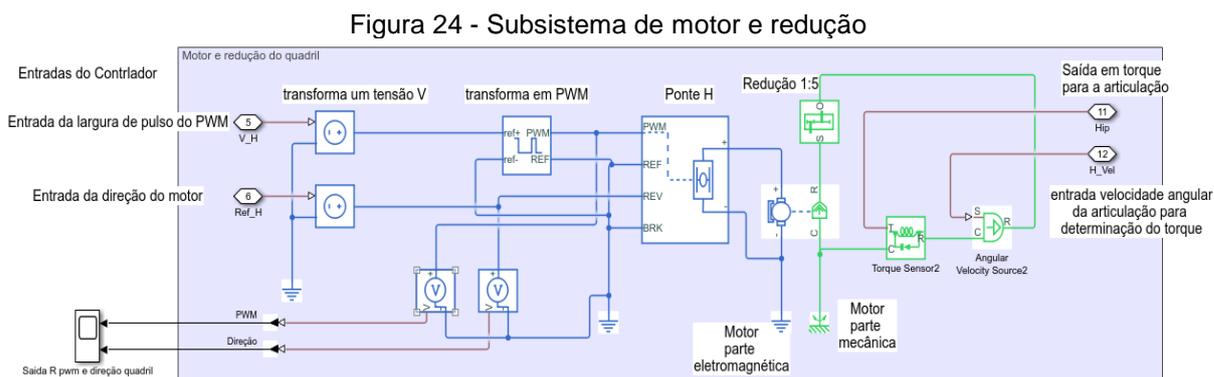


Em relação aos subsistemas de motores e redução para ambos os membros, apresentados na Figura 22, foram desenvolvidos aplicando os dados dos motores estimados em (RANCIARO et al., 2017), sendo o modelo CEP F006 WM0 310 da Bosch, com alimentação de 24 V, 46 rpm e 49 Nm. Foram utilizados os mesmos motores para quadril e joelho devido a suas características citadas de torque e velocidade, os quais atendem a ambas as articulações e também pelo fato de o fornecedor não haver em estoque um modelo menor e diferente para o joelho.

Os eixos dos motores foram acoplados nas articulações por meio de uma redução de 1:5 de engrenagens simples, mantendo-se os tornozelos de modo passivo, com movimento livre. Vale ressaltar que as articulações dos tornozelos possuem as mesmas características das demais articulações em relação a controle e mecânica (Figura 22). Porém, os dados de entrada foram mantidos zerados e as reduções livres, tornando a articulação do tornozelo passiva, possibilitando uma implementação posterior, em trabalhos futuros, para avaliar as articulações de tornozelo ativas.

Na Figura 24, são apresentados os componentes do motor e redução para o quadril direito, as demais articulações possuem os mesmos componentes. Esses componentes foram alocados no subsistema de Motores e Redução do membro direito e esquerdo, apresentados anteriormente na Figura 22, alterando-se somente os dados de entrada conforme a articulação específica.

Os componentes do motor e redução na Figura 24 recebem como entradas as saídas do controlador: largura de pulso do PWM e direcional do motor; na sequência os valores são convertidos de sinais de Simulink para tensão e essa variação de tensão (*duty cycle*) é aplicada no bloco seguinte, que gera o PWM (sinal retangular) entre 0 e 5 V para a ponte H de 24 V que, por fim, atua o motor, gerando o torque para a articulação.



Em relação à mecânica, o diagrama em blocos a Figura 20 (C) mostra a órtese existente no Laboratório de Engenharia de Reabilitação - LER (FERNANDES et al., 2018), a qual foi recriada para a simulação por meio de arquivos step (sólido 3D) e adicionado sua massa, sendo 7 segmentos ao todo (pés, pernas, coxas, e quadril), presente na Figura 22, nos subsistemas membro direito e membro esquerdo.

Ao todo, a órtese pesa 16,4 kg, 7,7 kg para cada membro (sem o peso do quadril), a massa de cada segmento da órtese está presente na Tabela 6. Também foram acrescentados os valores da massa dos quatro motores de 1,1 kg em cada segmento, totalizando 20,8 kg da órtese com motores, contando com os redutores, sendo as baterias externas. Os circuitos de driver e controle não ultrapassam 200g (RANCIARO et al., 2016).

Tabela 6 - Massa dos segmentos da órtese

Segmentos da órtese	Massa (kg)
Pé	2,7
Perna	2,5
Coxa	2,5
Quadril	1,0

Os segmentos do voluntário representado na simulação foram definidos com base na média e o desvio padrão da altura e massa, sendo constituído por homens entre 22 e 44 anos, com 170,98 ($\pm 2,80$) cm de altura e massa de 71,51 ($\pm 2,17$) kg, definido anteriormente no estudo do grupo (RANCIARO et al., 2015). Esses dados foram utilizados para dimensionar o voluntário em escala 1:1 na simulação.

Cada segmento foi adicionado à simulação em formato step, no total de 15 segmentos. Os membros inferiores estão presentes no subsistema membro direito e membro esquerdo. Já o quadril, o tronco e os membros superiores estão no subsistema tronco e membros superiores mostrados na Figura 22.

Os valores das massas de cada segmento foram acrescentados separadamente na simulação. As massas são apresentadas na Tabela 7, que representa os resultados dos cálculos das massas aplicado em kg, segundo o modelo matemático de Zatsiorsky et al. (1990), com exceção do tronco no qual foi somado às duas partes, pois na simulação é um elemento único. Assim, o sistema como um todo, voluntário com órtese, possui 90,27 kg.

Tabela 7 - Valores de massa de cada segmento do voluntário em kg

Segmento	Coeficiente da massa			Massa (kg)
	B0	B1	B2	
Pé	-0,8290	0,0077	0,0073	0,9698
Perna	-1,5920	0,0362	0,0121	3,0655
Coxa	-2,6490	0,1463	0,0137	10,1553
Mão	-0,1165	0,0036	0,0017	0,4316
Braço	0,3185	0,0144	-0,0011	1,1602
Antebraço	0,2500	0,0301	-0,0027	1,9408
Cabeça	1,2960	0,0170	0,0143	4,9567
Tronco superior	8,2144	0,1862	0,0584	31,5148
Tronco médio	7,1810	0,2234	-0,0663	11,8204
Quadril	-7,4980	0,0976	0,0490	7,8594
Total				73,8745

Fonte: Adaptação de Zatsiorsky et al. (1990).

Em relação às GRFs, apresentadas na Figura 20 (D) e detalhadas na Figura 25, há quatro pontos de contato entre cada pé da órtese e o plano do chão, conforme explicação a seguir, para geração e a avaliação das GRFs durante a marcha gerada via controle.

Cada segmento do membro inferior esquerdo (mecânica, voluntário e os pontos de contato para geração das GRFs) é apresentado na Figura 25. Este

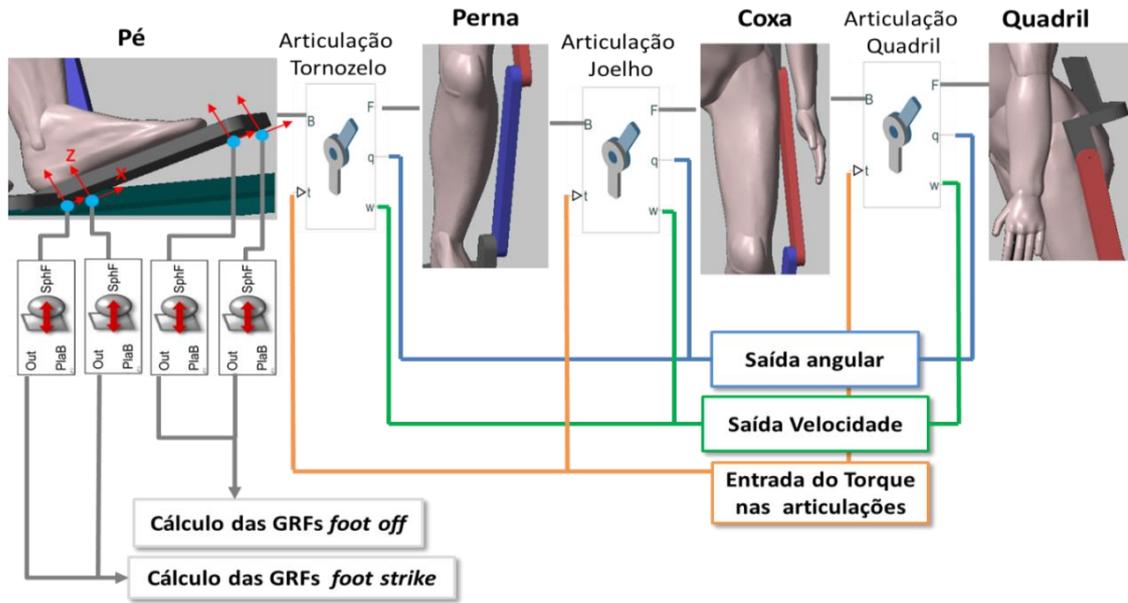
diagrama do subsistema é duplicado para o membro esquerdo, conforme mostra a Figura 22.

Na Figura 25, é possível observar que, entre os segmentos de pé-tornozelo (articulação tornozelo), perna-coxa (articulação joelho), e coxa-quadril (articulação quadril), foi adicionado uma articulação que realiza a flexão e a extensão de acordo com o torque aplicado a elas, além da saída angular e de velocidade. As articulações da órtese possuem limitadores mecânicos de movimento, sendo 0 rad para extensão e 0,7 rad para flexão na articulação de joelho e -0,2 e 0,5 rad para extensão e flexão de quadril, respectivamente. São utilizados valores em radianos devido à ferramenta de simulação.

Todos os segmentos de órtese e voluntário são ligados por meio de frames entre os blocos sólidos e articulações, como ilustra o diagrama em blocos da Figura 25. Cada segmento possui de dois a três frames, cada frame com um conjunto de coordenadas, com exceção do pé que possui 6 frames, sendo 4 dos pontos de contato para as GRFs. As forças geradas pelas GRFs são responsáveis por deslocar o sistema (órtese + voluntário) à frente, conforme as articulações são atuadas.

Para a determinação das GRFs foi utilizada a biblioteca criada por Miller (2020) que modela os pontos de contato adicionados entre os pés da órtese e o solo como um contato complacente, sendo modelado como uma mola e amortecedor, com coeficiente de rigidez e amortecimento, atuando no pé da órtese quando esse toca o solo (BARBOSA, 2011). Dessa forma, é possível medir a força normal e de fricção entre os quatro pontos aplicado sob o pé, dois na parte frontal e dois no calcâneo, para detecção dos momentos de *foot strike* e *foot off* (Figura 25).

Figura 25 - Diagrama em blocos do subsistema Membro Esquerdo



Cada ponto possui um sistema de coordenadas x , y , z com a força de reação normal ao solo em z sendo modelada na biblioteca pela equação (30):

$$F_z = \begin{cases} \text{MAX}(0, -kd_z - cv_z) & d_z < 0 \\ 0 & d_z \geq 0 \end{cases} \quad (30)$$

em que d_z é a coordenada da força, v_z é a componente de velocidade (fornecido via bloco de sensor do plano de chão), k a rigidez e c o amortecimento, este último sendo uma função não linear da penetração do solo p_z ($p_z = \text{MAX}[0, -d_z]$), representado pela equação (31):

$$c = \begin{cases} c_{max} \left| \frac{3}{h^2} p_z^2 - \frac{3}{h^3} p_z^3 \right|, & p_z < 0 \\ c_{max}, & p_z \geq 0 \end{cases} \quad (31)$$

onde: h , c_{max} são valores constantes, $k = 1,5 \cdot 10^4$ N/m, $c_{max} = 1500$ N s/m e $h = 0,01$ m, valores adotados a partir de (BARBOSA, 2011). A alteração desses valores pode fazer com que a órtese afunde ou flutue sobre o plano, gerando forças de reação errôneas.

Para os dois pontos frontais (*toe off*) e os dois do calcâneo (*foot strike*) foram calculados a força de fricção a partir de lei Coulomb.

Os subsistemas de membros direito e esquerdo são ligados ao quadril, passando pelas ligações de frames e blocos da parte superior, assim a cabeça é

ligada ao ambiente de simulação com seis DOF (Figura 22) possibilitando a movimento livre no ambiente de simulação. Porém, a movimentação foi limitada no plano sagital, devido ao movimento das articulações e mecânica, para evitar a rotação do sistema (voluntário com órtese) no ambiente 3D.

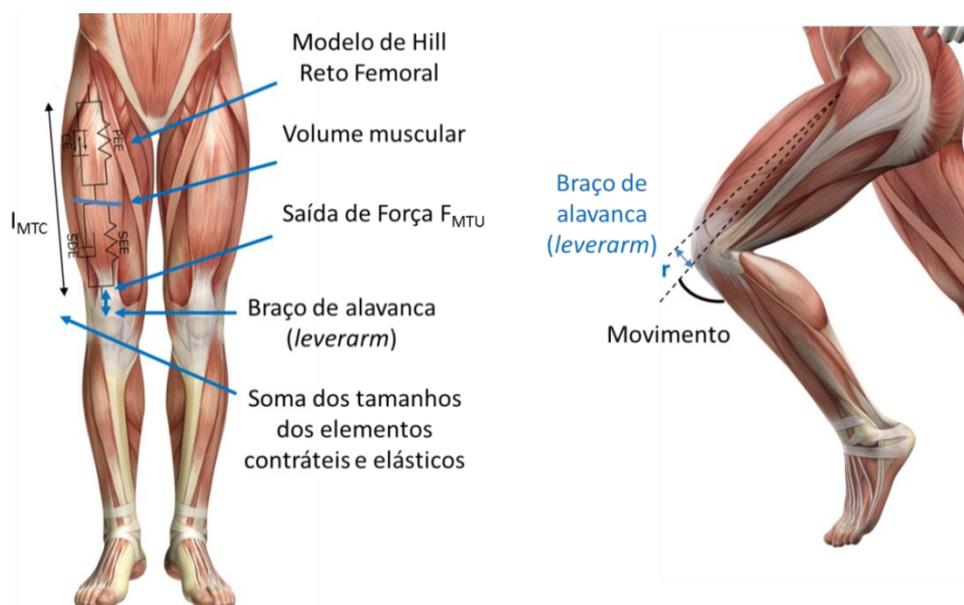
Para a definição dos parâmetros do controlador, vários testes foram realizados alternando esses parâmetros, e para realizar a marcha no ambiente de simulação criado, devido às forças físicas aplicadas, o sistema de órtese, voluntário e forças de reação ao solo devem estar em equilíbrio, senão quedas ocorrem. Assim como as amplitudes angulares devem estar dentro dos limites e o controlador deve conseguir efetivamente manipular esses ângulos, senão movimentos adversos podem ocorrer, como extrapolação dos ângulos, que podem gerar quedas, ou podem gerar hiperflexões e/ou hiperextensões. Desta forma, foi possível verificar a segurança do usuário da órtese durante a marcha com o controle estipulado.

3.2 MODELO MUSCULAR E ATIVAÇÃO VIA FES

Uma simulação em MatlabTM e SimulinkTM da modelagem de Hill foi disponibilizada, autorizada por Haeufle (2020). Esta simulação foi adaptada para o modelo do reto femoral, para a realização da extensão das articulações dos joelhos, sendo uma modelagem dinâmica do sistema. As equações da simulação não foram alteradas, sendo elas já apresentadas no subcapítulo 2.5. As alterações realizadas limitam-se aos parâmetros musculares e aos sinais de entrada do modelo.

A aplicação do modelo de Hill sobre o músculo reto femoral, utilizado na simulação, pode ser observada Figura 26, a qual apresenta a sobreposição do modelo de Hill ao reto femoral, o local de saída de força (F_{MTU}), a representação do braço de alavanca e o movimento, ambos utilizados para interação musculoesquelética que irá gerar junto à ativação q (calculada tendo como entrada a FES) as forças individuais de cada elemento do modelo de Hill e a força total de saída F_{MTU} .

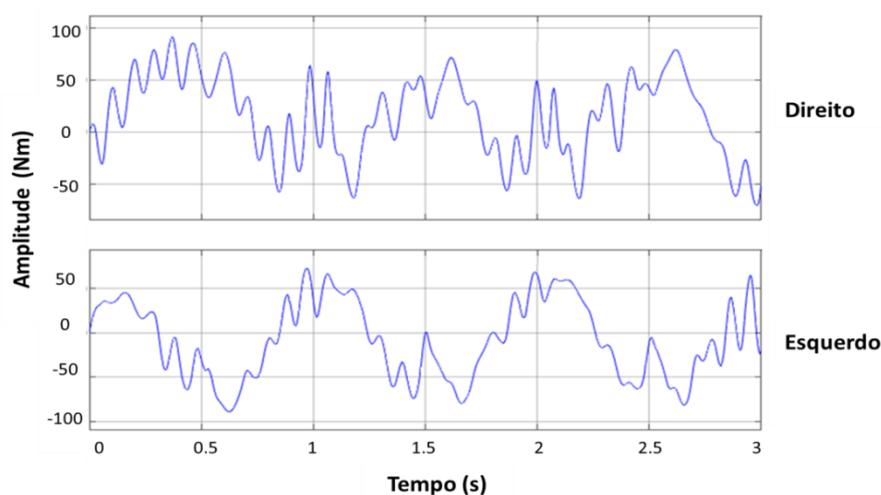
Figura 26 - Aplicação do modelo muscular de Hill sobre o reto femoral



Nota: a modelagem do braço de alavanca e movimento foi adaptada de Schmitt et al. (2019).

Os torques das articulações dos joelhos direito e esquerdo foram adquiridos da simulação da órtese ativa durante os três passos, com 3 s, e utilizados na simulação como movimento do modelo na interação musculoesquelética. Os sinais aplicados podem ser observados na Figura 27. Sobre os mesmos não foi aplicado nenhum processamento de sinal, sendo utilizados os dados brutos adquiridos, pois o modelo é dinâmico.

Figura 27 - Torques de entrada para a interação musculoesquelética



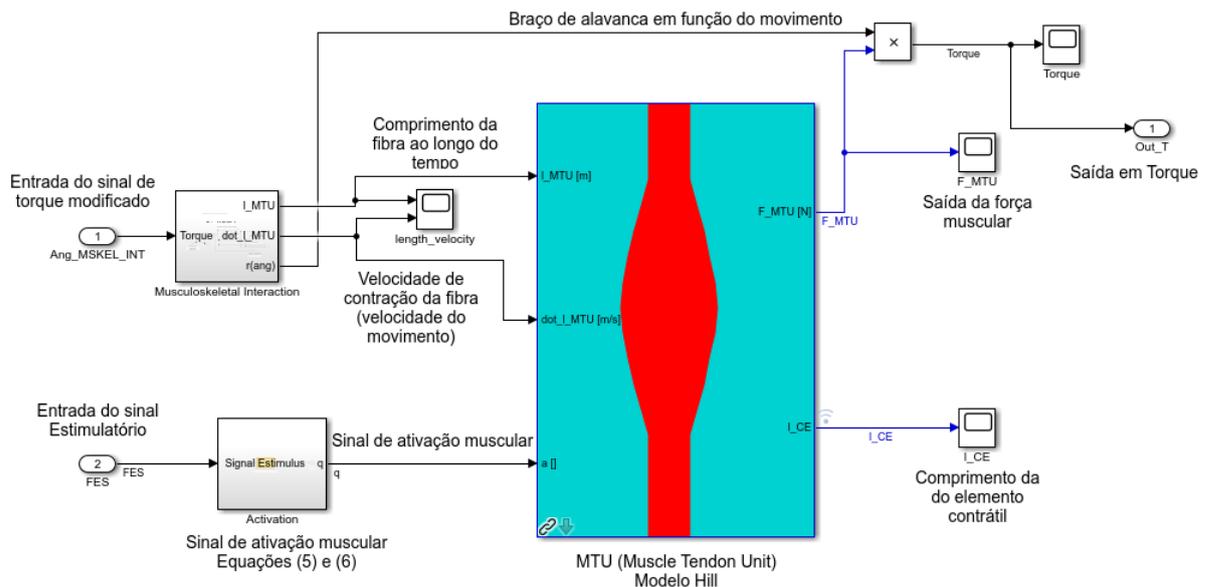
Nota: Gráficos de torque, sendo o gráfico superior do membro direito e o gráfico inferior do membro esquerdo.

Simulou-se um modelo muscular adaptado de Haeufle et al. (2014) para cada membro, como demonstra a Figura 28. O subsistema da interação musculoesquelética e a ativação com FES são entradas no modelo Hill (MTU – *Muscle Tendon Unit*), assim gerando a força total do modelo muscular (F_{MTU}) e comprimento da fibra (L_{CE}) como saída durante a simulação.

O subsistema da interação musculoesquelética gera o comprimento da fibra muscular e a velocidade de contração do modelo a partir do sinal do torque.

A F_{MTU} é multiplicada pelo sinal gerado da multiplicação do movimento e o braço de alavanca, cálculo apresentado por Haeufle et al. (2014) para a geração de Saída em Torque (Out_T), como apresentado na Figura 28.

Figura 28 - Subsistema do modelo da unidade tendíneo muscular (MTU)



Os parâmetros do músculo reto femoral e iniciais do modelo de Hill são lidos a partir de um *struct* MP (*Muscle Parameter*) lido no *script* do Matlab. Os parâmetros da estrutura do MP podem ser observados na Tabela 8 em relação ao músculo e os parâmetros do elemento contrátil (CE) na Tabela 9, nas quais são apresentados os valores modificados em relação à simulação de Haeufle (2020) baseados na literatura (GERRITSEN et al., 1998; UMBERGER et al., 2003; SINCLAIR et al., 2006; ACKERMANN, 2007; GÜNTHER et al., 2007; SALTIN et al., 2011; MÖRL et al., 2012; HAEUFLE et al., 2014). Os demais parâmetros dos outros elementos (SEE, PEE, SDA) foram mantidos iguais à simulação disponibilizada.

Tabela 8 - Parâmetros musculares do reto femoral

Parâmetros do músculo		
Parâmetro	Valor	Unidade
Volume	3,55E-04	m ³
Comprimento ótimo da fibra	0,081	m
Ângulo de penetração da fibra	10,00	graus
Braço de alavanca	0,05	m

Tabela 9 - Parâmetros do elemento contrátil (CE)

Parâmetros do elemento contrátil (CE)		
Parâmetro	Valor	Unidade
Tensão muscular	2,50E-07	N*m ⁻¹
Secção de área transversal	0,0043	m ²
Força máxima	1,53E-06	N
Porcentagem de fibra rápida (FT)	0,65	%
A_rel ₀ inicial	0,36	
B_rel ₀ inicial	4,32	
ΔW_limb_descendente	0,35	
ΔW_limb_ascendente	0,35	
Expoente v_CElimb_descendente	1,50	
Expoente v_CElimb_ascendente	3,00	

A definição da interação musculoesquelética, ou seja, o comprimento e velocidade do elemento CE, é calculada como uma função do ângulo (GERRITSEN et al., 1998; ACKERMANN, 2007), no caso da aplicação da tese em função do torque T_i , conforme a equação (32).

$$l_{MTU}(T_i) = A_0 + rT_k \quad (32)$$

onde:

l_{MTU} : é o comprimento da fibra do reto femoral;

A_0 : comprimento do MTU quando em extensão total do ângulo da articulação;

r : braço de alavanca com valor positivo para extensão (0,05), e

T_k : torque em torno da articulação do joelho.

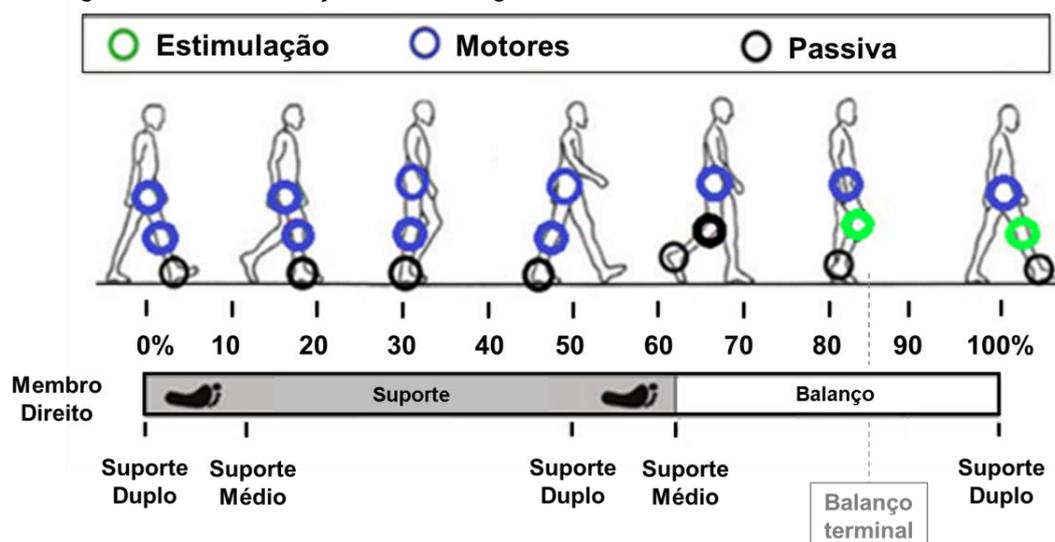
Dessa forma o comprimento e a velocidade de contração são baseados na relação do torque e o braço de alavanca, sendo dois dos três sinais essenciais para a realização da contração muscular do reto femoral.

O terceiro sinal necessário para realizar a contração é a ativação q , que é realizada utilizando o sinal estimulatório que passa pelas equações (5) e (6) de ativação e desativação muscular apresentados no item 2.5 da tese.

3.3 ESTRATÉGIA ASSISTIVA HÍBRIDA (HAS)

A HAS baseia-se na sincronização das tecnologias por meio de uma máquina de estados (SM) que é responsável pela sincronização da órtese ativa e FES. A FES é aplicada na articulação do joelho (FES) durante o balanço terminal, e no balanço inicial e médio a articulação fica passiva, realizando a flexão devido ao movimento do quadril, a gravidade e as GRFs. A órtese ativa é aplicada durante o apoio na articulação do joelho e no quadril durante todas as fases da marcha (Figura 29), utilizando um controlador tradicional paralelo em PID para os momentos em que a órtese é ativa.

Figura 29 - Determinação de tecnologias durante o movimento assistido da HAS



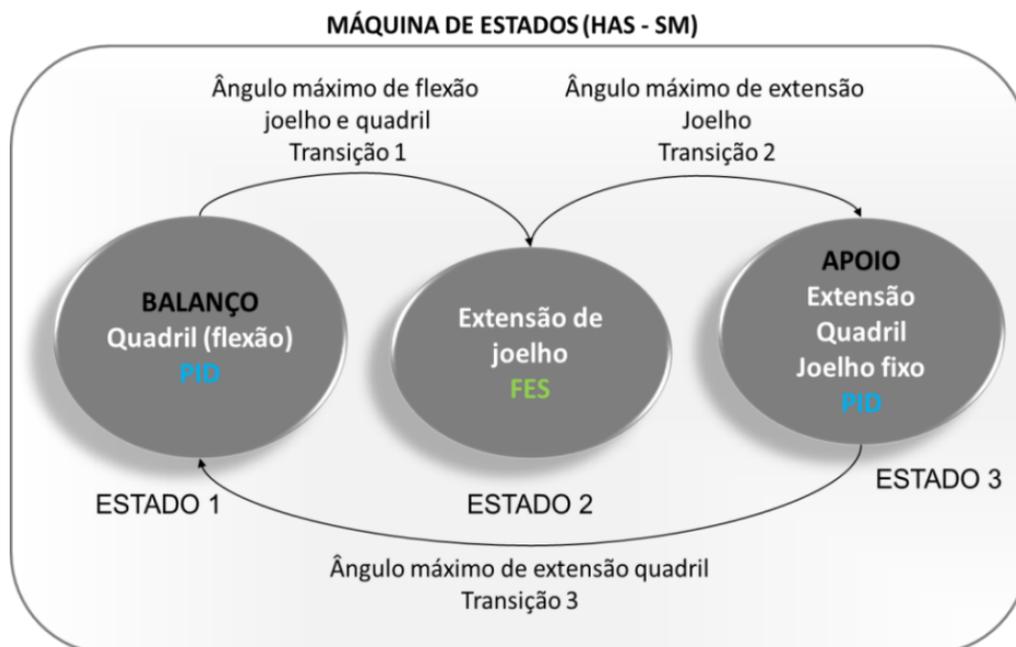
Fonte: Adaptação de Font-Llagunes et al. (2011).

Ainda na Figura 29, é possível observar na marcha que, durante a fase de apoio, há extensão de quadril. Já na fase de balanço, há a flexão e extensão de joelho em conjunto com uma flexão de quadril.

Dessa forma, foram determinados e separados os movimentos funcionais para realizar o controle de sincronia das articulações e em qual momento acioná-las em cada membro, bem como qual tecnologia de ativação do movimento funcional é ativada. A Figura 30 mostra o diagrama da estratégia híbrida assistida HAS modelada com máquina de estados. O mesmo modelo de SM é utilizado para ambos os membros, sendo que no esquerdo inicia no ESTADO 1 e no direito inicia no ESTADO 3. A transição entre os estados é realizada baseada nos ângulos de cada articulação. Do ESTADO 1 para o ESTADO 2 quando atinge o ângulo máximo

de flexão do quadril e do joelho. Do ESTADO 2 para ESTADO 3 quando atinge a extensão máxima do joelho e, por fim, do ESTADO 3 para o ESTADO 1 quando atinge a extensão máxima do quadril.

Figura 30 - Diagrama em blocos da modelagem da HAS



Nota: Diagrama dos estados da modelagem da HAS, com três estados: balanço, apoio (com controles PID) e extensão de joelho (modelo muscular). Com as transições baseadas nos ângulos máximos de cada articulação.

O controle do quadril e do joelho na fase de apoio é realizado com controlador PID tradicional paralelo. O quadril é separado e possui dois controladores devido ao sinal de entrada ser dividido em dois, um para flexão (ESTADO 1) e outro para extensão (ESTADO 2), utilizando os sinais da articulação de hígidos. A separação foi necessária uma vez que cada um é executado em um estado diferente da SM. O joelho possui um PID individual para cada membro e é acionado no estado 3 (fase de apoio), com *setpoint* em zero para manter membro estendido, ou como segurança, no caso de não haver extensão total do membro. Os parâmetros dos controladores PID foram estimados via *Parameter Estimation* para cada sinal de entrada e são apresentados na Tabela 10.

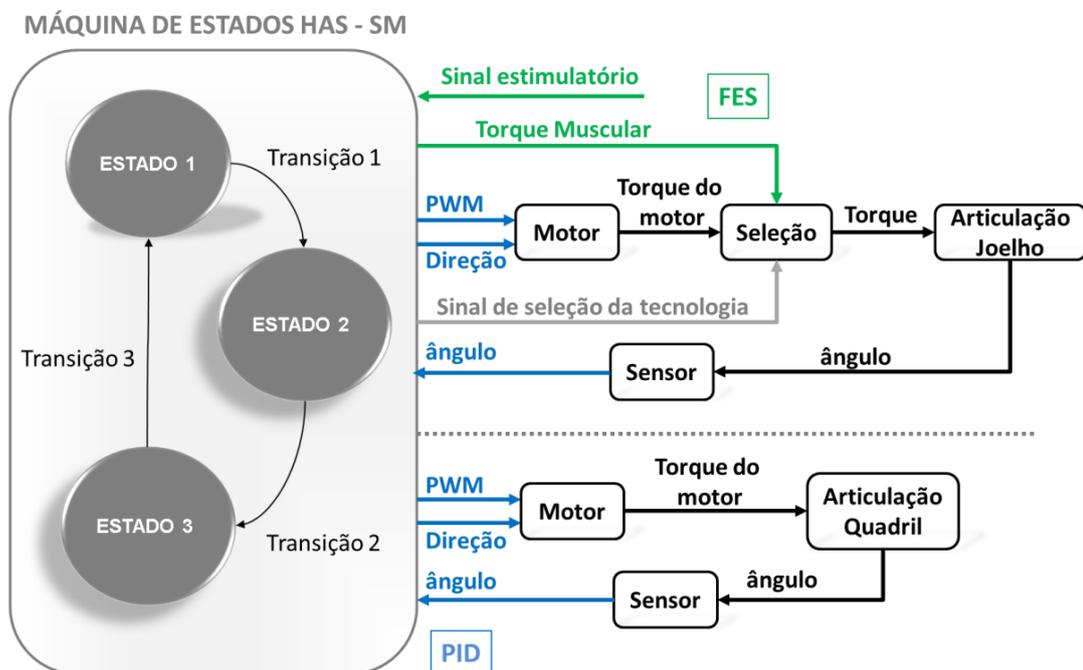
Tabela 10 - Parâmetros dos controladores para HAS

Quadril Flexão	Parâmetros		
	kp	ki	kd
	2,7586	-2,9556	-10,1
Quadril Extensão			
	11,673	-68,604	12,632
Joelho Direito			
	32,464	-2,8233	2,028
Joelho Esquerdo			
	-46,156	-4,1483	0,36892

A máquina de estados do Simulink™ permite que cada estado interno seja uma simulação independente com transições entre elas. Quando em um estado está ativo, a simulação interna é realizada, ocorrendo a transição para o próximo estado, e este se torna ativo. Então, realiza-se a simulação interna referente a ele, enquanto o estado anterior (inativo) não realiza mais nenhuma simulação. As transições são baseadas nas realimentações angulares, como observado na Figura 30.

A Figura 31 apresenta um diagrama geral da HAS-SM. Pode-se observar as saídas e entradas referentes ao PID em azul, e as entradas e saídas referente à FES em verde, assim como essas saídas da HAS-SM interagem com a órtese ativa, em preto. A HAS-SM envia os sinais da saída do PID (PWM e Direção) para o joelho e para o quadril, assim como o sinal de saída do torque muscular (ESTADO 3) do modelo de Hill, apresentado no capítulo anterior, ambos simulados internamente nos estados.

Figura 31 - Entradas e saídas da HAS-SM e interação com a órtese ativa



Nota: Diagrama de interação da HAS-SM com sinais de entrada e saída, em cinza é apresentado o sinal de seleção da tecnologia, em verde em relação à FES, em azul em relação aos PID e em preto os elementos da órtese ativa.

Em relação à órtese ativa apresentada no item 3.1, foi retirado os blocos de controle PID de cada articulação e inserido duas HAS-SM, uma para cada membro. Os demais itens apresentados se mantiveram os mesmos.

Na simulação da órtese ativa foi acrescentado um bloco para seleção do sinal que é aplicado no joelho, via motores ou FES. Este bloco de seleção (Figura 31) recebe o sinal de seleção da tecnologia da HAS-SM, comparando qual o valor de seleção, assim, liberando a FES ou motor para a articulação do joelho. Os controles de quadril e joelho na fase de apoio ocorrem paralelamente.

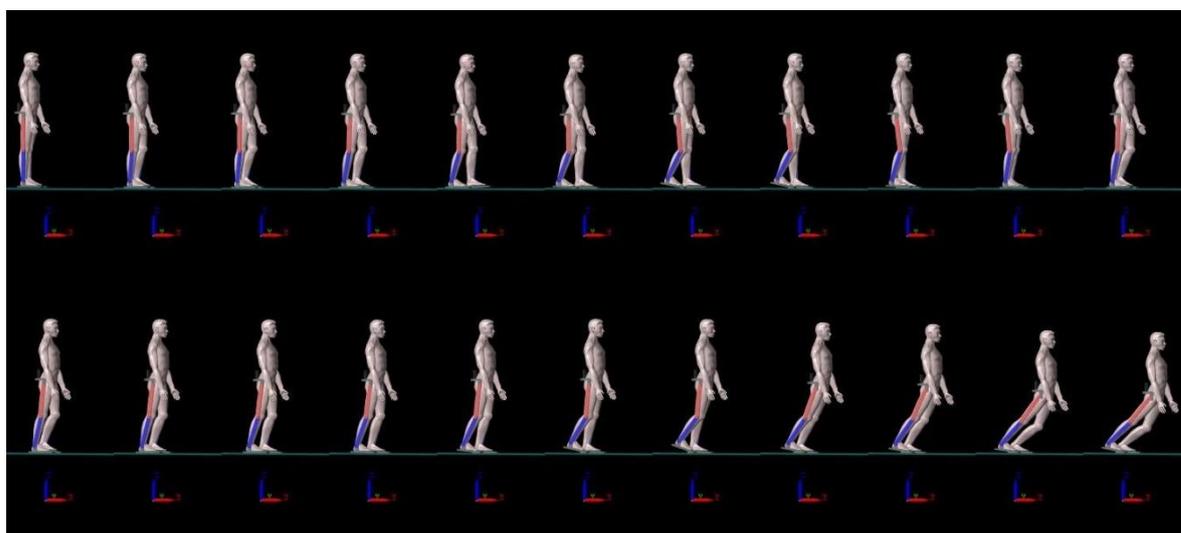
4 RESULTADOS

Os resultados apresentados nesta sessão demonstram fatores como o impacto da GRFs sobre os controles PI, PD e PID, da órtese ativa, algo que não é levado em consideração na literatura. O ambiente desenvolvido demonstra a marcha normal, mas também problemas que podem ocorrer como quedas e extrapolação dos ângulos articulares, que ocorreram até a estabilização do controle durante os testes. Por esse fato, a simulação é importante para a segurança do usuário. O capítulo é subdividido conforme a descrição do método: em órtese ativa de membros inferiores, modelo muscular com ativação via estimulação elétrica funcional (FES) e a estratégia híbrida (HAS-SM).

4.1 ÓRTESE ATIVA

Em órteses para locomoção, o controle é responsável por realizar o movimento funcional. Esse controle deve contornar eventuais perturbações que podem ocorrer durante a marcha. A execução da simulação possibilita situações como a existência de problemas no controle ou locomoção; por exemplo, o voluntário com a órtese tropeçar e cair ou simplesmente cair, conforme ilustra a Figura 32. Isso ocorre devido ao sistema perder o equilíbrio, pois houve pouca flexão de joelho durante a flexão do quadril, durante testes para determinar os parâmetros de PID.

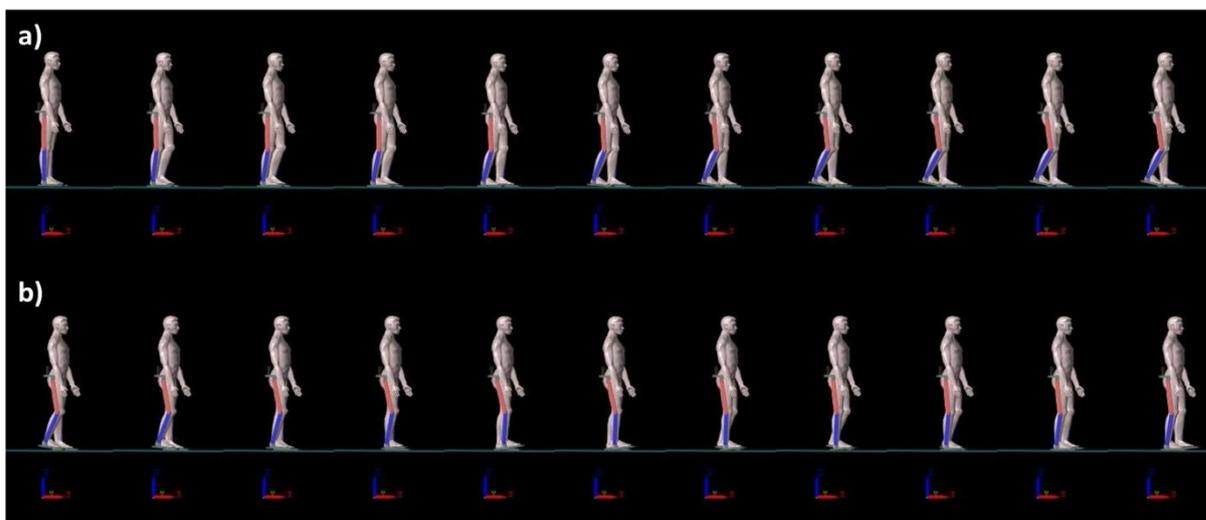
Figura 32 - Resposta da simulação durante a marcha com queda



Nota: Resposta de saída da simulação com voluntário em queda quando o controlador ou sistema não está em equilíbrio.

A Figura 33 apresenta a execução da marcha durante a simulação, com o sistema em equilíbrio, no plano sagital, durante uma passada, correspondendo (a) à fase de apoio e (b) à fase de balanço do membro inferior direito. O oposto ocorre para o membro contralateral, partindo de uma posição ortostática. Esse resultado foi observado aplicando a variação do controlador em PID, executando três passos.

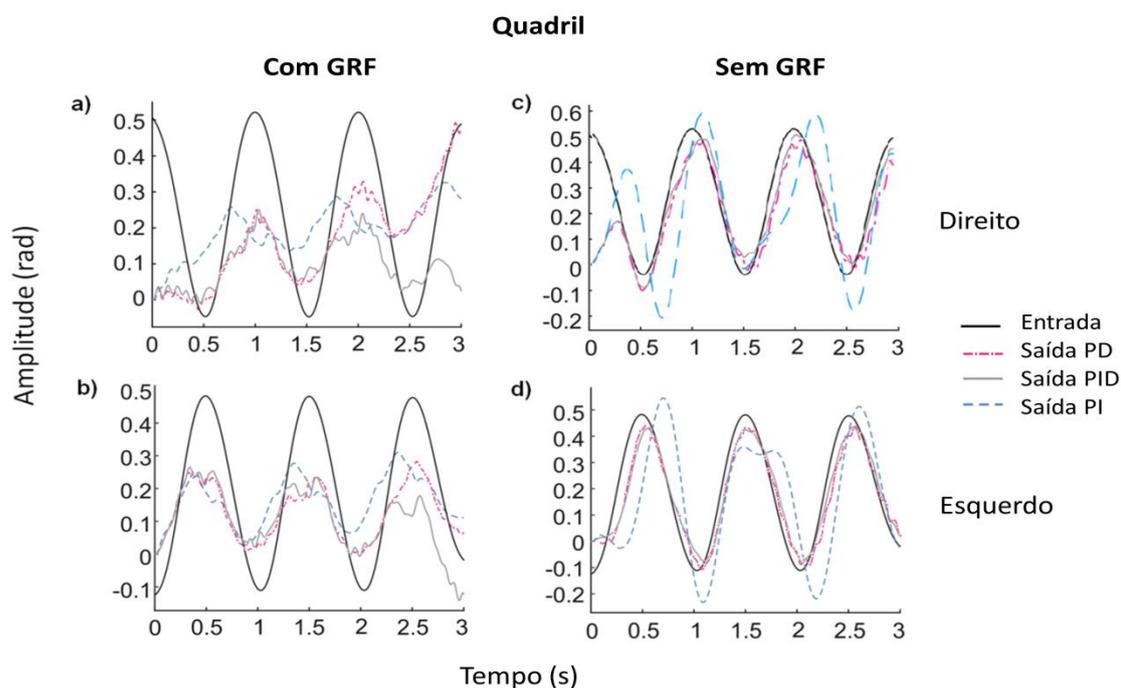
Figura 33 - Execução da marcha pela simulação



Nota: Resposta de saída da simulação. (a) Início da marcha e fase de balanço no membro direito, e (b) fim do balanço e início da parte de apoio do membro direito. Pode-se visualizar o deslocamento do usuário em relação ao solo, observando o sistema global de referência, e o membro esquerdo realizando o movimento oposto ao membro direito.

Na Figura 34 (a) e (b), quadril direito e esquerdo, respectivamente, são apresentados o sinal de entrada aplicado nos controladores e a saída da medição da amplitude angular das articulações de ambos os membros para cada controle aplicado PID, PI e PD na simulação com as forças de reação ao solo (GRFs). Os gráficos da Figura 34 (c) e (d) apresentam os mesmos sinais dos controladores e entrada dos quadris com a simulação sem as GRFs. É possível observar o comportamento de cada controlador, sendo mais impactado com as GRFs. Por isso, não se obteve os ângulos máximos das articulações, mas ocorreu a marcha sem quedas. Sem as GRFs os controladores conseguiram atingir as amplitudes máximas. E em ambos os casos, partir da posição ortostática com o sinal de entrada já em meio passo causou um atraso da resposta do controlador.

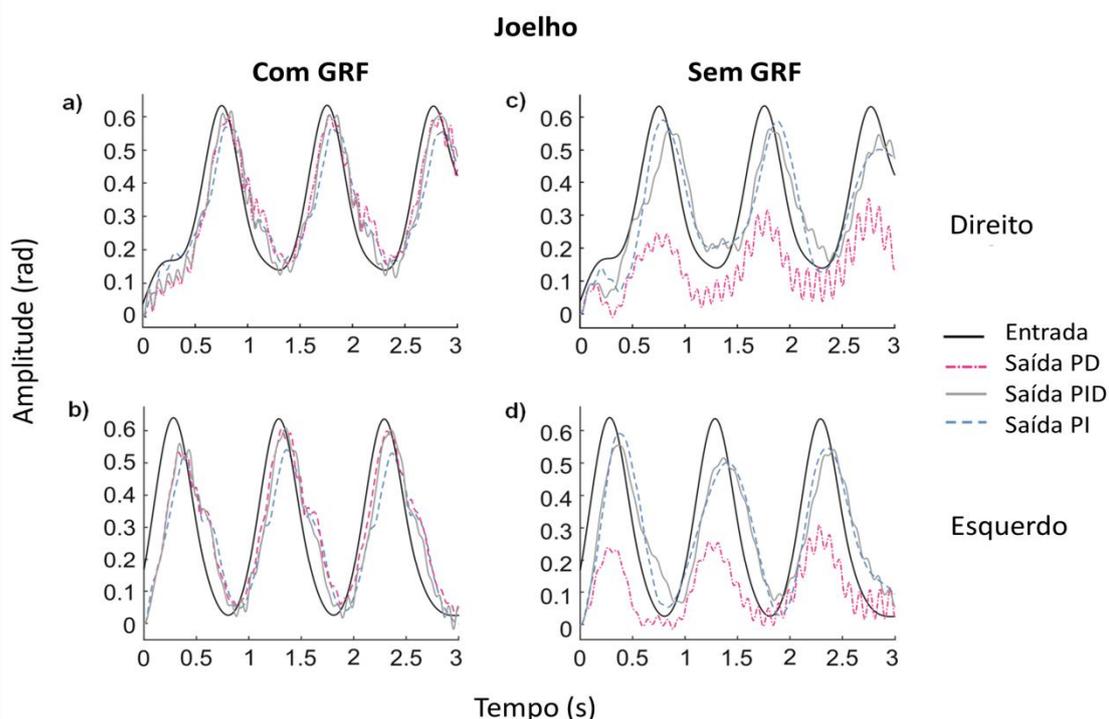
Figura 34 - Gráficos dos ângulos das articulações de quadril direito e esquerdo



Nota: Os gráficos apresentam os ângulos das articulações de quadril do membro direito na parte superior e do membro esquerdo na parte inferior, a esquerda a simulação com os pontos de contato GRFs e a direita sem os pontos de contato GRFs. Em ambos os gráficos, há o sinal de entrada da articulação em preto contínuo, o sinal de saída quando aplicado o PID em cinza contínuo, PI em tracejado azul e com o PD em tracejado com pontos rosa.

Da mesma forma, na Figura 35 (a) e (b) apresentam-se os sinais das articulações de joelho direito e esquerdo, comparando a entrada com a saída dos controladores PID, PI e PD na simulação com GRFs. Na Figura 35 (c) e (d) são apresentados os mesmos sinais dos controladores e entrada dos joelhos com a simulação sem as GRFs. Nas respostas dos controladores com e sem as GRFs, conseguiu-se atingir a amplitude máxima, com exceção do PD sem GRFs. Em comparação dos sinais, é possível observar que o sinal com GRFs possui oscilações durante o movimento de flexão e extensão, principalmente, ao início e término que é quando ocorre o contato com o solo.

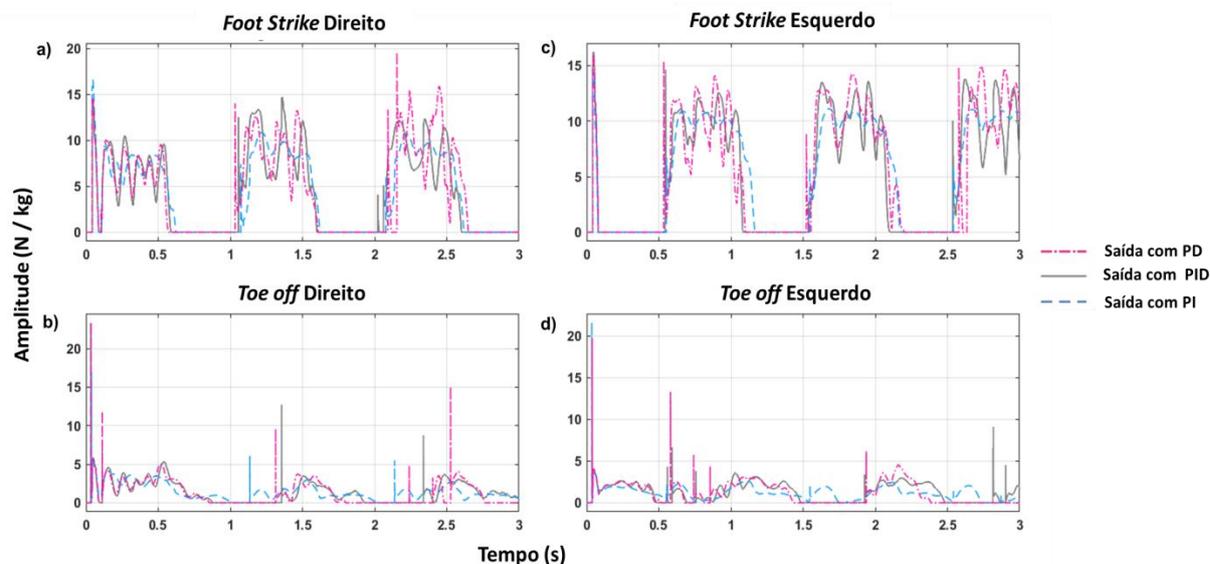
Figura 35 - Gráficos dos ângulos das articulações de joelho direito e esquerdo



Nota: Os gráficos apresentam os ângulos das articulações de joelho do membro direito na parte superior e do membro esquerdo na parte inferior. Em ambos os gráficos há o sinal de entrada da articulação em preto contínuo, o sinal de saída quando aplicado o PID em cinza contínuo, PI em tracejado azul e com o PD em tracejado com pontos rosa.

Na Figura 36, observa-se as forças geradas do contato calcâneo para cada aplicação de um tipo de controlador, PD, PI e PID, na órtese durante a marcha. Observam-se picos de força quando o calcanhar toca o solo (*foot strike*) e a continuação de geração de forças até o momento em que o calcanhar deixa de tocar o solo e o momento em que a ponta do pé se desprende do solo (*toe off*). Observa-se, nos gráficos, picos iniciais, 0 a 0,1 s, que seriam devidos ao contato inicial quando em posição ortostática. Há variações entre as GRFs conforme a aplicação do controlador devido ao descolamento sobre o solo.

Figura 36 - Forças de reação ao solo durante a marcha da órtese ativa



Nota: Apresentação dos gráficos de forças de reação ao solo durante a marcha, sendo o gráfico superior o *foot strike* e o gráfico inferior o *toe off*, para ambos os membros. Em todos os gráficos é apresentado o resultado para as três variações do PID, sendo o gráfico em linha contínua cinza gerado durante a aplicação PID, em linha tracejada azul gerado durante a aplicação PI, e do gráfico tracejado com ponto rosa, durante a aplicação PD.

Os resultados das articulações também foram tabelados em lado direito com e sem GRF (Tabela 11) e lado esquerdo com e sem GRFs (Tabela 12), das articulações de quadril e joelho. Ambos os lados foram separados conforme o controle utilizado e apresentam o pico angular máximo e mínimo de cada passo, a duração do sinal de flexão e extensão (para cada um dos três passos) e suas respectivas médias. Na Tabela 11 e na Tabela 12 também se apresentam as diferenças (Δ) entre as respostas de saída dos controladores e o sinal de entrada, para ambos os lados e para cada articulação, com e sem GRFs.

Baseando-se nos resultados angulares e resposta da marcha durante a simulação, o controlador PID apresentou melhor resposta para a simulação, com média de atrasos, amplitudes e dos períodos melhores entre os demais. Assim, este será utilizado na órtese ativa e na hibridização.

Tabela 11 - Valores máximos e mínimos de pico, duração do sinal e médias para flexão e extensão do quadril/ joelho direito para cada controle aplicado.

PASSOS		GRF			SEM GRF			GRF (DIFERENÇA Δ)			SEM GRF (DIFERENÇA Δ)			
		ENTRADA	PID	PI	PD	PID	PI	PD	PID	PI	PD	PID	PI	PD
1° pico (rad)	Máximo	0,51	0,00	0,00	0,03	0,16	0,36	0,16	0,51	0,51	0,48	0,35	0,15	0,35
	Mínimo	-0,05	0,02	0,26	-0,03	-0,10	-0,21	-0,11	-0,07	-0,30	-0,02	0,05	0,16	0,06
2° pico (rad)	Máximo	0,52	0,25	0,14	0,25	0,48	0,58	0,47	0,27	0,38	0,27	0,04	-0,06	0,05
	Mínimo	-0,05	0,09	0,29	0,04	0,02	-0,02	-0,03	-0,14	-0,33	-0,09	-0,07	-0,03	-0,02
3° pico (rad)	Máximo	0,52	0,24	0,17	0,33	0,50	0,58	0,48	0,28	0,35	0,19	0,02	-0,06	0,05
	Mínimo	-0,05	0,12	0,33	0,18	0,00	-0,19	-0,03	-0,17	-0,37	-0,22	-0,05	0,15	-0,01
Média de pico	Mínimo	-0,05	0,08	0,29	0,06	-0,03	-0,14	-0,06	-0,13	-0,34	-0,11	-0,02	0,09	0,01
Média de pico	Máximo	0,52	0,16	0,10	0,20	0,38	0,51	0,37	0,35	0,41	0,31	0,14	0,01	0,15
1° duração (s)	Meio passo	0,25	0,46	0,41	0,64	0,28	0,44	0,35	-0,21	-0,16	-0,39	-0,03	-0,19	-0,10
2° duração (s)	Passo completo	0,51	0,56	0,42	0,47	0,57	0,43	0,53	-0,05	0,09	0,04	-0,06	0,08	-0,02
3° duração (s)	Meio passo	0,51	0,60	0,39	0,20	0,53	0,46	0,50	-0,09	0,12	0,31	-0,02	0,05	0,01
Média da duração		0,42	0,54	0,41	0,44	0,46	0,44	0,46	-0,12	0,02	-0,01	-0,04	-0,02	-0,04
Atraso do controle (s)		0,00	0,00	0,75	0,05	0,11	0,12	0,07	0,00	0,00	0,75	0,05	0,11	0,12
JOELHO DIREITO														
1° pico (rad)	Mínimo	0,00	0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
	Máximo	0,63	0,60	0,61	0,60	0,56	0,59	0,25	0,03	0,02	0,03	0,07	0,04	0,39
2° pico (rad)	Mínimo	0,14	0,14	0,12	0,16	0,23	0,20	0,02	0,00	0,02	-0,02	-0,09	-0,06	0,12
	Máximo	0,63	0,63	0,63	0,61	0,56	0,59	0,31	0,00	0,00	0,02	0,07	0,04	0,32
3° pico (rad)	Mínimo	0,14	0,13	0,13	0,15	0,17	0,13	0,04	0,01	0,01	-0,01	-0,03	0,01	0,10
	Máximo	0,63	0,59	0,65	0,61	0,55	0,50	0,35	0,04	-0,02	0,02	0,08	0,13	0,28
Média de pico	Mínimo	0,09	0,10	0,08	0,10	0,13	0,11	0,02	-0,01	0,01	-0,01	-0,04	-0,02	0,07
Média de pico	Máximo	0,63	0,61	0,63	0,61	0,56	0,56	0,30	0,02	0,00	0,02	0,07	0,07	0,33
1° duração (s)	Passo completo	0,52	0,53	0,54	0,63	0,53	0,46	0,58	-0,01	-0,02	-0,11	-0,01	0,06	-0,06
2° duração (s)	Passo completo	0,52	0,54	0,50	0,51	0,51	0,46	0,44	-0,02	0,02	0,01	0,01	0,06	0,08
3° duração (s)	Passo completo	0,46	0,42	0,45	0,42	0,34	0,43	0,45	0,04	0,01	0,04	0,12	0,03	0,01
Média da duração		0,50	0,50	0,50	0,52	0,46	0,45	0,49	0,00	0,00	-0,02	0,04	0,05	0,01
Atraso do controle (s)		0,00	0,05	0,07	0,06	0,09	0,13	0,00	0,00	0,05	0,07	0,06	0,09	0,13

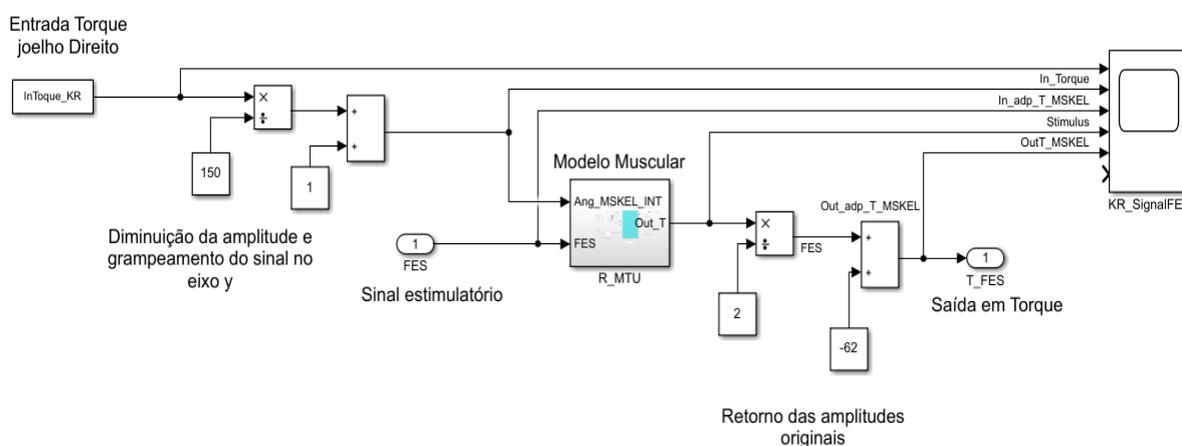
Tabela 12 - Valores máximos e mínimos de pico, duração do sinal e médias para flexão e extensão do quadril/ joelho esquerdo para cada controle aplicado.

PASSOS		GRF			SEM GRF			GRF (DIFERENÇA Δ)			SEM GRF (DIFERENÇA Δ)			
QUADRIL ESQUERDO		ENTRADA	PID	PI	PD	PID	PI	PD	PID	PI	PD	PID	PI	PD
1° pico (rad)	Mínimo	-0,12	0,00	0,00	-0,13	0,00	0,00	0,00	-0,12	-0,12	0,01	-0,12	-0,12	-0,12
	Máximo	0,48	0,22	0,25	0,22	0,43	0,55	0,44	0,27	0,23	0,27	0,05	-0,07	0,04
2° pico (rad)	Mínimo	-0,11	0,02	0,04	0,02	-0,23	-0,23	-0,02	-0,13	-0,15	-0,13	0,12	0,12	-0,09
	Máximo	0,48	0,22	0,28	0,22	0,36	0,36	0,44	0,27	0,20	0,26	0,12	0,12	0,04
3° pico (rad)	Mínimo	-0,11	-0,01	0,07	0,01	-0,22	-0,22	-0,07	-0,11	-0,18	-0,12	0,11	0,11	-0,04
	Máximo	0,48	0,16	0,31	0,28	0,55	0,55	0,44	0,32	0,17	0,20	-0,07	-0,07	0,04
Média de pico	Mínimo	-0,11	0,01	0,03	-0,03	-0,15	-0,15	-0,03	-0,12	-0,15	-0,08	0,04	0,04	-0,09
Média de pico	Máximo	0,48	0,20	0,28	0,24	0,45	0,49	0,44	0,28	0,20	0,24	0,03	-0,01	0,04
1° duração (s)	Passo completo	0,53	0,52	0,50	0,50	0,43	0,40	0,43	0,01	0,03	0,03	0,10	0,13	0,10
2° duração (s)	Passo completo	0,53	0,51	0,60	0,51	0,52	0,69	0,50	0,02	-0,07	0,02	0,01	-0,16	0,03
3° duração (s)	Passo completo	0,54	0,51	0,61	0,54	0,53	0,46	0,48	0,03	-0,07	0,00	0,01	0,08	0,06
Média da duração		0,53	0,51	0,57	0,52	0,49	0,52	0,47	0,02	-0,04	0,02	0,04	0,02	0,06
Atraso do controle (s)		0,00	-0,18	-0,10	0,05	0,07	0,22	0,06	-0,18	-0,10	0,05	0,07	0,22	0,06
JOELHO ESQUERDO														
1° pico (rad)	Máximo	0,64	0,56	0,53	0,53	0,56	0,59	0,23	0,08	0,11	0,11	0,09	0,05	0,41
	Mínimo	0,03	0,02	0,05	0,05	0,07	0,05	0,00	0,00	-0,02	-0,03	-0,05	-0,03	0,03
2° pico (rad)	Máximo	0,64	0,61	0,54	0,60	0,52	0,50	0,23	0,03	0,10	0,03	0,12	0,14	0,41
	Mínimo	0,03	0,02	0,04	0,06	0,08	0,03	0,03	0,01	-0,01	-0,03	-0,05	0,00	0,00
3° pico (rad)	Máximo	0,64	0,60	0,53	0,60	0,54	0,55	0,31	0,04	0,11	0,04	0,10	0,09	0,33
	Mínimo	0,02	-0,02	0,00	0,03	0,06	0,09	0,11	0,04	0,03	-0,01	-0,03	-0,07	-0,09
Média de pico	Mínimo	0,03	0,01	0,03	0,05	0,07	0,06	0,05	0,02	0,00	-0,02	-0,04	-0,03	-0,02
Média de pico	Máximo	0,64	0,59	0,53	0,58	0,54	0,55	0,26	0,05	0,10	0,06	0,10	0,09	0,38
1° duração (s)	Passo completo	0,50	0,49	0,51	0,48	0,46	0,44	0,33	0,01	-0,01	0,02	0,04	0,06	0,17
2° duração (s)	Passo completo	0,50	0,55	0,58	0,60	0,51	0,59	0,44	-0,05	-0,08	-0,10	-0,01	-0,09	0,06
3° duração (s)	Passo completo	0,50	0,54	0,57	0,60	0,49	0,51	0,44	-0,04	-0,07	-0,10	0,01	-0,01	0,06
Média da duração		0,50	0,53	0,55	0,56	0,49	0,51	0,40	-0,03	-0,05	-0,06	0,01	-0,01	0,10
Atraso do controle (s)		0,00	0,13	0,12	0,03	0,09	0,10	0,00	0,00	0,13	0,12	0,03	0,09	0,10

4.2 MODELO MUSCULAR E ATIVAÇÃO VIA FES

A simulação adaptada e utilizada para o modelo muscular é apresentada na Figura 37, a qual mostra a simulação geral, apresentando a aplicação da entrada de torque e a entrada do sinal estimulatório (FES), assim como a saída do modelo muscular em torque. O subsistema Modelo Muscular (MTU) é o modelo de Hill apresentado na metodologia na Figura 28, assim como seus parâmetros e adaptações.

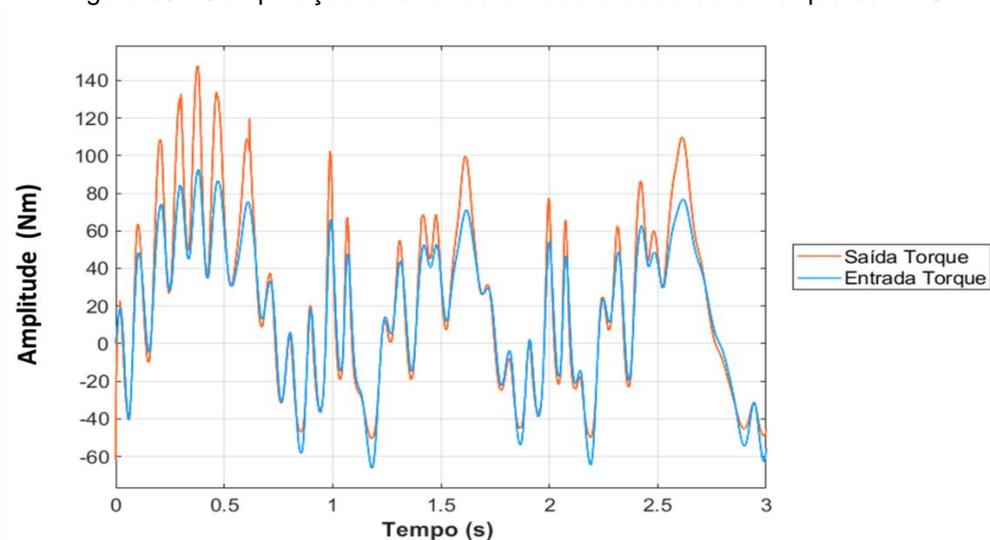
Figura 37 - Simulação geral do modelo muscular



O sinal de torque para o movimento na entrada teve de ter a amplitude diminuída e grampeada acima de zero, assim o envoltório do sinal ao longo do tempo é utilizado para gerar o movimento e, no torque de saída do bloco do modelo muscular, o sinal foi grampeado novamente para o eixo original. O sinal de entrada comparado com o sinal de saída do membro direito é apresentado na Figura 38. Apesar das amplitudes positivas do sinal de saída serem maiores, o foco do ajuste do sinal foram os semiciclos negativos, pois nesses períodos de sinal a FES é aplicada no joelho pela HAS-SM.

Essa manipulação do sinal ocorre porque o modelo somente aceita valores positivos e menores que a unidade (1), pois deveriam ser ângulos em radianos. A escolha do torque em vez do ângulo deveu-se à articulação do joelho estar configurada em torque. Além disso, utilizou-se os semiciclos negativos para realizar a extensão devido aos frames.

Figura 38 - Comparação do sinal de entrada e de saída do torque do MTU



Nota: Gráficos comparativos do sinal entrada do torque em laranja e o torque de saída do modelo muscular em azul do membro direito.

Apesar de tortuoso, foi utilizado o sinal de torque. Houve testes filtrando-o, na tentativa de se ter um sinal melhor; porém, sempre o semiciclo negativo era diminuído ou impactado. A amplitude de até -50 Nm é fundamental para realizar a extensão de joelho, pois esse é o valor de torque para carregar a massa da órtese acrescida da massa do voluntário.

O sinal estimulatório foi modulado com envoltório trapezoidal, possuindo internamente um *burst* de 1 kHz e uma frequência de pulsos de 30 Hz dentro do envoltório, como mostra a Figura 39.

O sinal estimulatório foi aplicado durante os 3 s, sendo ativado e desativado nos mesmos períodos do semiciclo negativo do sinal do torque. O sinal de FES gerado para o membro direito e esquerdo pode ser observado na Figura 40.

Vale ressaltar que, ao se utilizar o modelo macroscópico muscular, é como se a estimulação estivesse sendo aplicada no músculo, não se levando em consideração a diminuição da amplitude do estímulo devido à propagação no tecido adiposo, como ocorre com eletrodos de superfície. Assim, a amplitude da FES não passa de 1 V, devido ao modelo ser intramuscular.

Figura 39 - Sinal estimulatório criado e a resposta de saída do sinal

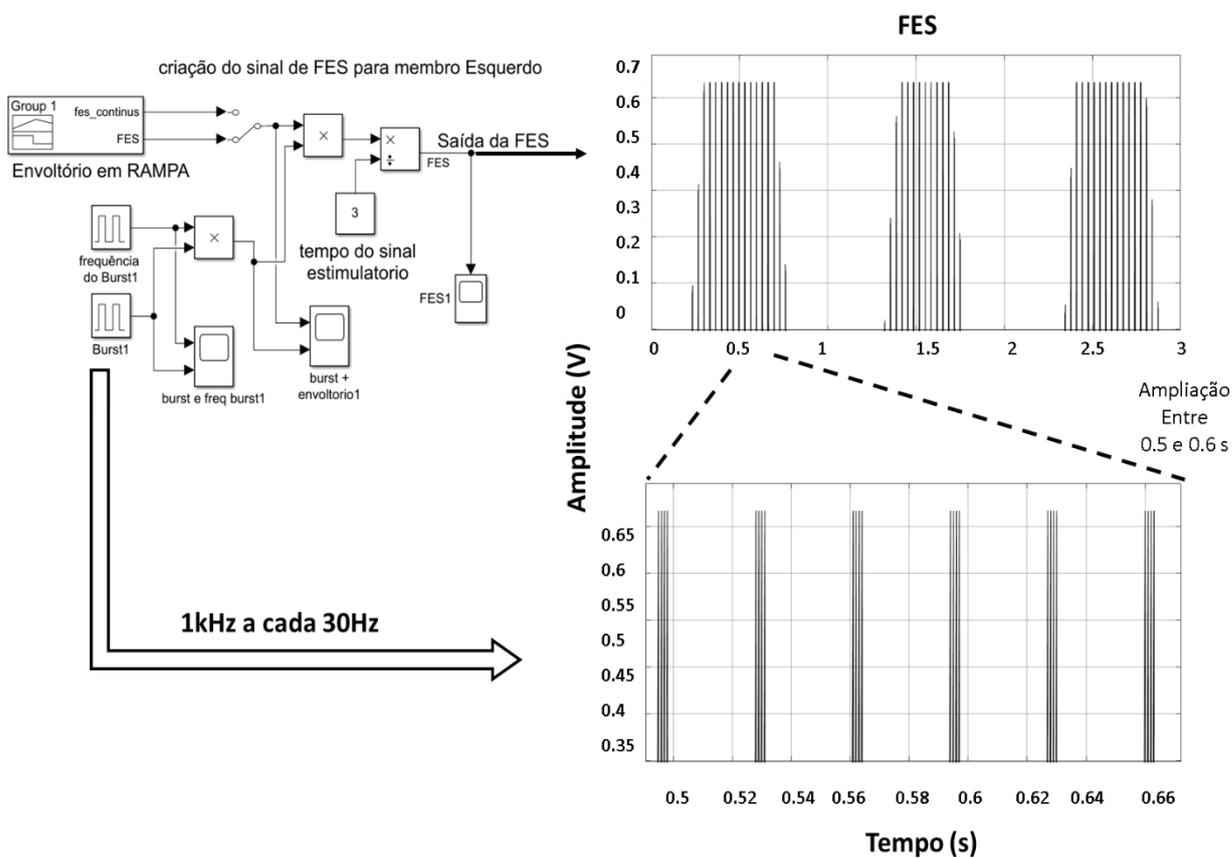
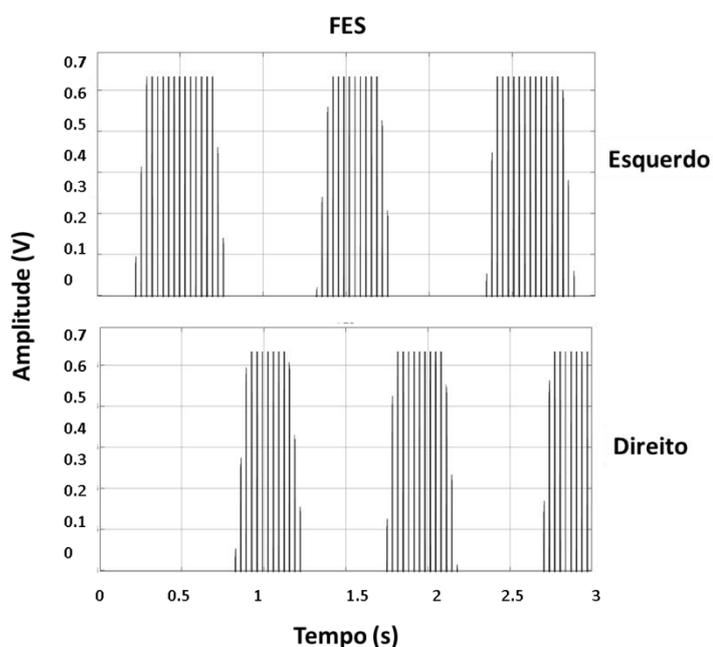


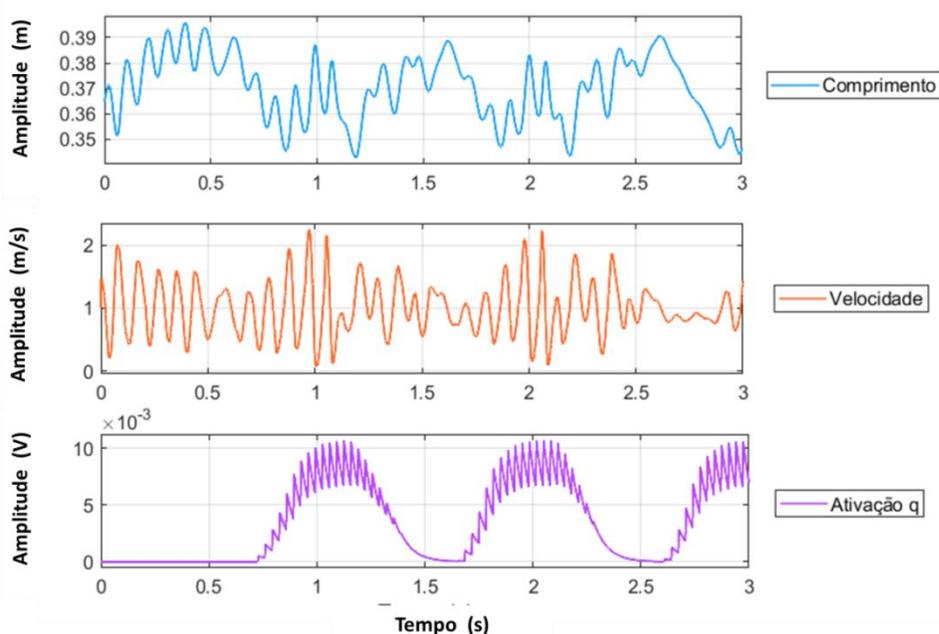
Figura 40 - Sinais de FES gerados para cada membro



Ao se aplicar o sinal estimulatório, a ativação q do modelo muscular é definida com base nos cálculos das equações (5) e (6), alterando o perfil do sinal aplicado. O

o sinal de ativação q , gerado a partir do equacionamento, pode ser observado na Figura 41. Os sinais de saída do subsistema da interação musculoesquelética que entra no modelo muscular MTU de Hill para o membro direito, o comprimento (l_{CE}) e a velocidade de contração da fibra (\dot{l}_{CE}) também podem ser observados na Figura 41. O sinal do comprimento apresentado já possui a relação do torque de entrada com r (braço de alavanca), sendo a velocidade derivada dessa relação.

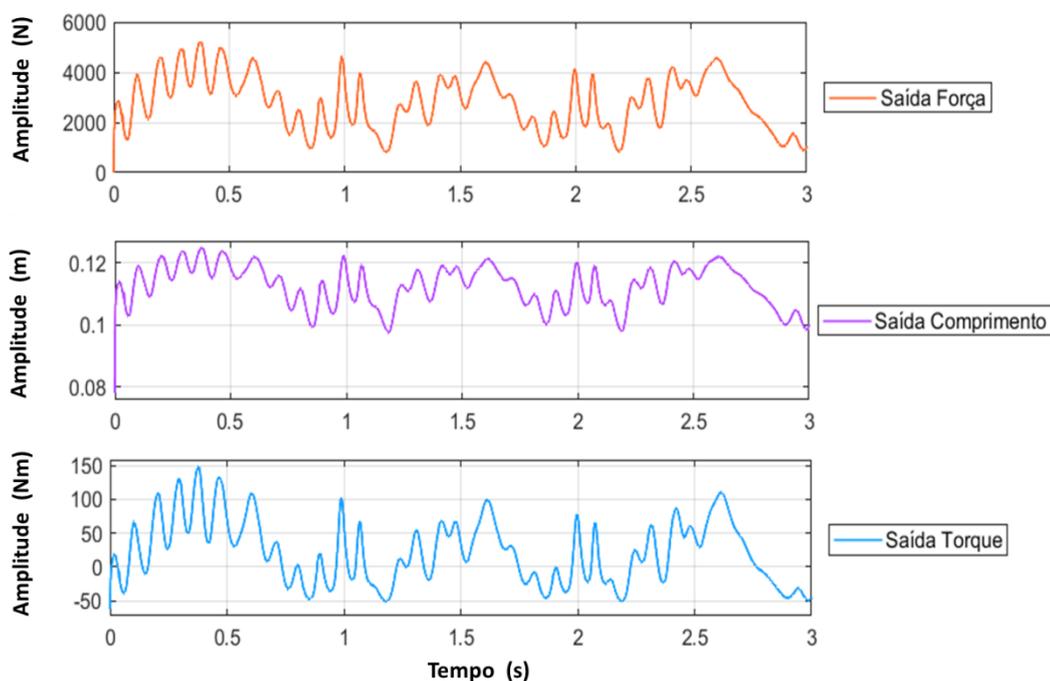
Figura 41 - Sinais de entrada do modelo muscular MTU membro direito



Nota: Gráficos dos sinais de entrada do modelo muscular de cima para baixo: em azul o comprimento da fibra, em laranja a velocidade de contração e em roxo de ativação q .

Os sinais de saída do modelo muscular do membro direito são apresentados na Figura 42, contendo a força gerada (F_{MTU}), comprimento da fibra durante a contração (l_{CE}), e o torque aplicado à articulação do joelho. Sendo o sinal de torque liberado para a articulação do joelho somente quando selecionado pela HAS-SM, no momento da fase de balanço terminal da marcha, concomitantemente aos períodos do semiciclo negativo.

Figura 42 - Sinais de saída do modelo muscular MTU membro direito



Nota: Gráficos dos sinais de saída do modelo muscular de cima para baixo: em laranja a força gerada, em roxo a variação do comprimento da fibra durante a contração e em azul a saída em torque que é aplicado a articulação.

Em relação ao membro esquerdo, o mesmo ocorre com sinais de entrada e saída do MTU; porém, antecipado em relação ao direito, no qual o sinal de entrada a ativação q ocorre antes nos períodos do sinal estimulatório apresentado na Figura 40.

4.3 ESTRATÉGIA ASSISTIVA HÍBRIDA (HAS)

A simulação realizada da HAS-SM sobre a órtese é apresentada na Figura 43, assim como o bloco de seleção responsável pelas tecnologias de FES e órtese. O bloco de seleção envia o sinal para a articulação do joelho, do motor ou da FES. A seleção do sinal de saída no bloco ocorre por uma constante de entrada enviada pela HAS-SM, comparando se a constante de entrada recebida é maior ou igual a zero. Assim, o sinal de saída depende do valor constante de entrada, sendo 5 para FES e -5 para o motor.

A Figura 44 mostra o subsistema desenvolvido da HAS-SM do membro direito com os três estados existentes como blocos de simulação do SimulinkTM. Assim, os sinais de saída dependem de o bloco estar ativo no tempo de simulação que ocorre

de 0 a 2,5 s. Esta mesma HAS-SM é duplicada e aplicada no membro direito, iniciando no estado de balanço.

O estado de apoio possui o controle de quadril para extensão (CtrlQ_E) e o controle de joelho (Ctrl_J). O Ctrl_J possui um *setpoint* em zero, para manter a perna estendida durante a fase de apoio. No estado de balanço está o controle de quadril para flexão (CtrlQ_F) e o estado *set_variaveis*, para zerar as saídas da HAS, antes da ação do próximo estado *ext* que realiza a extensão de joelho com o modelo muscular (Jext_FES).

As transições entre os estados da HAS-SM (Figura 44) ocorrem dependendo do ângulo em que a articulação está. Para a transição do estado de apoio para balanço, o quadril deve estar menor ou igual a $-0,1$ rad, ou seja, quando estiver ocorrendo à transição do momento de extensão para flexão. Para a transição do balanço para o estado *ext*, a articulação do quadril e do joelho devem ser maiores que $0,2$ rad, determinando o início da fase de balanço terminal. Para a transição do estado *ext* para apoio, foi utilizado um atraso de tempo, pois quando aplicado o ângulo este realizava a transição antes do término da extensão do joelho ou nunca realizava a transição, sendo uma limitação da SM que não detectava o ângulo em 0 rad. Porém, apesar de uma aparente limitação, utilizar o tempo ao invés do ângulo, pode ser uma alternativa positiva, uma vez que cada usuário pode ter uma resposta muscular diferente.

Figura 43 - Simulação órtese híbrida

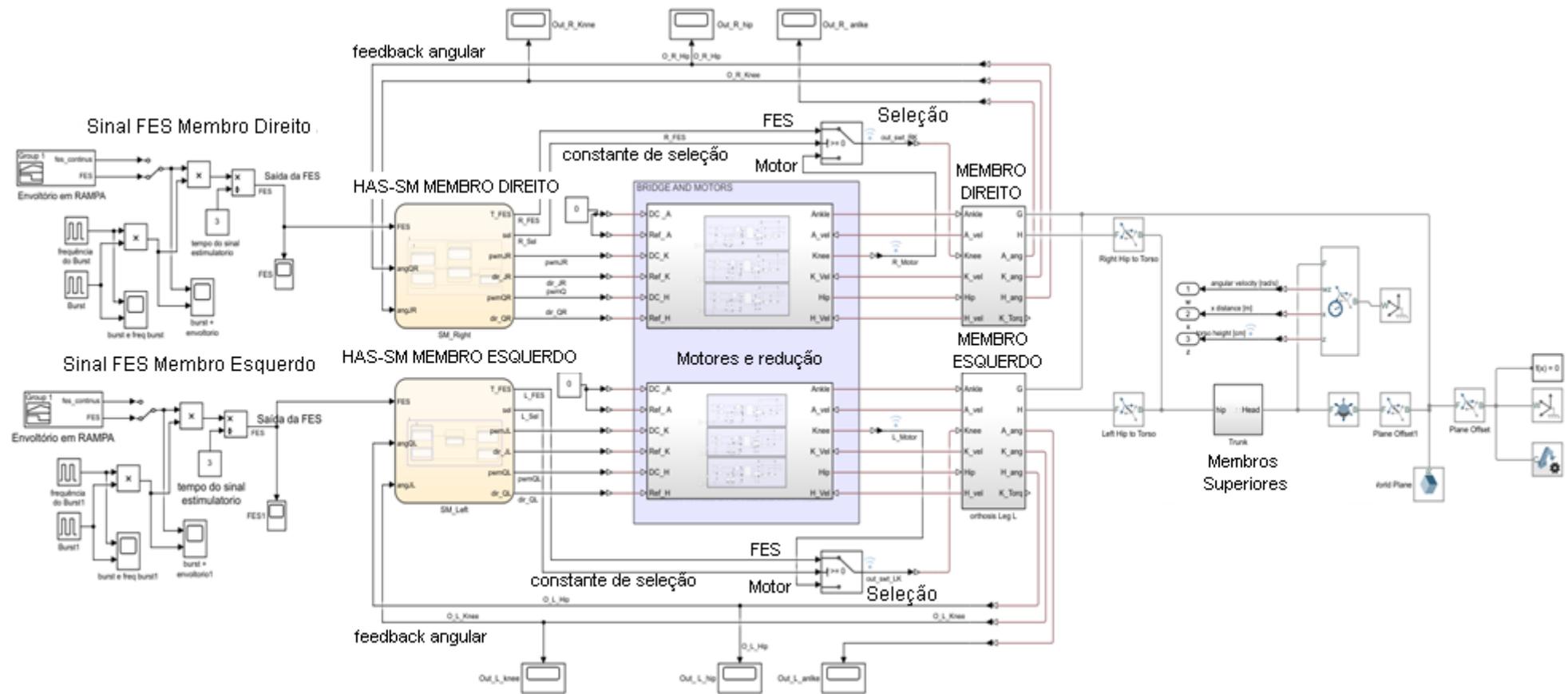
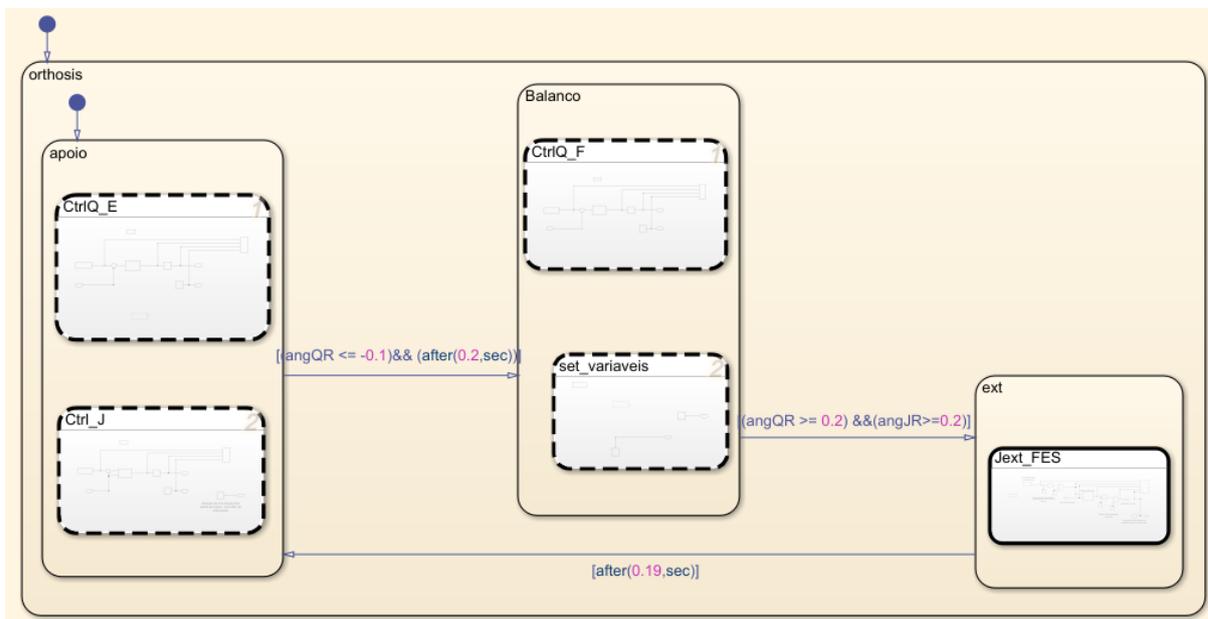


Figura 44 - Subsistema com estados da HAS-SM membro direito

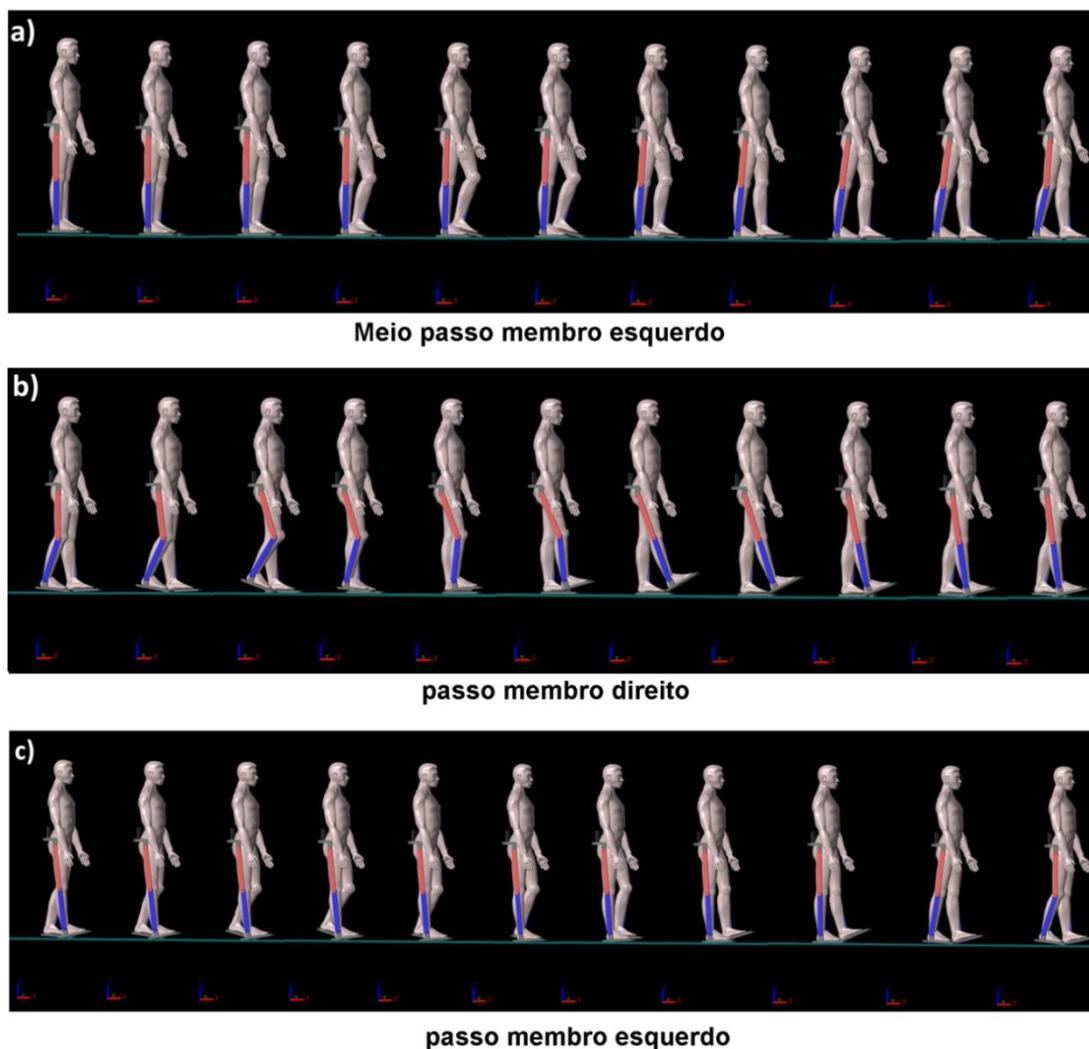


Nota: Apresentação dos estados da HAS_SM. O estado de apoio com controle de quadril para extensão (CtrlQ_E) e o controle de joelho (Ctrl_J). No estado de balanço o controle de quadril para flexão (CtrlQ_F) e o estado para zerar as saídas da HAS_SM (set_variáveis) estado com controle de joelho para extensão via FES (Jext_FES).

Os valores foram determinados a partir da observação do comportamento dos sinais angulares de saída e os momentos em que eles ocorriam durante a marcha em 3D. Por isso, os valores máximos não foram utilizados, uma vez que se observou um atraso na mudança entre os estados, e esse atraso levava as articulações a ultrapassarem os valores máximos.

Na Figura 45, apresentam-se os passos realizados pela simulação: (a) meio passo inicial com o membro esquerdo; (b) passo do membro direito; (c) passo do membro esquerdo. Os passos realizados em (a), (b) e (c), são a sequência realizada pela simulação de 0 a 2,5 s, assim o sistema realiza uma passada e meia. O conceito de meio passo parte da posição ortostática, quando o quadril não está em extensão, para realizar o passo na sequência.

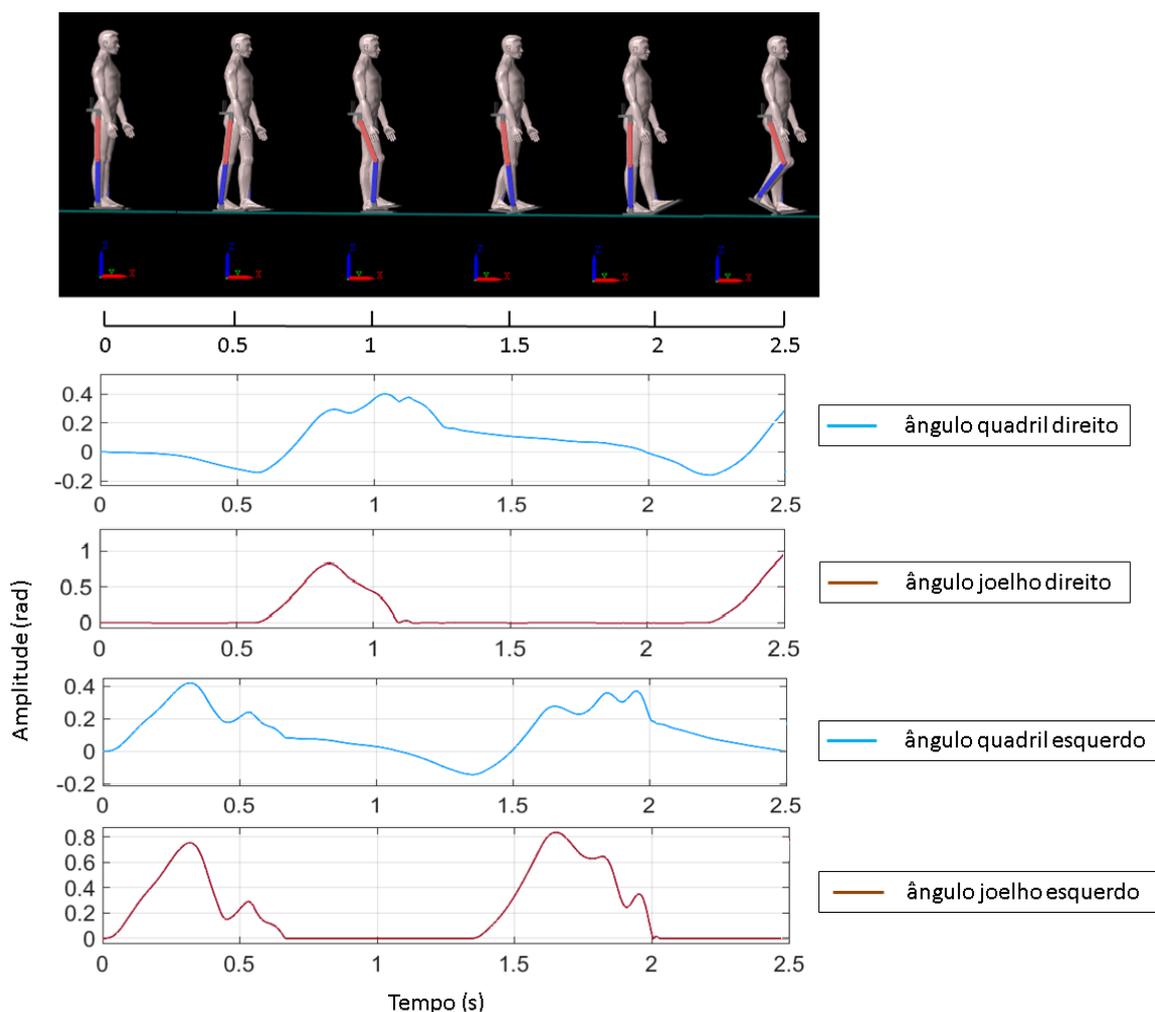
Figura 45 - Passos realizados pela simulação



Nota: Marcha realizada pela simulação: (a) meio passo inicial com o membro esquerdo; (b) passo do membro direito; (c) passo do membro esquerdo.

Os sinais das articulações de quadril e joelho para ambos os membros, gerados durante a realização da marcha em 3D, são apresentados na Figura 46. Observam-se os movimentos funcionais para a realização da flexão de quadril, com valores de 0 a 0,4 rad ou no próximo ciclo de -0,2 a 0,4 rad, e a extensão com valores de 0,4 a -0,2 rad. No joelho, os valores de 0 a 0,7 rad são a realização da flexão e de 0,7 a 0,0 rad, a extensão. Os valores das articulações são 0,2 rad (11,46°), 0,4 rad (22,92°) e 0,7 rad (40,10°), aproximadamente.

Figura 46 - Marcha com os ângulos articulares gerados pela HAS-SM



Nota: Gráficos dos ângulos articulares gerados pela HAS-SM, de cima para baixo: em azul o ângulo do quadril direito, em vermelho o ângulo do joelho direito, em azul o ângulo do quadril esquerdo e, por último, o ângulo do joelho esquerdo.

Outro fator observado (Figura 46) nos períodos entre 0,4 e 0,7 s (esquerdo), 0,8 a 1,2 s (direito) e 1,7 a 2,0 s (esquerdo) foi a oscilação do movimento durante a extensão de joelho que está passivo. A oscilação é causada pela dependência entre as articulações. Esta dependência ocorre devido a um movimento de pêndulo, quando a articulação do joelho está em balanço. Este movimento influencia na articulação do quadril, tanto que se pode observar que nos períodos entre 0,4 e 0,7 s (esquerdo), entre 0,8 e 1,2 s (direito) e entre 1,7 e 2,0 s (esquerdo) há um sobressinal na articulação do quadril com envoltórios próximos aos apresentados na articulação de joelho durante a extensão. Este movimento de pêndulo não ocorreria

em um sistema físico que utilizasse motores DC, pois suas bobinas alimentadas travariam o eixo do motor, conseqüentemente travando a articulação do quadril.

Em relação ao período dos sinais articulares, os ângulos dos joelhos se mantiveram com 0,5 s realizando flexão e extensão, e dos quadris com 1 s para flexão e extensão, dentro dos padrões do ciclo de fases da marcha hígida.

A Figura 47 apresenta os sinais de entrada e saída do bloco de seleção da tecnologia do joelho direito: (a) sinal de torque gerado pela FES aplicada no modelo muscular, (b) o sinal de seleção, 5 para FES e -5 para motor, (c) sinal do torque do motor, sendo esses três sinais enviados pela HAS-SM a seleção (nomeados como entrada da seleção), e (d) o sinal de saída do bloco de seleção para a articulação do joelho.

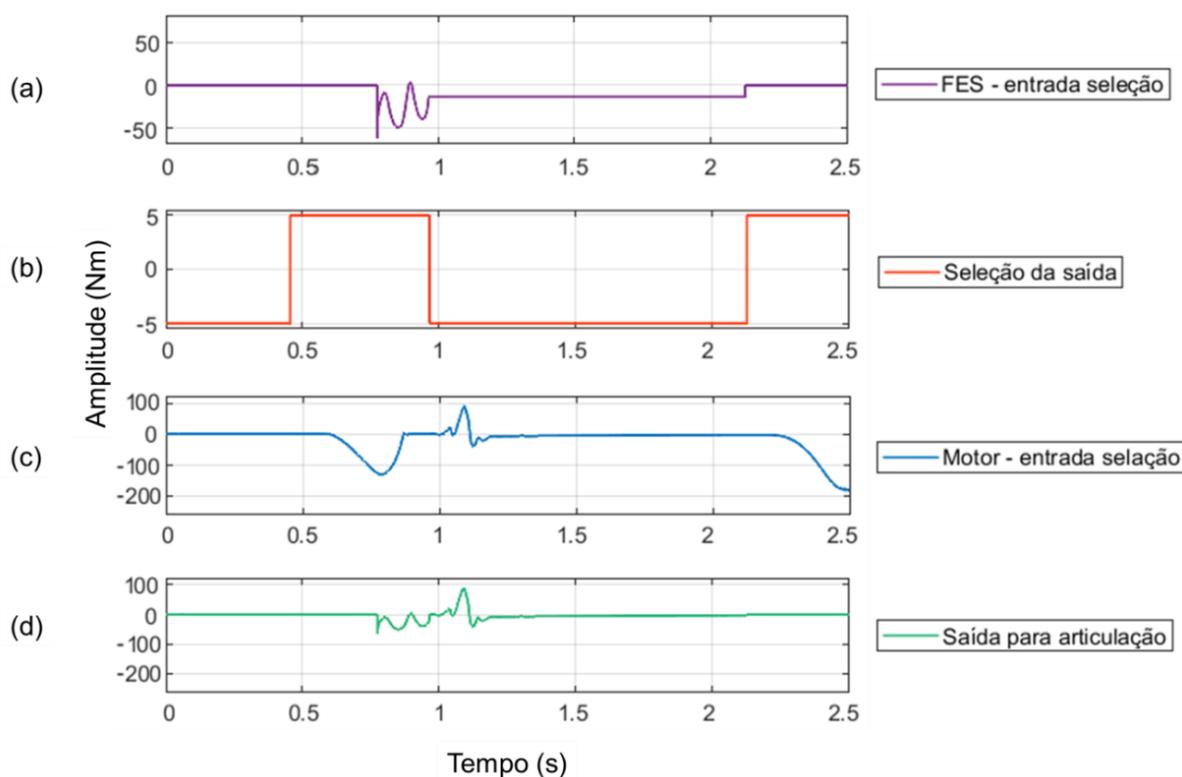
O sinal de torque realizado pela FES (Figura 47a) utiliza somente o semiciclo negativo do sinal para balanço terminal do membro direito durante o passo, e somente quando o sinal de seleção é 5 (Figura 47b). A HAS-SM modifica a seleção de 0 para 5 no estado `set_variáveis`; por isso, a antecipação de 0,25 s entre o sinal de seleção (Figura 47b) e o sinal do torque da FES (Figura 47a). Na sequência, a HAS-SM sai do estado `ext` e vai para o apoio; assim, não existe mais o sinal de torque da FES.

Devido à simulação interpretar que o motor está no eixo da articulação do joelho, mesmo que passivo, é possível observar um semiciclo negativo no sinal do torque do motor (Figura 47c), no mesmo instante de tempo do torque da FES de 0,65 a 1 s (Figura 47a). Porém, esse sinal não é aplicado à entrada da articulação do joelho devido ao bloco de seleção, como se observa no mesmo instante de tempo na Figura 47d.

Quando há a transição do estado `ext` para apoio, o sinal de seleção muda de 5 para -5, em 1 s. Assim, ativa-se o controle PID do joelho para manter a articulação em zero. No período entre 1,0 e 1,2 s, pode-se observar um pico de torque positivo no motor (Figura 47c), e este aparece na saída do sinal para a articulação (Figura 47d). Este pico ocorre devido à entrada do controlador que se estabiliza em zero na sequência.

Logo, pode-se notar que tanto o torque da FES quanto o torque do motor é aplicado à articulação via sinal de saída de seleção, sequencialmente (Figura 47d); logo, nos períodos 0,75 a 1,0 s é aplicado à FES gerando, assim, a extensão do joelho (Figura 46) e de 1 a 1,2 s é aplicado ao motor, mantendo a extensão.

Figura 47 - Seleção de tecnologia membro direito



Nota: Sinais de entrada do bloco de seleção e saída aplicada ao joelho do membro direito: (a) sinal de torque do modelo muscular ativado via FES; (b) Sinal de seleção das tecnologias -5 para motor e 5 para FES; (c) sinal do motor durante a simulação (d) sinal de saída do bloco de seleção que é aplicado a articulação do joelho.

A Figura 48 ilustra os sinais de entrada e a saída do bloco de seleção da tecnologia do joelho esquerdo com: (a) sinal de torque gerado pela FES aplicada ao modelo muscular; (b) o sinal de seleção, 5 para FES e -5 para motor; (c) sinal do torque do motor, sendo esses três sinais enviados pela HAS-SM do membro esquerdo à seleção (nomeados como entrada da seleção), e (d) o sinal de saída do bloco de seleção para a articulação do joelho.

O sinal de saída do torque da FES (Figura 48a) é aplicado nos períodos 0,25 a 0,5 s e 1,6 a 1,85 s, utilizando o semiciclo negativo do torque gerado pelo modelo muscular e somente durante o sinal de seleção da saída com valor igual a 5 (Figura 48b). Realiza-se, assim, a extensão do joelho esquerdo no balanço terminal da marcha.

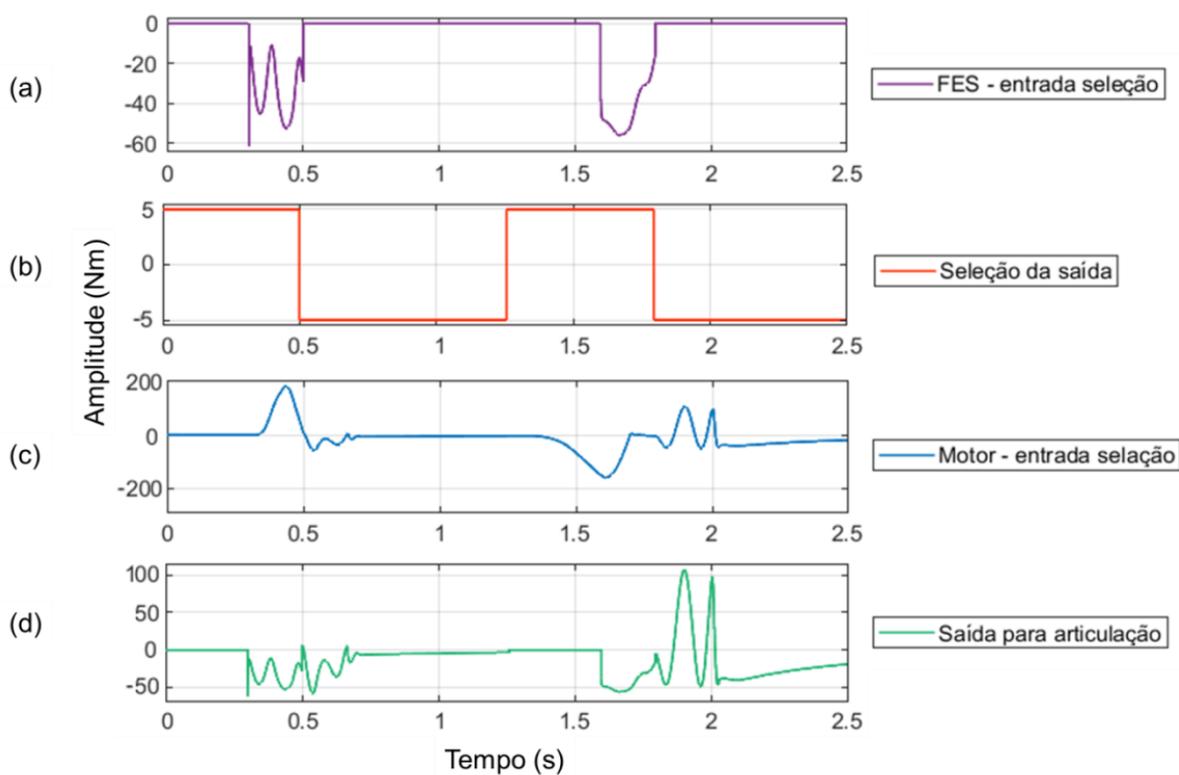
Comparando os ângulos da articulação (Figura 46), na segunda vez em que o torque da FES é aplicado (1,6 a 1,85 s - Figura 48a), verifica-se que há um atraso de 0,25 s, pois a extensão do joelho é realizada entre 1,6 a 2,0 s. Este ocorre devido à

dependência das articulações de joelho e quadril, o que gera o movimento de pêndulo, culminando com os picos do sinal do motor entre 1,85 e 2,0 s, antes da estabilização do PID para manter a extensão (Figura 48c). Assim, os picos no sinal do motor também aparecem na saída do ângulo da articulação joelho esquerdo no instante de 1,85 e 2,0 s (Figura 46).

Da mesma forma que no membro direito, pode-se observar um torque negativo no sinal do motor (Figura 48c), mas este não é aplicado à articulação como apresentado no sinal do bloco de saída da seleção (Figura 48d). Nota-se, também que o controle do PID do joelho, no momento de apoio, oscilou pouco (0,5 s e 1,6 s), visto que já houve uma oscilação maior no período entre 1,85 e 2,0 s. Contudo, houve uma diferença de oscilação, utilizando-se o mesmo controlador, uma vez que o sinal de torque da FES retorna do semiciclo negativo a zero. Logo, o controle deveria somente se manter. Empiricamente, deduz-se que isso ocorre devido ao movimento de pêndulo que gerou uma perturbação externa, assim houve maior oscilação do controlador PID até estabilizar em zero. Visualmente, essas oscilações aparecem na marcha em 3D, como leves variações da articulação do joelho.

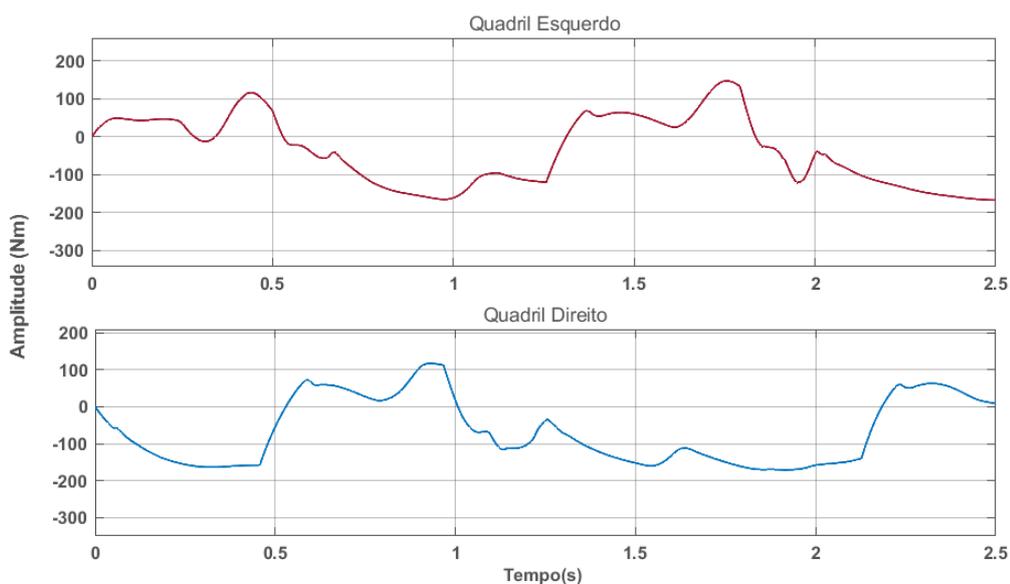
A Figura 49 apresenta os torques gerados pelos motores com redução 1:5 aplicados nos quadris. No gráfico superior (em vermelho), é apresentado o torque gerado para o quadril esquerdo e, o gráfico inferior (em azul) para o quadril direito. Ambos os membros seguem o mesmo perfil do envoltório do sinal de torque, sendo positivo para flexão e negativo para extensão. No torque do quadril esquerdo entre os momentos de 0,5 s e 1,6 s e 1,85 e 2,0 s, é possível verificar um pico de torque no mesmo momento em que é liberado o motor para o joelho (Figura 48c). Similarmente, no quadril direito entre 1,0 e 1,2 s também é observado esse pico no mesmo instante que é liberado o motor para joelho direito (Figura 47c).

Figura 48 - Seleção de tecnologia membro esquerdo



Nota: Sinais de entrada do bloco de seleção e saída aplicada ao joelho do membro esquerdo: (a) sinal de torque do modelo muscular ativado via FES; (b) Sinal de seleção das tecnologias -5 para motor e 5 para FES; (c) sinal do motor durante a simulação (d) sinal de saída do bloco de seleção que é aplicado a articulação do joelho.

Figura 49 - Torque da articulação do quadril esquerdo e direito gerados durante a marcha



Nota: Gráficos dos sinais de saída em torque da articulação do quadril. Gráfico superior em vermelho o torque gerado do membro esquerdo e, gráfico inferior em azul o torque do gerado do membro direito.

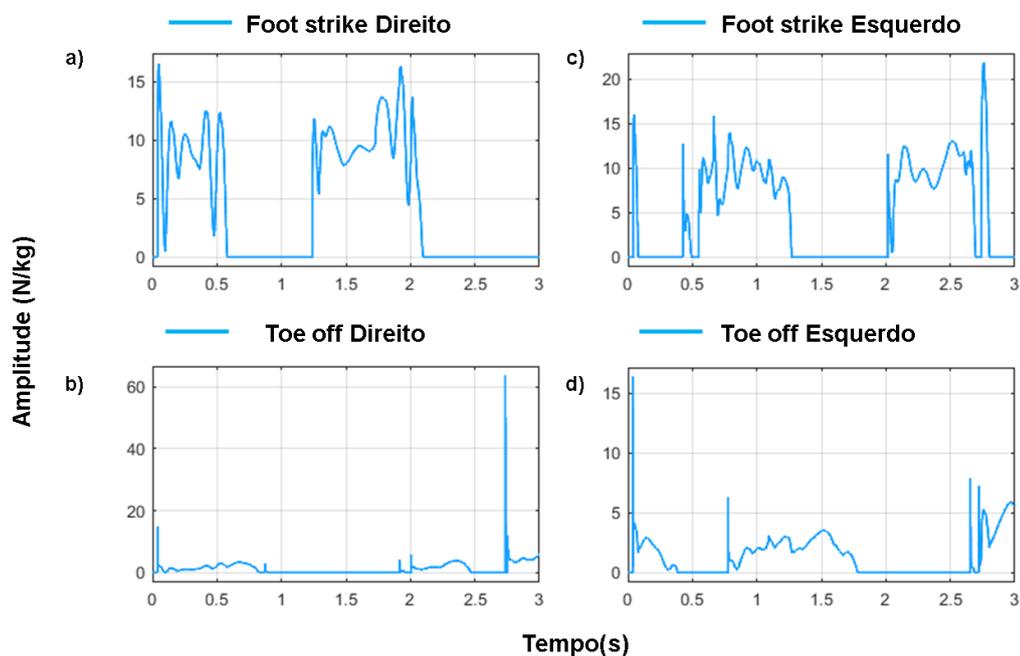
A Figura 50 apresenta as GRFs geradas ao longo da marcha: (a) *foot strike* e (b) *toe off* referentes ao membro direito e, (c) *foot strike*, (d) *toe off*, do membro esquerdo.

No período entre 0 e 0,5 s, gerou-se o *foot strike* no membro direito por estar em apoio (Figura 50a) e o membro contralateral estar em balanço inicial no meio passo. Entre 0,5 e 1,7 s, é gerada a GRF referente ao passo do membro direito.

Em relação ao membro esquerdo (Figura 50c), o *foot strike* é gerado no período de 0,5 a 1,7 s e de 2,0 a 2,7 s, para o meio passo e o passo completo. O mesmo atraso de 0,25 s, devido aos ângulos e seleção, é observado no segundo passo que se inicia em 2,0 s.

Em relação aos eventos de *toe off* de ambos os membros (Figura 50b e d), observou-se que as respostas iniciam a partir da metade do *foot strike*, pois são referentes aos dois pontos de contato na parte da frente dos pés da órtese. Os valores de *toe off* são menores que o *foot strike*, devido ao peso já estar distribuído no apoio duplo.

Figura 50 - Forças de reação ao solo durante a marcha da órtese híbrida



Nota: Sinais das forças de reação solo normalizados com o peso do sistema de 90,27kg: (a) *foot strike* do membro direito (b) *toe off* do membro direito (c) *foot strike* do membro esquerdo (d) *toe off* do membro esquerdo.

5 DISCUSSÃO

Nesse capítulo de discussão, inicialmente, aborda-se as relações das GRFs com os controladores e os diferenciais do ambiente de simulação da órtese ativa desenvolvida. Posteriormente, são abordados os diferenciais dos resultados da órtese híbrida em relação aos projetos existentes.

5.1 ÓRTESE ATIVA

Em órteses para locomoção, o controle deve ser capaz de contornar eventuais perturbações externas. Essas perturbações podem decorrer de perturbações tanto externas quanto internas. As GRFs configuram um exemplo de perturbação externa, que sofre alterações ao longo do percurso da simulação da marcha. Uma perturbação interna que pode ocorrer é a interação ou dependência existente entre as articulações (movimento de pêndulo invertido duplo). Portanto, a marcha tende a ter comportamentos diversificados ao longo do percurso devido às GRFs e à cinemática.

A órtese ativa desenvolvida possui a resposta de três tipos de controladores em uma simulação, com voluntário, mecânica, eletrônica, e motores aplicados nas articulações de quadril e joelho. Analisaram-se os controladores individualmente em cada uma das articulações, como o necessário para o caso de um sistema de órtese real, sendo a execução temporal da simulação e dos controladores de forma as respostas ocorrem durante e ao longo da marcha. A simulação possibilitou a análise da marcha com o impacto dos aspectos físicos do sistema no controle das articulações, como as massas dos segmentos e as GRFs geradas durante o *foot strike* e *foot off* ao longo da marcha.

A opção por um ambiente simulado ocorreu pela expectativa que, futuramente, auxilie na avaliação das escolhas dos materiais como eletrônica, motores e desenho mecânico para a produção de uma órtese real, tornando-se uma alternativa para estudos dessa aplicação. Assim, tanto o controle quanto as entradas simuladas em um ambiente correspondente ao sistema físico real podem ser utilizados na prática. No entanto, apesar da maior aproximação com a realidade, a validação dessa interação não foi objeto de estudo nesta investigação.

As órteses simuladas existentes que utilizam os sinais de sujeitos hígidos como entrada (BAGIŃSKI et al., 2013; FOGLEANO et al., 2015; ELDIRDIRY et al., 2019;

HAN; ZHONGCAI, 2019; NAIR; EZHILARASI, 2020) alteram os períodos do sinal de entrada a fim de o controlador poder seguir as nuances do sinal, como, por exemplo, o sinal do joelho que apresenta uma discreta flexão seguida de extensão durante a fase de apoio, e uma ampla flexão durante a fase de balanço (Figura 6) (WINTER, 1987). Porém, essas alterações não permitem esclarecer como isso se reflete na marcha com mais passos ou a correlação entre as articulações, uma vez que ambas devem estar em sincronia para que a marcha ocorra.

Apesar da marcha realizada em equilíbrio, sem quedas, a resposta do controle simulado sofreu influência das GRFs, gerando um sobressinal nas amplitudes angulares nas saídas, como ilustrado na Figura 34a, Figura 34b, Figura 35a e Figura 35b, para ambos os membros e em ambas as articulações. Os sobressinais gerados pelo controlador decorrem por meio do chaveamento da direção do motor em malha fechada como uma tentativa de corrigir o erro causado pelas perturbações e forças externas, pois o controlador interpreta a ação das GRFs como uma perturbação. Esse sobressinal não foi gerado nos controles de PID e PI sem as GRFs nas Figura 34c, Figura 34d, Figura 35c e Figura 35d. Mesmo com essas perturbações, seria possível a utilização do controle no sistema físico existe. Devido às amplitudes serem pequenas, causaria somente pequenas oscilações no movimento, não sendo um risco a quedas ou extrapolando os ângulos articulares.

Já com relação ao controlador PD, na Figura 35c e Figura 35d na articulação do joelho, o sobressinal foi gerado pela falta do componente integrador. Assim, a resposta oscilou mais na correção, criando pequenas perturbações pelo componente derivativo, pois este tende a gerar uma correção mais agressiva devido ao seu efeito antecipatório (CASTRUCCI; BITTAR E SALES, 2011; OGATA, 2011).

Na Figura 36a e na Figura 36b, nota-se que o pico de força gerada no instante de *foot strike* acima de 15 N/kg é maior no controlador PD, em relação aos demais, nas forças após esse contato inicial, sendo uma anormalidade. Possivelmente, isso ocorreu devido à interação ou dependência das articulações que, no determinado momento, estavam com amplitudes diferentes da entrada, e a saída do controlador não atingiu esses valores no momento correto da marcha, inclinando o sistema (voluntário com órtese) para trás.

Nos demais controladores PI e PID, demonstrou-se que as forças aplicadas durante a marcha sobre o pé da órtese são compatíveis com a de um indivíduo hígido. Elas continuam atuando no pé devido ao deslocamento de toda a massa do

sistema. Essa compatibilidade pode ser observada devido à normalização das GRFs de N em N/kg. A GRF máxima apresentada na Figura 36 fica entre 10 a 15 N/kg, que está dentro da normalidade, segundo Winter et al. (1987).

Um estudo realizado por Gerritsen et al. (1998), em que utiliza a modelagem Hill na simulação fisiológica muscular para realizar a marcha, sem órtese, mostra que os controladores que eles aplicaram são impactados pelas GRFs, fazendo com que o voluntário caia nas simulações, o que também demonstra a importância das GRFs como perturbações externas e que devem ser levadas em consideração com as forças e fricção em conjunto.

Assim, com a simulação desenvolvida, pode-se observar que os projetos atuais para órteses que utilizam controladores PID, em suas diversas configurações, seja em um sistema físico ou em ambiente de simulação, realmente não têm considerado as GRFs como uma perturbação externa. Esse fato pode gerar uma resposta errônea do sistema ou uma abertura para falha na segurança do voluntário (TARMIZI et al., 2013; FOGLEANO et al., 2015; SINGLA et al., 2016; TARMIZI; RAMLI; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; ELDIRDIRY et al., 2019).

É comum que um sistema controlado possua atraso em sua resposta. Portanto, em relação aos atrasos, presentes nas Tabela 11 e Tabela 12, alguns fatores podem ser levados em consideração: (i) controladores PI tendem a possuir uma resposta mais lenta – apresentando os maiores valores para todas as articulações, mas dentro dos limites estipulados; (ii) sintonização do controlador – o aumento do componente derivativo pode diminuir o tempo de resposta; (iii) simulação que se inicia em meio passo com relação a algum hemisfério – situação em que o controlador fica responsável por controlar duas dinâmicas distintas (meio passo e passo completo), podendo acarretar uma resposta menos satisfatória e com maior atraso; (iv) tempo de resposta e simulação dos blocos – o tempo de simulação e conversão entre as bibliotecas integradas no software (SimScape™, SimMechanics™, Simulink™) podem afetar no tempo de resposta quando se compara o sinal do controlador e o sinal de entrada do sistema, e (v) correção dos controladores devido à perturbação externa das GRFs e a interação ou dependência existente entre as articulações. Em um sistema físico com avaliação in vivo, provavelmente não havia os atrasos de conversão de sinal, mas ainda há possibilidade dos atrasos do controlador o que não seria um risco ao voluntário, desde que mantivesse os ângulos dentro dos limites. Vale ressaltar que, a avaliação

in vivo utilizaria um suporte de peso, assim menos peso seria aplicado ao sistema de órtese e, provavelmente, gerando GRFs menores. Porém, novas perturbações podem ocorrer devido ao sistema estar suspenso.

Ainda há a possibilidade da interferência da eletrônica e dos motores no atraso, uma vez que além da conversão do sinal esses circuitos tendem a ter um atraso nas respostas devido aos chaveamentos dos transistores. Fatores esses que também não foram considerados em outros projetos de simulação (BAGIŃSKI et al., 2013; TARMIZI et al., 2013; HASSAN et al., 2017; NAIR; EZHILARASI, 2020).

Há projetos que não levaram em consideração as GRFs nas simulações (BAGIŃSKI et al., 2013; TARMIZI et al., 2013; FOGLEANO et al., 2015; TARMIZI; RAMLI; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; CHEN et al., 2018; MUNADI et al., 2018; NAIR; EZHILARASI, 2020). Há simulações que aplicam os sinais de entrada do sistema diretamente nas articulações sem atuadores ou sem eletrônica ou ambos (NIU et al., 2013; TARMIZI et al., 2013; SINGLA et al., 2016; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; MUNADI et al., 2018; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019; NAIR; EZHILARASI, 2020). Outras simulações não utilizam a massa do voluntário (TARMIZI et al., 2013; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; MUNADI et al., 2018; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019). Ou as simulações têm sinais de entrada que não são similares aos dos hígidos, empregando período de marcha acima da faixa entre 0,8 s e 1,0 s (que seria o padrão), variando entre 2 e 10 s (BAGIŃSKI et al., 2013; FOGLEANO et al., 2015; ELDIRDIRY et al., 2019; HAN; ZHONGCAI, 2019; NAIR; EZHILARASI, 2020). Outras aplicam sinais gerados, como senoides, trapezoides ou degraus (TARMIZI et al., 2013; SINGLA et al., 2016; TARMIZI; ABDULLAH; et al., 2016; HASSAN et al., 2017; MUNADI et al., 2018). Esses fatores diferenciados entre as simulações dificultam o processo de comparação entre os resultados, pois em tais simplificações os resultados são, geralmente, muito próximos ao ideal ou ao sinal de entrada do sistema apresentado.

Em relação às amplitudes angulares, os picos das amplitudes articulares máximas do joelho (Figura 35a e 5b), apresentados nas Tabelas 11 e 12, é possível observar que o controle PID se aproxima de 0,6 rad (aproximadamente 35°), sendo os demais controladores em torno de 0,3 rad a menos (diferença Δ apresentada nas Tabelas 11 e 12). Em contrapartida, os picos máximos das amplitudes das articulações do quadril (Figura 34a e Figura 34b) somente chegaram próximos ao do

hígido com o controlador PD, sendo os demais em torno 0,3 rad a menos (diferença Δ apresentada nas Tabelas 11 e 12). Desta forma, mesmo com ângulos menores, aconteceu a marcha, dentro dos períodos de um hígido; 0,8 a 1,0 s (WINTER, 2009). Essas diferenças de amplitude não resultam na falta de movimento; o passo da marcha terá o mesmo tempo, mas com menor amplitude.

Apesar de haver pouca variação entre as amplitudes angulares com os diferentes parâmetros PID, somente houve a marcha com deslocamento sobre o plano com os controladores PID e PD. Com o controle PI, a órtese simulou a marcha sem deslocamento do sistema sobre o plano. A falta desse deslocamento gerou GRFs menores ao longo do tempo, isso devido a não haver o impacto de *foot strike* no início do apoio duplo da marcha (WINTER, 1987), assim, não havendo grande influência sobre o controlador.

Nas Tabelas 11 e 12, o delta (Δ) de duração entre as saídas dos controladores e a entrada, durante uma flexão e extensão, no membro esquerdo, são próximos variando em 0,01 rad a 0,08 rad, tendo apenas apresentado valores mais altos com 0,13 rad e -0,16 no PI sem GRF na articulação do quadril.

Observa-se no membro direito a mesma variabilidade do delta, com exceção da articulação do quadril quando com GRF, com diferenças de amplitude de -0,21, -0,16, -0,39 rad nos controles PID, PI e PD, respectivamente. Essas diferenças elevadas podem estar relacionadas ao início do ciclo de marcha possuir um meio passo, onde o controlador não atingiu a amplitude máxima inicial, pois inicia em 0 rad, havendo pouco tempo para a correção do erro do controlador.

A simulação apresentou resultados satisfatórios de amplitudes angulares, deslocamento, e controlador com a aplicação da GRF durante o ciclo de marcha com três passos, apresentando poucas diferenças nas médias da duração e médias dos picos dos três passos (Tabelas 11 e 12). Somente no quadril houve uma amplitude menor, mas que não afetou a marcha. Porém, o controlador ainda pode ser otimizado para melhores respostas e ainda há a possibilidade de agregar as GRFs geradas ao controle.

Apesar de funcional e permitir a monitoração do efeito das GRFs na ação dos controladores investigados, limitações também foram encontradas. Na simulação apresentada o sinal de entrada teve de ser filtrado para alterar sua característica na fase de apoio. O controlador não conseguiu em várias tentativas reproduzir o sinal original para o joelho dentro do intervalo padrão de 0,8 s a 1,0 s (WINTER, 2009).

Isso ocorreu porque a resposta do controlador deveria ser muito mais rápida dentro desse período. Por exemplo, os ângulos do joelho de uma pessoa hígida possuem uma leve flexão e extensão durante a fase de apoio, e uma flexão maior na parte de balanço, no período de 1,0 s. O problema devido ao período da marcha também foi observado por Han e Zhongcai (2019). Assim, com o sinal filtrado, retirando a parte de apoio e mantendo-se o período padrão, houve a possibilidade de controle sobre os sinais de entrada durante três passos, mantendo a flexão e extensão do joelho durante uma flexão de quadril.

5.2 HAS-SM

Nas últimas décadas, houve um aumento no interesse de se desenvolver órteses para a locomoção ou compensação funcional de marcha, sendo estudadas extensivamente. Porém, as evidências apresentadas nas pesquisas mostram limitações como volume, peso e falta de versatilidade para locomoção em ambientes reais (MORENO et al., 2019).

A combinação das tecnologias de FES e órteses ativas tem aumentado o interesse a fim de diminuir as suas limitações individuais, como a fadiga e a dificuldade de controlabilidade da articulação (FES) e os grandes torques e energias despendidos para os motores (órtese). Além de combinar os benefícios de trabalhar a musculatura, diminuição de fadiga e aumentar o tempo de marcha (DEL-AMA et al., 2014; ALIBEJI et al., 2018; MORENO et al., 2019), também apresentou uma redução de 20% no gasto de energia do motor, ou seja, no torque aplicado (HA et al., 2016).

Em relação ao projeto de Bulea et al. (2013), este apresenta torques menores, porém utiliza um sistema mecânico que auxilia, e despende menor energia do que um motor DC. Por isso, o torque na fase de balanço é de 10 Nm, baseado em um fator de ativação no controle, mas este pode chegar a 47 Nm, média relatada pelo autor (Tabela 13). Em relação ao projeto de Ha et al. (2016), este realiza um controle que diminuiu o torque do motor do torque da FES para aplicar na articulação, e órtese pesa ao todo 12 kg, o que pode gerar o torque menor. Na HAS-SM, foi aplicado no modelo muscular o máximo torque necessário de 55 Nm, e sem motores, provavelmente pode ser utilizado um torque menor neste momento da marcha.

Na Tabela 13, observa-se o comparativo dos torques dos projetos existentes com o desenvolvido das órteses híbridas. A HAS-SM desenvolvida utiliza motores no quadril durante a marcha com um torque para o quadril -150 a 100 Nm quando com redução 1:5, para extensão e flexão respectivamente (Figura 49).

Em relação às órteses híbridas que também utilizam motores no quadril durante a marcha, há o trabalho de Alibeji et al. (2018), no qual os motores possuem um torque máximo de 50 Nm, porém não apresenta o torque durante a marcha. O trabalho de Murray et al. (2018) utiliza motores e FES simultaneamente, no qual os motores apresentam torques de -10 a 55 Nm, e o trabalho de Ha et al. (2016) que apresenta torques de 2,5 a -20 Nm na fase de apoio, e para extensão e flexão. Os projetos de órtese híbrida citados não apresentam qualquer tipo de redução nos motores.

Ao comparar o torque da HAS-SM com os demais, o torque parece excedente, porém há redução de 1:5 e, sem ela, os torques apresentam os valores de -30 a 20 Nm, ficando próximos aos valores dos demais projetos (Tabela 13). Para verificar a questão das reduções, foi realizada uma simulação sem os redutores, esta realizou a marcha com um passo de cada membro e a saída de torque não ultrapassou os 45 Nm nos quadris. Porém, os ângulos foram menores, necessitando de reajuste nos controladores inferiores. Também deve-se levar em consideração que o sistema desenvolvido realiza a marcha em equilíbrio, ou seja, sem apoio dos membros superiores, por meio de muletas ou suporte de peso como é o caso dos demais.

Em relação aos torques na articulação joelho, a HAS-SM não utiliza nem motor e nem FES na flexão do joelho tendo um torque de 0 Nm (Figura 47d e Figura 48d) e utiliza o motor somente para travar o joelho no momento de apoio. No apoio, a articulação possui o PID para controle no caso de não haver a extensão completa, assim o torque é 0 Nm. Porém, quando é selecionado o motor, há um pico de torque do motor de até 90 Nm, que o controlador tende a zero em 0,125 s, com exceção do segundo passo do membro esquerdo que levou 0,2 s. Para realizar a extensão, a FES gera um torque na articulação de 55 Nm, os demais trabalhos apresentam torque de flexão de -15 a 65 Nm e para extensão -5 a 49 Nm (Tabela 13).

Em relação ao projeto de Bulea et al. (2013), este apresenta torques menores, porém utiliza um sistema mecânico que auxilia, e despense menor energia do que um motor DC. Por isso, o torque na fase de balanço é de 10 Nm, baseado

em um fator de ativação no controle, mas este pode chegar a 47 Nm, média relatada pelo autor (Tabela 13). Em relação ao projeto de Ha et al. (2016), este realiza um controle que diminuiu o torque do motor do torque da FES para aplicar na articulação, e órtese pesa ao todo 12 kg, o que pode gerar o torque menor. Na HAS-SM, foi aplicado no modelo muscular o máximo torque necessário de 55 Nm, e sem motores, provavelmente pode ser utilizado um torque menor neste momento da marcha.

Tabela 13 - Comparação dos torques das órteses híbridas

Projetos	Torque (Nm)				observações
	Quadril extensão	Quadril flexão	Joelho flexão	Joelho extensão	
HAS-SM	-150 (M+R) -30 (M)	110 (M+R) 20 (M)	0 (P)	-55 (F)	Pico de torque de 90 Nm na extensão que tende a zero em 0,125 s
To et al., (2011)	x	x	71 (A+F)	49 (F)	Aumento do torque conforme o ângulo durante a flexão de joelho. Sistema gera resistência ao joelho para realizar a flexão
Ha et al. (2016)	45 (M+F)	-12 (M+F)	-25 (M+F)	12 (M+F)	
Murray et al. (2018)	-10 (M+F)	55 (M+F)	65 (M+F)	-5 (M+F)	Utilizado 100% da marcha com motor e FES
Del-Ama et al. (2014)	x	x	-15 (M+F)	10 (M+F)	Órtese somente de joelho
Alibeji et al. (2018)	x	50 (M)	56 (M+F)	x	Apresenta somente o máximo torque dos motores do quadril e joelho
Média durante as fases da marcha					
			Apoio	Balanço (flexão e extensão de joelho com flexão de quadril)	Percentual de aplicação do torque no balanço
HAS-SM			150,0 (M+R) -30,0 (M)	55,0 (M+R) 25,0 (M)	13% da fase
Bulea et al. (2013)			47,2 (A+F)	10,0 (A+F)	40% da fase
To et al., (2011)			x	60,0	40% da fase
Ha et al. (2016)			45,0	16,3	40% da fase
Murray et al. (2018)			10,0	41,6	40% da fase

Nota: a tabela apresenta os torques de cada projeto em relação a cada movimento funcional flexão e extensão de joelho ou em relação as fases da marcha apoio e balanço. Também há o tipo de ativação: (M) motor, (F) FES, (M+F) motor e FES, (A+F) atuador hidráulico ou freio magnético e FES, (M+R) motor com redução e (P) passivo sem atuador.

Com relação ao custo energético, o método HAS-SM apresentou uma redução do custo energético com 6% a menos que o relato por Ha et al. (2016), sem as reduções na mecânica em comparação aos torques com as demais órteses híbridas (Tabela 13), mas também não sendo tão elevado em relação aos demais quando com as reduções, em relação às fases da marcha. Também deve-se ressaltar que esse torque médio da fase de balanço (Tabela 13) é somente no de balanço terminal, ou seja, é aplicado por menos tempo que os demais, aproximadamente 13% em quanto nos demais é nos 40% da fase, assim tendo uma redução de 26% de gasto durante o balanço. Contudo, ainda pode ser reduzido se utilizar o mínimo torque necessário no modelo muscular.

Analisando os resultados angulares gerados pela HAS-SM (Figura 46 e Tabela 14), comparados aos do hígido, são menores em relação ao joelho e próximas em relação ao quadril. A HAS-SM apresentou movimentos funcionais para a realização da flexão e extensão com valores entre $-11,46^\circ$ e $11,46^\circ$ ($-0,2$ e $0,4$ rad) e, no joelho, com valores de 0 a $40,10^\circ$ (0 a $0,7$ rad). Esses são valores próximos dos dados dos hígidos para a flexão de joelho, conforme apresentado na Tabela 14.

É possível observar (Tabela 14) uma diferença menor da HAS-SM em relação ao hígido de aproximadamente 1° para extensão de quadril e 10° para flexão; em relação ao joelho uma diferença de 24° na flexão e $0,54^\circ$ na extensão.

Essas diminuições nas amplitudes de quadril e joelho foram definidas a fim de respeitar as limitações biomecânicas dos lesionados medulares, cujas alterações de tônus muscular e espasticidade podem desencadear movimentos com amplitudes menores ou muito maiores em comparação com os hígidos (RICHARD, MURPHY, MARQUARDT JR, & BRAUN, 2013).

Os valores de flexão do quadril dos projetos de Bulea et al. (2013) e Murray et al. (2018) extrapolam acima de 30° os valores comparados aos hígidos (Tabela 14), e não discutem o motivo da obtenção desses valores, sendo um valor significativo e que, provavelmente, impacta na marcha.

Alibeji et al. (2018) apresentam as imagens da marcha, em que o tronco do voluntário desloca-se à frente, devido ao apoio com os antebraços no suporte da órtese (que está à frente). Provavelmente, e por esse motivo, os ângulos de flexão do quadril apresentam valores com diferenças superiores a $38,13^\circ$ se comparados aos de hígidos. Em relação à flexão do joelho, que apresenta valor acima do hígido

(25°), se deve ao sinal aplicado no sistema que possui esta amplitude, sendo o sinal a ser seguido diferente dos hígdos e com um período de 10 s para cada passo.

Bulea et al. (2013) apresentam diferenças angulares entre os membros esquerdo e direito. Em relação à flexão de joelho, o estudo possui uma variação de 21° e flexão de quadril de 25°, e pouca variação em relação à extensão de quadril entre 4°. To et al. (2011) também apresentam diferenças angulares entre os membros, com uma variação de flexão de joelho de 8°, porém os autores não apresentam os ângulos de quadril, mesmo esse sendo controlado por meio da FES. Essas diferenças entre os membros, segundo os autores, se devem a uma resposta muscular a estimulação, na qual cada membro possui uma musculatura mais forte que a outra. Essas diferenças entre os membros não foram observadas nos demais projetos.

Tabela 14 - Comparação dos ângulos articulares nos movimentos funcionais

	Quadril extensão	Quadril flexão	Joelho flexão	Joelho extensão
Hígido (WINTER, DAVID A, 1987)	-10,50° ± 8,70°	21,87° ± 4,75°	64,86° ± 5,41°	0,54° ± 3,28°
HAS-SM	-11,46°	11,46°	40,10°	0,00°
Bulea et al. (2013)	~ 6,00° (E) 10,00° (D)	64,00° (E) 39,00° (D)	68,00° (E) 47,00° (D)	~ 1,00° (E) ~ 3,00° (D)
To et al., (2011)	X	X	28°,00 ± 4,00° (E) 36°,00 ± 5,00° (D)	~ -2,00°
Ha et al. (2016)	~ -12,50° ± 3,00°	~ 11,00° ± 2,50°	~ 65,00°	~ -2°,00 ± 1,00°
Alibeji et al. (2018)	~ -12,50°	~ 60,00°	~ 90,00°	~ 0,00°
Murray et al. (2018)	~ -5,00°	~ 55,00°	~64,00°	~ 0,00°
Diferença entre os ângulos dos projetos e hígdos				
HAS-SM	-0,96°	10,41°	24,76°	0,54°
Bulea et al. (2013)	-4,50° (E) -0,50° (D)	42,13° (E) 17,13° (D)	3,14° (E) 17,86° (D)	0,55° (E) 2,46° (D)
To et al., (2011)	x	x	36,86° (E) 28,86° (D)	-1,46°
Ha et al. (2016)	2,00°	11,87°	0,14	-1,46°
Alibeji et al. (2018)	2,00°	38,13°	25,14°	0,54°
Murray et al. (2018)	-5,50°	33,13°	0,86°	0,54°

Nota: a tabela apresenta a diferença entre os ângulos máximos de cada sistema. ~ valores aproximados lidos dos gráficos dos trabalhos, (E) membro esquerdo e (D) membro direito.

Nos demais ângulos apresentados na Tabela 14, os projetos mantêm os ângulos e diferenças entre os valores dos desvios padrões dos hígidos.

As variações apresentadas no joelho no momento de flexão (Figura 46) podem ocorrer em um sistema físico real devido à variação dos parâmetros que dificultam o controle da FES (MORENO et al., 2019), como observado no trabalho de Del-Ama et al. (2014). Mas, no ambiente simulado com o modelo muscular ideal, essas variações foram causadas pelo movimento de pêndulo, uma vez que a articulação estava passiva no momento de balanço. Elas geraram uma perturbação externa no joelho que, devido à dependência das articulações, impactou no quadril, e o controle PID não conseguiu corrigir. Isso não ocorreria em um sistema físico, pois o motor ficaria travado quando ligado.

No período de 0 a 0,5 s, foi gerado o *foot strike* no membro direito por estar em apoio (Figura 50a) e o membro contralateral estar em balanço inicial no meio passo. De 0,5 a 1,7 s, é gerada a GRF referente ao passo do membro direito. No membro esquerdo (Figura 50c), as GRFs do contato calcâneo são geradas no período de 0,5 a 1,7 s e de 2,0 a 2,7 s, para o meio passo e o passo completo respectivamente, tendo seus valores próximos à marcha hígida, em torno de 10 N/kg (WINTER, 1987). Em relação aos eventos de *toe off* de ambos os membros (Figura 50b e d), pode-se observar que as respostas iniciam a partir da metade do *foot strike*, pois se referem aos dois pontos de contato na parte da frente dos pés da órtese. Os valores de *toe off* são menores que o *foot strike* devido ao peso já estar distribuído no apoio duplo.

O resultado do modelo muscular, apesar de ideal, apresenta uma boa resposta para a extensão do joelho, mesmo com a adaptação do sinal de ângulo para torque. Com a ativação pela FES foi possível a aplicação nesse método de HAS desenvolvida. O sinal de torque utilizado para a interação musculoesquelética, utilizado somente nos momentos em que o estado da HAS estava ativo, foi aplicado durante os semiciclos negativos, sendo zero nos demais estados da HAS. Foram utilizados os semiciclos negativos (e não os positivos) devido à orientação dos *frames* da simulação.

O sinal de torque gerado pela órtese ativa, que é utilizado, é um tanto tortuoso, mas o mesmo sinal de torque na órtese ativa foi gerado pelas órteses de Chen et al. (2014) e Alibeji et al. (2018). Isto pode ocorrer pela FEM gerada no

motor. Este fator também pode ocorrer na simulação uma vez que as correntes são distribuídas em todas as direções na simulação (MATLAB, 2019).

Também se observou no trabalho de Ha et al. (2016) que o grupo muscular quadríceps contribui com torque para a articulação de joelho de 69 a 84% na fase de balanço. Por isso, a redução do torque do motor é substancial, uma vez que na fase de balanço seria o momento mais crítico para o motor, que sustenta todo o membro. Segundo o trabalho de Benoussaad et al. (2007, 2008) estimular os grupos musculares de quadríceps e isquiotibiais acarreta um maior gasto energético, mesmo auxiliando na precisão e estabilidade dos movimentos, com relação às perturbações do sistema e no ângulo desejado. E, como o objetivo da HAS-SM proposta é a marcha, o gasto energético é importante, sendo a estabilização realizada pela órtese que mantém o membro estabilizado no plano sagital.

Por esses motivos, a FES da HAS-SM é utilizada no momento de balanço, assim trabalhando o tônus muscular, mas utilizando a biomecânica da marcha para realizar a flexão inicial. Isso diminui o gasto energético da musculatura, pois a FES é aplicada durante um terço da fase de balanço (aproximadamente 13% da fase de marcha) ao contrário dos demais projetos que aplicam durante a fase de balanço (40% da fase de marcha). Realiza-se, também, a contração no momento mais crítico do movimento com carga. Consequentemente, isso aumenta o tempo de recuperação entre uma estimulação e outra e contribui para a diminuição do gasto energético do motor com mais autonomia, aumentando a utilização das baterias.

A utilização da biomecânica da marcha para realizar a flexão de joelho foi demonstrada no estudo de Piazza et al. (1996) durante a fase de balanço, o qual apresenta que a flexão no balanço inicial é produzida por músculos flexores do quadril e as forças geradas durante o movimento, também apresentadas em Winter (2009). Já o reto femoral gera a extensão de joelho e a contribuição dos vastos seria 50% menor no mesmo momento.

Outro fator para a escolha da estimulação somente na fase de balanço terminal é que o equipamento disponível possui somente dois canais, podendo ser utilizado na hibridização inicial com o protótipo da órtese existente no LER/PUCPR.

Além disso, um estudo realizado por Sylos-labini et al. (2014) mostrou que há EMG em LMs que utilizaram a órtese ativa, ou seja, uma contração por movimento passivo; assim, mantendo a locomoção com a órtese trará benefícios em conjunto com a contração ativa realizada pela FES.

Apesar dos bons resultados de locomoção com a HAS, limitações foram encontradas em relação ao ambiente de simulação. Uma delas é o movimento de pêndulo. O outro fator é a utilização dos sinais em função do tempo (ângulo dos quadris e torque da interação musculoesquelética) que dificultou a sincronização e o ajuste dos ângulos para que não ocorressem as perturbações. Além dos atrasos gerados, dos sinais e transições entre os estados, que pode ter ocorrido devido ao processamento do computador e sua falta de memória, não foram realizados mais passos. O computador utilizado possui um processador AMD-X4 com 4GB de memória, sendo necessário no mínimo o dobro de memória para que o atraso não ocorra.

Em comparação à órtese híbrida de Bulea et al. (2013), o sistema aqui proposto possui controle de quadril por meio de motores e FES utilizada no momento de balanço terminal da marcha. A HAS-SM possui controle de quadril para ambas as fases da marcha e o joelho é passivo, somente com FES, ao contrário de Ha et al. (2016). Em relação à órtese de Alibeji et al. (2018), a HAS-SM é automatizada e a de Murray et al. (2018) intercala as tecnologias. Nessas, as duas tecnologias são utilizadas simultaneamente e possuem uma única máquina de estados para ambos os membros. A escolha de se utilizar duas HAS-SM uma para cada membro ocorreu devido aos sinais de entrada do modelo muscular ser diferentes, assim como os momentos em que cada membro inicia a marcha, além da diminuição dos atrasos, pois em uma única SM os membros seriam simulados paralelamente.

Outro diferencial em relação às órteses híbridas que intercalam as tecnologias, como a de Bulea et al. (2013), é que a HAS-SM desenvolvida possui um PID no controle do joelho na fase de apoio, assim mantendo o joelho estabilizado durante o apoio e também como um fator de segurança durante a marcha caso a extensão de joelho não ocorra completamente. No trabalho de Bulea et al. (2013), o joelho é somente travado por freios magnéticos no apoio e o de To et al. (2011) possui controle similar, mas por meio de atuador hidráulico, e o controle de quadril por meio de estimulação funcional aplicada intramuscular.

Com essa HAS-SM desenvolvida é possível utilizar o estimulador de dois canais disponível para realizar a extensão de joelho, uma vez que foi realizada a modelagem do reto femoral que é mais afetado em uma estimulação de superfície.

Novos estudos com computadores mais potentes e com o cálculo em tempo real dos torques de forma adaptativa, e não por PID, provavelmente resolveriam as questões dos sinais (MORENO et al., 2019). Assim como a troca da redução da simulação de simples para satélite poderia auxiliar e substituir o sistema de seleção, não ocorrendo a rotação do motor quando utilizada a FES e o atraso devido à mudança de transição dos estados.

Ademais, a simulação possibilita, por exemplo, essa troca da seleção por uma redução satélite a fim de testar se será uma melhor opção de redução, além do teste com o controle. Este fator reduz os gastos de produção e adaptação da mecânica, que no sistema físico real teria um custo elevado devido à fabricação e a colocação na órtese atual, sem saber ao certo se seria realmente a melhor opção. Assim, a adaptação do sistema em ambiente simulado é mais rápida e mais eficaz, do ponto de vista que é possível testar diferentes situações, e implementar no sistema físico a melhor opção previamente testada.

6 CONCLUSÃO

Desenvolver uma estratégia de locomoção somente de órtese ativa, possibilitou construir os movimentos funcionais para o quadril e analisar os impactos das forças de reação ao solo, permitindo utilizá-las posteriormente na hibridização.

Os estudos dos controladores da órtese ativa mostraram que, mesmo com o impacto das forças de reação ao solo, foi possível concluir a tarefa sem quedas e sem a extrapolação dos ângulos articulares. O modelo muscular fisiológico empregado para o reto femoral, apesar de ideal, realizou a extensão no devido momento, não sofrendo maiores perturbações devido à intercalação das tecnologias.

Foi possível implementar um ambiente simulado com máquina de estados capaz de sincronizar a malha de controle da órtese ativa e a da estimulação elétrica funcional. Ademais, o sistema simulado permitiu a integração da ação da gravidade e das forças de reação ao solo, para minimizar o torque na fase de balanço. Com a estratégia desenvolvida foi possível simular a realização de uma passada e meia da marcha empregando a estratégia híbrida assistida desenvolvida, realizando um passo a mais que o pretendido. Por fim, foi possível desenvolver um ambiente de simulação com a estratégia híbrida assistida, com órtese ativa, modelo muscular e aplicação de estimulação elétrica funcional para a realização de uma marcha híbrida, baseado em um sistema físico para indivíduos com lesão medular. A marcha, *in silico*, pretendida foi realizada com resultados semelhantes em amplitude, deslocamento, controle e execução da marcha de um híbrido intercalando aplicação de estimulação elétrica funcional e órtese ativa.

6.1 CONTRIBUIÇÕES

A contribuição científica da pesquisa proposta está na nova estratégia assistida híbrida, que utiliza a biomecânica da marcha durante a fase de balanço para realizar a flexão e a FES durante a extensão, na articulação do joelho, aumentando o tempo entre uma estimulação e outra, e apresentou uma redução no gasto energético de 26% na fase de balanço.

Em relação às contribuições tecnológicas, a simulação realizada utiliza os mesmos materiais da órtese ativa desenvolvida no laboratório podendo o controle ser transportado para o ambiente real.

Com a simulação, é possível a redução do custo de fabricação e adaptação dos materiais do protótipo da órtese futuramente, também foi realizada a validação e utilização dos componentes eletrônicos, mecânicos e principalmente dos motores do protótipo do LER. Os quais possuem o torque necessário para a marcha com ou sem redução.

Ainda, o sistema com órtese ativa em ambiente de simulação desenvolvido possibilita a pesquisa de variados tipos de controles, mecânicas ou reprodução de marchas patológicas. Além disso, pode-se utilizar em outros acometimentos que necessitem de reabilitação da locomoção.

Quanto às contribuições sociais, pode-se citar o retorno do lesionado à sociedade, além da melhora na qualidade de vida e dos benefícios fisiológicos de cada tecnologia.

7 PUBLICAÇÕES

RANCIARO M., NOHAMA P., NOGUEIRA NETO G. N.. Simulation of an Orthosis with a Hybrid Assistive Strategy for SCI Subjects. **Journal of Mechatronics**. Submetido 2021.

RANCIARO M., ZANELLA T. Z., NOHAMA P., NOGUEIRA NETO G. N.. Effects of ground reaction forces on PID, PI and PD control in an active orthosis simulation environment. **Robotics and Autonomous Systems**. Submetido 2021.

NOHAMA, P.; NUNES NOGUEIRA NETO, G.; RANCIARO, M. Hybrid Neuroprosthesis for Lower Limbs. *Prosthesis*. v. 7, p.1–18, 2020. London: IntechOpen. Disponível em: <<https://www.intechopen.com/books/prosthesis/hybrid-neuroprosthesis-for-lower-limbs>>.

FERNANDES, C. R. et al. Model proposal for development of a passive exoeskeleton for lower limb. **Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica**. Uberlândia, Minas Gerais: 2018, Disponível em: <<https://www.even3.com.br/anais/cobecseb/78856>>

RANCIARO, M. et al. Mimetic Motion Control for a Lower-Extremity Active Orthosis for Hemiplegic People. **IEEE Latin America Transactions**, v. 15, n. 2, p. 225–231, fev. 2017.

RANCIARO, M. et al. Weight of lower limb body segments for orthosis structural calculations. **Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology**, v. 1, n. Lm, p. 98–101, 2015.

8 TRABALHOS FUTUROS

Com a simulação da órtese, alguns trabalhos futuros podem ser desenvolvidos, além de novos testes e aperfeiçoamentos:

1. Novos estudos, com condições semelhantes, *in silico*, mas com diferentes tipos de controladores (adaptativos, fuzzy e outros), devem ser realizados a fim de determinar se eles sofrem ou não influência dessa perturbação externa (GRFs) e se o mesmo conjunto de resultados será observado com essas diferentes estratégias de controle. Um comparativo entre outras abordagens (como o cálculo do ângulo ou torque da articulação ou o deslocamento do centro de massa durante a simulação) também seria interessante a fim de retirar a restrição de execução em função do tempo dos sinais de entrada, que se mostrou um limitador na mimetização do sinal hígido pelos controladores.
2. Realizar a simulação com diferentes tipos de acoplamento entre o motor e a articulação, a fim de não ter o movimento de pêndulo. Este movimento pêndulo se caracteriza pela articulação passiva, assim se houvesse um acoplamento mecânico, por exemplo, do tipo satélite, haveria um controle maior sobre a articulação por meio do motor.
3. Realizar a mesma simulação com outros modelos musculares fisiológicos, variando a natureza e dimensão dos eletrodos, parâmetros de estimulação e mais musculaturas. Desse modo seria possível investigar o desempenho da órtese, com diferentes abordagens, incluindo um controle dos parâmetros da FES em malha fechada, mais otimizado.
4. Realizar a modelagem de mais musculaturas a fim de se obter mais estudos para a FES, como aumentar a precisão do movimento, assim como trazer as características dos músculos do voluntário e suas limitações para a simulação.
5. Incorporar uma modelagem matemática ou índice de fadiga muscular ao modelo muscular do sistema, assim utilizando somente a órtese ativa quando necessário em face de perspectiva da fadiga muscular, dando continuidade à marcha.
6. Desenvolver mais uma malha de controle na órtese, em conjunto com o PID existente, agregando as GRFs ao controlador, a fim de se ter mais

controlabilidade e estabilidade durante a marcha. Essa alternativa procede, porque as GRFS são utilizadas no deslocamento do voluntário, podendo ser incorporadas na estratégia de controle.

7. Desenvolver controles para hemiplegias com a hibridização da órtese ativa com EMG. A plataforma de simulação desenvolvida permite implementar estratégias de controles de marcha de forma assimétricas, como por exemplo, geração de força diferente para cada membro.
8. A plataforma de simulação desenvolvida permite criar outras atividades, como os movimentos de sentar e levantar, além da marcha, com diferentes controladores.
9. Aplicar articulações nos membros superiores e colocar na simulação as muletas, ajudando no equilíbrio durante a marcha e tornando a simulação da órtese ativa ainda mais completa.

REFERÊNCIAS

- ACKERMANN, M. **Dynamics and Energetics of Walking with Prostheses**. P.hD. Thesis **University of Stuttgart**, 2007. University of Stuttgart.
- AGRAWAL, A.; HARIB, O.; HEREID, A.; et al. First Steps Towards Translating HZD Control of Bipedal Robots to Decentralized Control of Exoskeletons. **IEEE Access**, v. 5, p. 9919–9934, 2017.
- AHMAD, M.; IBRAHIM, B. S. K. K.; SHAMSUDRN, A. U.; et al. Preliminary study of functional electrical stimulation: Application of swinging trajectory based on knee-joint range-of-motion (ROM). 2014 IEEE 19th International Functional Electrical Stimulation Society Annual Conference (IFESS). **Anais...** . p.1–6, 2014. IEEE. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7036763/>>. .
- AHMED, M.; HUQ, M. S.; IBRAHIM, B. S. K. K.; AHMED, A.; AHMED, Z. New Concept for FES-Induced Movements. **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, v. 160, n. 1, p. 012104, 2016. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/3-540-26415-9_2>. .
- ALIBEJI, N. A.; MOLAZADEH, V.; DICIANNO, B. E.; SHARMA, N. A control scheme that uses dynamic postural synergies to coordinate a hybrid walking neuroprosthesis: Theory and experiments. **Frontiers in Neuroscience**, v. 12, n. APR, p. 1–15, 2018.
- ARAÚJO, M. V. **Desenvolvimento de Uma Órtese Ativa Para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado**. 98f. **Dissertação de mestrado**., 2010. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.
- ARAUJO, R.; KURTHY, C. Fioterapia e lesão medular. Disponível em: <http://abrafin.org.br/wp-content/uploads/2015/01/LESAO_MEDULAR.pdf>. Acesso em: 8/12/2017.
- BAARDMAN, G.; IJZERMAN, M. J.; EBBERS, T. H. G.; et al. Augmentation of knee flexion during the swing phase of orthotic gait in paraplegia by means of functional electrical stimulation. *Saudi journal of disability and rehabilitation*. **Saudi journal of disability and rehabilitation**, v. 8, n. 2, p. 73–81, 2002.
- BAGIŃSKI, K.; JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA, D.; WIERCIAK, J. Modelling and simulation of a system for verticalization and aiding the motion of individuals suffering from paresis of the lower limbs. **Bulletin of the Polish Academy of Sciences: Technical Sciences**, v. 61, n. 4, p. 919–928, 2013.
- BARBOSA, C. P. D. F. M. **Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha**, 2011. Universidade do Minho.
- BÉLANGER, J.; VENNE, P.; PAQUIN, J.-N. The What, Where and Why of Real-Time Simulation. **Planet Rt**, v. 1, n. 1, p. 37–48, 2010. Disponível em: <https://blobdevweb.opal-rt.com/medias/L00161_0436.pdf>. .
- BENOUSSAAD, M.; GUIRAUD, D.; POIGNET, P. Physiological musculoskeletal model identification for the lower limbs control of paraplegic under implanted FES. **2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009**, , n. figure 4, p. 3549–3554, 2009.
- BENOUSSAAD, M.; HAYASHIBE, M.; FATTAL, C.; POIGNET, P.; GUIRAUD, D.

Identification and Validation of FES Physiological Musculoskeletal Model in Paraplegic Subjects. **31st Annual International Conference of the IEEE EMBS**, v. 1, p. 6538–6541, 2009.

BENOUSSAAD, M.; POIGNET, P.; GUIRAUD, D. Optimal patterns synthesis approach for knee motion under Functional Electrical Stimulation. **IFESS: International Functional Electrical Stimulation Society**, , n. November, p. 12–14, 2007. Disponível em: <<https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00193720>>. .

BENOUSSAAD, M.; POIGNET, P.; GUIRAUD, D. Optimal functional electrical stimulation patterns synthesis for knee joint control. **2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS**, p. 2386–2391, 2008.

BENOUSSAAD, M.; POIGNET, P.; HAYASHIBE, M.; et al. Experimental parameter identification of a multi-scale musculoskeletal model controlled by electrical stimulation: Application to patients with spinal cord injury. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 51, n. 6, p. 617–631, 2013.

BENOUSSAAD, M.; POIGNET, P.; HAYASHIBE, M.; et al. Synthesis of optimal electrical stimulation patterns for functional motion restoration: applied to spinal cord-injured patients. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 53, n. 3, p. 227–240, 2014.

BULEA, T. C.; KOBETIC, R.; AUDU, M. L.; TRIOLO, R. J. Stance controlled knee flexion improves stimulation driven walking after spinal cord injury. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 1, 2013. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. Disponível em: <[Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation](#)>. .

CAMPOS, M. F.; RIBEIRO, A. T.; LISTIK, S.; et al. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 35, n. 2, p. 88–93, 2008.

CASOLO, F.; CINQUEMANI, S.; COCETTA, M. On active lower limb exoskeletons actuators. **International Symposium on Mechatronics and its Applications (ISMA08)- IEEE**, p. 25–30, 2008.

CASTRUCCI, P.L.; BITTAR, A. E SALES, R. M. **Controle Automático**. Rio de Janeiro, 2011.

CHANG, G. C.; LUH, J. J.; LIAO, G. D.; et al. A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p. 2–11, 1997.

CHEN, L. W.; GLINSKY, J. V.; ISLAM, M. S.; et al. The effects of 10,000 voluntary contractions over 8 weeks on the strength of very weak muscles in people with spinal cord injury: a randomised controlled trial. **Spinal Cord**, v. 58, n. 8, p. 857–864, 2020.

CHEN, Q.; CHENG, H.; YUE, C.; HUANG, R.; GUO, H. Dynamic Balance Gait for Walking Assistance Exoskeleton. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2018, 2018.

CHEN, Y.; HU, J.; PENG, L.; HOU, Z. The FES-assisted control for a lower limb rehabilitation robot: simulation and experiment. **Robotics and Biomimetics**, v. 1, n. 1, p. 1–20, 2014.

CHENG, L.; ZHANG, G.; WAN, B.; et al. Radial Basis Function Neural Network-based PID model for functional electrical stimulation system control. **Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference**, v. 2009, p. 3481–3484, 2009.

COSTA, N.; BROWN, M.; HUTCHINS, S.; CALDWELL, D. G. Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Rehabilitation Orthosis. **TDU COE-UK EPSRC Workshop on Human Adaptive Mechatronics (HAM)**, p. 69–75, 2005. Tokyo, Japan.

CULLELL, A.; MORENO, J. C.; ROCON, E.; FORNER-CORDERO, A.; PONS, J. L. Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis. **Mechanism and Machine Theory**, v. 44, n. 4, p. 860–872, 2009. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0094114X08000827>>. Acesso em: 1/5/2014.

DEL-AMA, A. J.; GIL-AGUDO, A.; PONS, J. L.; MORENO, J. C. Hybrid FES-robot cooperative control of ambulatory gait rehabilitation exoskeleton. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, p. 1–15, 2014.

DEL-AMA, A. J.; KOUTSOU, A. D.; MORENO, J. C.; et al. Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 49, n. 4, p. 497, 2012.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008.

DOMÍNGUEZ, G.; CARDIEL, E.; ARIAS, S.; ROGELI, P. A digital goniometer based on encoders for measuring knee-joint position in an orthosis. **World Congress on Nature and Biologically Inspired Computing, NaBIC**, p. 1–4, 2013.

DURFEE, W. K. Gait Restoration by Functional Electrical Stimulation. **Climbing and Walking Robots**. p.19–26, 2006. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Disponível em: <http://link.springer.com/10.1007/3-540-26415-9_2>. .

ELDIRDIRY, O.; ZAIER, R.; ALNAJJAR, F.; AL-YAHMEDI, A.; BAHADUR, I. Foot Modelling for Investigating Foot-Drop Problem Using Biomechanical Legs. Advances in Science and Engineering Technology International Conferences (ASET). **Anais...** . p.1–6, 2019. IEEE.

ENOKA, R. M. Neuromechanics of Human Movement. **Neuromechanics of Human Movement**, 2015.

FERNANDES, C. R.; FERNANDES, B. L.; RANCIARO, M.; STEFANELLO, J.; NOHAMA, P. Model proposal for development of a passive exoeskeleton for lower limb. Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. **Anais...** . p.664–666, 2018. Uberlândia, Minas Gerais: Even3. Disponível em: <<https://www.even3.com.br/anais/cobecseb/78856>>. .

FILIPPO, T. R. M. **Uma Contribuição da Automação para o Desenvolvimento de Órteses Ativas para Membros Inferiores**. 177f. **Dissertação de Mestrado**, 2006. Universidade Estadual de Campinas.

FISH, D. J.; CRUSSEMEYER, J. A; KOSTA, C. S. Lower extremity orthoses and applications for rehabilitation populations. **Foot and ankle clinics**, v. 6, n. 2, p. 341–369, 2001.

FOGLYANO, K. M.; KOBETIC, R.; TO, C. S.; et al. Feasibility of a Hydraulic Power Assist System for Use in Hybrid Neuroprostheses. **Applied bionics and biomechanics**, v. 2015, p. 1–9, 2015.

FONT-LLAGUNES, J. M.; PÀMIES-VILÀ, R.; ALONSO, J.; LUGRÍS, U. Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject. **Procedia IUTAM**, v. 2, p. 68–81, 2011. Elsevier Masson SAS. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2210983811000083>>. Acesso em: 21/5/2014.

FREE PATENTS ONLINE. Free patents online. Disponível em: <http://www.freepatentsonline.com/result.html?p=1&edit_alert=&srch=xprtsrch&query_txt=hybrid+orthesis+AND+Lower+limbs&uspat=on&date_range=all&stemming=on&sort=relevance&search=Search>. Acesso em: 1/3/2021.

GERRITSEN, K. G.; BOGERT, A. J. VAN DEN; HULLIGER, M.; ZERNICKE, R. F. Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study. **Motor control**, v. 2, n. 3, p. 206–220, 1998.

GOLDFARB, M.; DURFEE, W. K. K. Design of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait. **IEEE transactions on rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 4, n. 1, p. 13–24, 1996. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=486053>>. .

GOULET, J.; RICHARD-DENIS, A.; THOMPSON, C.; MAC-THIONG, J. M. Relationships between specific functional abilities and health-related quality of life in chronic traumatic spinal cord injury. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 98, n. 1, p. 14–19, 2019.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. . A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions applications to the knee. **Journal of biomedical engineering**, v. 105, p. 136–144, 1983.

GÜNTHER, M.; RUDER, H. Synthesis of two-dimensional human walking: A test of the λ -model. **Biological Cybernetics**, v. 89, n. 2, p. 89–106, 2003.

GÜNTHER, M.; SCHMITT, S.; WANK, V. High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models. **Biological Cybernetics**, v. 97, n. 1, p. 63–79, 2007.

GUYTON, A. C. **Fisiologia humana**. 6° ed. Rio de Janeiro, 1988.

HA, K. H.; MURRAY, S. A.; GOLDFARB, M. An Approach for the Cooperative Control of FES with a Powered Exoskeleton during Level Walking for Persons with Paraplegia. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 24, n. 4, p. 455–466, 2016. IEEE.

HAEUFLE, D. daniel-haeufle/macroscopic-muscle-model. Disponível em: <<https://github.com/daniel-haeufle/macroscopic-muscle-model>>. Acesso em: 29/7/2020.

HAEUFLE, D. F. B.; GÜNTHER, M.; BAYER, A.; SCHMITT, S. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 6, p. 1531–1536, 2014.

HAN, G.; ZHONGCAI, P. Modeling and Co-simulation of Lower Limb Exoskeleton. **2019 5th International Conference on Control, Automation and Robotics, ICCAR 2019**, p. 826–830, 2019. IEEE.

HASSAN, M.; YAGI, K.; HSIAO, K.; MOCHIYAMA, H.; SUZUKI, K. Tarsusmeter: Development of a Wearable Device for Ankle Joint Impedance Estimation. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, p. 3293–3296, 2017. Seogwipo, South Korea.

HE, Y.; EGUREN, D.; LUU, T. P.; CONTRERAS-VIDAL, J. L. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: A review. **Medical Devices: Evidence and Research**, v. 10, p. 89–107, 2017.

HEINEN, F. J.; OSÓRIO, F. **Sistema de controle híbrido para robôs móveis autônomos** Unisinos–**PIPCA–Dissertação de ...**, 2002. Disponível em: <[http://robo2.googlecode.com/svn/trunk/documentos/bibliografia/Sistema de Controle Híbrido para Robôs Móveis Autônomos - Farlei José Heinen.pdf](http://robo2.googlecode.com/svn/trunk/documentos/bibliografia/Sistema_de_Controlde_Híbrido_para_Robôs_Móveis_Autônomos_-_Farlei_José_Heinen.pdf)>. .

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences**, v. 126, n. 843, p. 136–195, 1938.

HOFMANN, B. Why simulation can be efficient: On the preconditions of efficient learning in complex technology based practices. **BMC Medical Education**, v. 9, n. 1, p. 1–6, 2009.

IBRAHIM, B. S. K. .; TOKHI, M.; HUQ, M. .; GHAROONI, S. . Optimized fuzzy control for natural trajectory based fes-swinging motion. **Penerbit.Uthm.Edu.My**, v. 3, n. 1, p. 17–23, 2011. Disponível em: <<http://penerbit.uthm.edu.my/ojs/index.php/ijie/article/view/370>>. .

K. IBRAHIM, B. S. K.; O., M.; S., M.; C., S. Discrete-Time Cycle-to-Cycle Fuzzy Logic Control of FES-Induced Swinging Motion. **Fuzzy Controllers- Recent Advances in Theory and Applications**, 2012.

KAJIYAMA, A. H.; GALLO, R.; AMARAL, D. O. **Sistema de palmilha resistiva com transmissão de dados sem fio para dispositivo de auxílio à marcha suspensa de tetraplégicos. 97f. Dissertação de mestrado**, 2014. Universidade de São Paulo.

KANG, Y.; DING, H.; ZHOU, H.; et al. Epidemiology of worldwide spinal cord injury: a literature review. **Journal of Neurorestoratology**, v. 6, p. 1–9, 2018.

KIRKWOOD, R. N.; GOMES, H. D. A.; SAMPAIO, R. F.; CULHAM, E.; COSTIGAN, P. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. **Revista Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 5, p. 267–271, 2007.

KIRSCH, N. A.; BAO, X.; ALIBEJI, N. A.; DICIANNO, B. E.; SHARMA, N. Model-Based Dynamic Control Allocation in a Hybrid Neuroprosthesis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 26, n. 1, p. 224–232, 2018.

LAM, W. K.; LEONG, J. C. Y.; LI, Y. H.; HU, Y.; LU, W. W. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. **Gait and Posture**, v. 22, n. 3, p. 189–197, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16214658>>. Acesso em: 30/4/2014.

LYNCH, C. L. Closed-loop Control of Electrically Stimulated Skeletal Muscle Contractions. , 2011.

MANFFRA, E. F. CINESIOTERAPÊUTICA E ELETROTERRAPÊUTICA NA CINEMÁTICA DA MARCHA DE INDIVÍDUOS Effects of a single intervention of kinesitherapy associated with FES. , v. 22, n. 4, p. 547–556, 2009.

MATLAB. Simscape User's Guide. , 2019. Disponível em: <https://ww2.mathworks.cn/help/pdf_doc/physmod/simscape/simscape Ug.pdf>. .

MILLER, S. Simscape Multibody Contact Forces Library. Disponível em: <<https://github.com/mathworks/Simscape-Multibody-Contact-Forces-Library/releases/tag/20.1.5.1>>. Acesso em: 5/2/2019.

MORENO, J. C.; MOHAMMED, S.; SHARMA, N.; DEL-AMA, A. J. **Hybrid wearable robotic exoskeletons for human walking**. INC, 2019.

MÖRL, F.; SIEBERT, T.; SCHMITT, S.; BLICKHAN, R.; GÜNTHER, M. Electro-mechanical delay in hill-type muscle models. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, v. 12, n. 5, p. 1–19, 2012.

MUNADI; NASIR, M. S.; ARIYANTO, M.; ISKANDAR, N.; SETIAWAN, J. D. Design and simulation of PID controller for lower limb exoskeleton robot. **AIP Conference Proceedings**, v. 1983, 2018.

MURRAY, S. A.; FARRIS, R. J.; GOLFARB, M.; et al. FES Coupled with A Powered Exoskeleton for Cooperative Muscle Contribution in Persons with Paraplegia. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, v. 2018-July, p. 2788–2792, 2018.

NAIR, A. S.; EZHILARASI, D. Performance Analysis of Super Twisting Sliding Mode Controller by ADAMS–MATLAB Co-simulation in Lower Extremity Exoskeleton. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing - Green Technology**, v. 7, n. 3, p. 743–754, 2020. Korean Society for Precision Engineering. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40684-020-00202-w>>. .

NASA. ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS. , v. I, p. 1–82, 2014.

NETTER, F. H. Atlas de Anatomia Humana. , p. 563, 2008. Disponível em: <<http://books.google.com/books?id=jLaLo4dRwz0C&pgis=1>>. .

NIU, J.; SONG, Q.; WANG, X. Fuzzy PID control for passive lower extremity exoskeleton in swing phase. **ICEIEC 2013 - Proceedings of 2013 IEEE 4th International Conference on Electronics Information and Emergency Communication**, p. 185–188, 2013.

NOGUEIRA NETO, G. N.; MANFFRA, E. F.; NOHAMA, P.; SILVEIRA NANTES BUTTON, V. L. DA. Sistemas implantáveis de estimulação elétrica funcional para controle artificial de movimentos funcionais. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 26, n. 2, p. 121–142, 2010.

NOHAMA, P.; NUNES NOGUEIRA NETO, G.; RANCIARO, M. Hybrid Neuroprosthesis for Lower Limbs. **Prosthesis**. v. 7, p.1–18, 2020. London: IntechOpen. Disponível em: <<https://www.intechopen.com/books/prosthesis/hybrid-neuroprosthesis-for-lower-limbs>>. .

NOREAU, L.; FOUGEYROLLAS, P. Long-term consequences of spinal cord injury on social participation: the occurrence of handicap situations. **Disability and rehabilitation**, v. 22, n. 4, p. 170–180, 2000.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. 5th ed. São Paulo: Pearson education do Brasil, 2011.

PEREIRA, P. C. **Nova modelagem biomecânica do corpo humano aplicável na análise e controle da locomoção**. 234f. **Dissertação de mestrado**, 2005. Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. **Gait analysis: normal and pathological function**. Thorofare, New Jersey: Slack, 1992.

PIAZZA, S. J.; DELPT, S. L.; MEDICINE, P.; MOTOR, S.; PROGRAM, P. THE INFLUENCE OF MUSCLES ON KNEE FLEXION THE SWING PHASE OF GAIT DURING. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 723–733, 1996.

QUEVEDO, A. J. Q. **Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro**

Inferior com Deficiência Parcial. 199f. Tese de doutorado, 2011. Universidade Estadual de Campinas.

RAJAGOPAL, A.; DEMBIA, C. L.; DEMERS, M. S.; et al. Full-Body Musculoskeletal Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, n. 10, p. 2068–2079, 2016.

RANCIARO, M.; CUNHA, J. C.; NOHAMA, P. **Controle mimético de marcha de um membro inferior para órtese ativa**, 2016. Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

RANCIARO, M.; FERNANDES, C. R.; STEFANELLO, J.; et al. Weight of lower limb body segments for orthosis structural calculations. **Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology**, v. 1, n. Lm, p. 98–101, 2015.

RANCIARO, M.; NUNES NOGUEIRA NETO, G.; ROBERTO FERNANDES, C.; CARLOS DA CUNHA, J.; NOHAMA, P. Mimetic Motion Control for a Lower-Extremity Active Orthosis for Hemiplegic People. **IEEE Latin America Transactions**, v. 15, n. 2, p. 225–231, 2017. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/7854616/>>. .

REILLY, J. P.; ANTONI, H. **Electrical Stimulation and Electropathology**. 1992.

RICHARD, W., MURPHY IV, L., MARQUARDT JR, C., & BRAUN, M. **Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis**. Mac Keith ed. London, 2013.

RINALDIN, C. D. P.; CABRAL, L. P. A.; KRUEGER, E.; et al. Fatigue in complete spinal cord injury and implications on total delay. **Artificial Organs**, v. 44, n. 3, p. 305–313, 2020.

ROMERO-SÁNCHEZ, F.; BERMEJO-GARCÍA, J.; BARRIOS-MURIEL, J.; ALONSO, F. J. Design of the Cooperative Actuation in Hybrid Orthoses: A Theoretical Approach Based on Muscle Models. **Frontiers in Neurorobotics**, v. 13, n. July, p. 1–15, 2019. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnbot.2019.00058/full>>. .

SALTIN, B.; GOLLNICK, P. D. Skeletal Muscle Adaptability: Significance for Metabolism and Performance. **Comprehensive Physiology**. p.555–631, 2011. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/cphy.cp100119>>. .

SANZ-MERODIO, D.; CESTARI, M.; AREVALO, J. C.; GARCIA, E. A lower-limb exoskeleton for gait assistance in quadriplegia. **IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)**, p. 122–127, 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6490954>>. .

SCHMITT, S.; GÜNTHER, M.; HÄUFLE, D. F. B. The dynamics of the skeletal muscle: A systems biophysics perspective on muscle modeling with the focus on Hill-type muscle models. **GAMM Mitteilungen**, v. 42, n. 3, p. 1–12, 2019.

SINCLAIR, P. J.; DAVIS, G. M.; SMITH, R. M. Musculo-skeletal modelling of NMES-evoked knee extension in spinal cord injury. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 3, p. 483–492, 2006.

SINGLA, A.; SINGH, GURMINDER; SINGH, GURVINDER. Matlab / simMechanics based control of four-bar passive lower-body mechanism for rehabilitation &. **Perspectives in Science**, v. 8, p. 351–354, 2016. Elsevier GmbH. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.pisc.2016.04.072>>. .

SISCÃO, M. P.; PEREIRA, C.; ARNAL, R. L. C.; FOSS, M. H. D. A.; MARINO, L. H. C. Trauma Raquimedular: Caracterização em um Hospital Público. **Revista Arquivos de**

Ciência e Saúde, v. 14, n. 3, p. 145–147, 2007.

SOEST, A. J. VAN; BOBBERT, M. F. The contribution of muscle properties in the control of explosive movements. **Biological Cybernetics**, v. 69, n. 3, p. 195–204, 1993.

SPUNGEN, A.; ASSELIN, P.; FINEBERG, D.; KORNFELD, S.; HAREL, N. Exoskeletal-Assisted walking for persons with motor-complete paraplegia. **North Atlantic Treaty Organization (NATO), Research and Technology Organization, Human Factors and Medicine Panel. In Force Sustainment: Rehabilitation, Regeneration and Prosthetics for Re-Integration to Duty**, v. Meeting Pr, p. 6–1 – 6–14, 2013.

STRAUSSER, K. A.; KAZEROONI, H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton. **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, p. 4911–4916, 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6095025>>. .

SUTHERLAND, D. H. **Gait Disorders in Childhood and Adolescence**. Baltimore: Wilians and Wilkins, 1984.

SYLOS-LABINI, F.; SCALEIA, V. LA; D'AVELLA, A.; et al. EMG patterns during assisted walking in the exoskeleton. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 8, n. JUNE, p. 1–12, 2014.

TARMIZI, A. A. M.; RAMLI, R.; ABDULLAH, M. F.; TENG, P. L.; HARIS, S. M. Control System Development for One-Side Hip-Knee Joint of Reciprocating Gait Orthosis. In: Springer (Ed.); FIRA RoboWorld Congress. **Anais...** . p.246–254, 2013. Berlin: Springer.

TARMIZI, M. A. A.; ABDULLAH, M. F.; TENG, L. PENG; RAMLI, R. Foot Modelling for Investigating Foot-Drop Problem Using Biomechanical Legs. (Springer, Ed.)**Contemporary Engineering Sciences**, v. 9, n. 26, p. 1–6, 2016. Seogwipo, South Korea: IEEE. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40684-020-00202-w>>. .

TARMIZI, M. A. A.; RAMLI, R.; HARIS, S. M. Trajectory planning and simulation of 4-DOF reciprocating gait orthosis. **Contemporary Engineering Sciences**, v. 9, n. 26, p. 1297–1304, 2016.

THE MATHWORKS. DC Motor Model. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/physmod/elec/ug/example-modeling-a-dc-motor.html>>. Acesso em: 20/4/2018.

TO, C. S.; KOBETIC, R.; BULEA, T. C.; et al. Stance control knee mechanism for lower-limb support in hybrid neuroprosthesis. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 48, n. 7, p. 839, 2011.

TURCI, L. R.; ALVERENGA, M. S.; APARECIDA, M.; et al. Terapia ocupacional e tecnologia assistiva para o lesado medular. **XI Encontro Latino Americano de iniciação científica e VII Encontro Latino Americano de pós-graduação Universidade Vale do Paraíba**, p. 1567–1571, 2009.

UMBERGER, B. R.; GERRITSEN, K. G. M.; MARTIN, P. E. A model of human muscle energy expenditure. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 6, n. 2, p. 99–111, 2003.

VAUGHAN, L. C.; DAVIS, L. B.; O'CONNOR, J. . **Dynamics of human gait**. 2nd ed. South Africa: Kiboho, 1999.

VICON. Motion Capture. Disponível em: <www.vicon.com>. Acesso em: 6/3/2015.

VITECKOVA, S.; KUTILEK, P.; JIRINA, M. Wearable lower limb robotics: A review. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, v. 33, n. 2, p. 96–105, 2013. Korea Institute of Oriental Medicine. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0208521613000065>>. Acesso em: 7/5/2014.

WINTER, DAVID A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**. 1987.

WINTER, DAVID A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**. 2° ed. Waterloo, Ontario, Canada, 1987.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition**. 2009.

WU, G.; CAVANAGH, P. R. Isb Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. **Journal Biomechanics**, v. 28, n. 10, p. 1257–1261, 1995.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting human joint motion - part I: ankle, hip and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 543–548, 2002.

YAN, T.; CEMPINI, M.; ODDO, C. M.; VITIELLO, N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 64, p. 120–136, 2015. Elsevier B.V. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.032>>. .

YANG, L.; CONDIE, D. N.; GRANAT, M. H.; PAUL, J. P.; ROWLEY, D. I. Effects of joint motion constraints on the gait of normal subjects and their implications on the further development of hybrid FES orthosis for paraplegic persons. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 2, p. 217–226, 1996.

YU, W.; LOPEZ, R.; AGUILAR-SIERRA, H.; LOZANO, R.; SALAZAR, S. A lower limb exoskeleton with hybrid actuation. , p. 695–700, 2014.

ZANOTTO, D.; LENZI, T.; STEGALL, P.; AGRAWAL, S. K. Improving transparency of powered exoskeletons using force/torque sensors on the supporting cuffs. **IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings]**, v. 2013, p. 6650404, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24187223>>. .

ZATSIORSKY, V. M.; SELUYANOV, V. N.; CHUGUNOVA, L. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. **Contemporary problems of biomechanics**, v. 272, p. 291, 1990.

ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. **Biomechanics**, v. 56, n. 2, p. 1152–1159, 1983.

ZHANG, D.; REN, Y.; GUI, K.; JIA, J.; XU, W. Cooperative control for a hybrid rehabilitation system combining functional electrical stimulation and robotic exoskeleton. **Frontiers in Neuroscience**, v. 11, n. DEC, 2017.

ZOSS, A. B.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). , v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006.