

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

RAFAEL LUCIO DA SILVA

**ESPASTICIDADE NO TESTE DE PÊNDULO: UM ESTUDO POR MEIO
DE SIMULAÇÃO PREDITIVA COM SCONE**

**CURITIBA
2023**

RAFAEL LUCIO DA SILVA

**ESPASTICIDADE NO TESTE DE PÊNDULO: UM ESTUDO POR MEIO
DE SIMULAÇÃO PREDITIVA COM SCONE**

Projeto de dissertação de Mestrado
apresentado ao Programa de Pós-
Graduação em Tecnologia em Saúde
da Escola Politécnica da Pontifícia
Universidade Católica do Paraná,
como requisito parcial à obtenção de
título de Mestre em Tecnologia em
Saúde.

Área de concentração:
Bioengenharia.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Elisangela
Ferretti Manffra.

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Maria
Isabel Orselli.

CURITIBA

2023

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central
Luci Eduarda Wielganczuk – CRB 9/1118

S586e
2023

Silva, Rafael Lucio da
Espasticidade no teste de pêndulo : um estudo por meio de simulação preditiva com Scone / Rafael Lucio da Silva ; orientadora: Elisangela Ferretti Manffra ; coorientadora: Maria Isabel Orselli. – 2023.
81 f. ; il. : 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2023
Bibliografia: f. 74-78

1. Tecnologia médica. 2. Espasticidade. 3. Músculos – Doenças – Diagnóstico. 4. Distúrbios do movimento. I. Manffra, Elisangela Ferretti. II. Orselli, Maria Isabel. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD. 20. ed. – 610.28



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

TERMO DE APROVAÇÃO DE DISSERTAÇÃO Nº 323

A Dissertação de Mestrado intitulada **“ESPASTICIDADE NO TESTE DE PÊNDULO: UM ESTUDO POR MEIO DE SIMULAÇÃO PREDITIVA COM SCONE”**, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Rafael Lucio da Silva**, no dia **31 de outubro de 2023**, foi julgada para a obtenção do grau de Mestre em Tecnologia em Saúde, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde.

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Elisangela Ferretti Manfra – Presidente – PUCPR

Profa. Dra. Sandra Maria Sbeghen Ferreira de Freitas – UNICID

Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo – UFRJ

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, 05 de março de 2024

Prof. Dr. Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR

AGRADECIMENTOS

Gostaria de dedicar este capítulo para expressar minha sincera gratidão a todos que contribuíram para a realização desta pesquisa e para minha jornada de mestrado.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer à minha orientadora, Prof.^a Dr.^a Elisangela Ferretti Manffra e a minha coorientadora Prof.^a Dr.^a Maria Isabel Orselli pela orientação contínua, incentivo e orientação ao longo deste processo. Suas experiências, dedicação e apoio foram fundamentais para o desenvolvimento deste trabalho, e sou imensamente grato pela oportunidade de aprender com vocês.

Também gostaria de expressar minha gratidão aos membros da banca examinadora, Prof.^a Dr.^a Luciano Luporini Menegaldo e Prof.^a Dr.^a Sandra Maria Freitas, por dedicarem seu tempo e expertise para avaliar este trabalho e fornecer valiosas sugestões e feedback.

À minha família e amigos, gostaria de agradecer o apoio inabalável, compreensão e encorajamento ao longo desta jornada. Seu amor e apoio foram minha fonte de força nos momentos desafiadores, e sou profundamente grato por tê-los ao meu lado.

Agradeço as colegas Carla Rinaldin, Veronica Andrade e Joseana Withers, que compartilharam ideias, insights e experiências ao longo deste caminho. Suas colaborações e camaradagem enriqueceram minha experiência acadêmica e tornaram este processo mais significativo e gratificante.

À instituição de ensino, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, e aos professores e funcionários que contribuíram para meu crescimento acadêmico, expressei minha sincera gratidão. Suas instalações, recursos e suporte foram essenciais para a realização desta pesquisa.

Também gostaria de agradecer a mim mesmo, pela perseverança e pela resiliência frente aos momentos em que achava que não conseguiria chegar até o final deste capítulo. Saber valorizar conquistas foi algo que aprendi nesse processo e que levarei para o resto da minha vida.

Por fim, gostaria de agradecer a todas as fontes de inspiração, referências e recursos que consultei ao longo deste estudo. Suas contribuições foram fundamentais para o desenvolvimento das ideias apresentadas neste trabalho.

Este trabalho não teria sido possível sem o apoio e contribuição de todos vocês. Obrigado por fazerem parte desta jornada e por tornarem possível a realização deste sonho acadêmico.

Com gratidão sincera,

Rafael Lucio da Silva

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Organização dos níveis hierárquicos do movimento observado	15
Figura 2 -	Representação do estiramento muscular	18
Figura 3 -	Esquema do controle referencial	20
Figura 4 -	Esquematização de comando referencial para condições neurológicas	21
Figura 5 -	Esquema de execução do teste de pêndulo	27
Figura 6 -	Cinemática de teste de um indivíduo hígido	27
Figura 7 -	Ativação muscular durante o teste de pêndulo na posição sentada	30
Figura 8 -	Esquema de modelagem do software OpenSim	31
Figura 9 -	Modelo geométrico com seis segmentos rígidos	31
Figura 10 -	Sarcômero muscular (unidade funcional)	35
Figura 11 -	Esquema da contração muscular dependente da excitação do SNC	36
Figura 12 -	Modelo do tipo Hill, proposto por Millard (2013)	37
Figura 13 -	Comportamento do tendão – curva força tensão	38
Figura 14 -	Relação entre a dinâmica de ativação	38
Figura 15 -	Esquema das simulações em ambiente SCONE	49
Figura 16 -	Fluxograma de delineamento da pesquisa	50
Figura 17 -	Alterações iniciais do modelo para realização das simulações	52
Figura 18 -	Comprimento muscular do M. Reto Femoral para a articulação do joelho	54
Figura 19 -	Definição das faixas de limiares (vermelho) e biomecânica (verde)	55
Figura 20 -	Representação da faixa de limiares, segundo Feldman (2015)	57
Figura 21 -	Cinemáticas e ativações comparativas entre funções custo Wang (2012), Uchida (2016) e Cubed	61
Figura 22 -	Condição de alteração da faixa de limiares apenas para o M. Reto Femoral (RL0)	63

- Figura 23 - Condição de alteração da faixa de limiares apenas para o M. Vasto Lateral (VL0) 65
- Figura 24 - Condição de alteração da faixa de limiares para ambos os Ms. Vasto e Reto Femoral (RVL0) 67

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP	Adenosina trifosfato
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVDs	Atividades de Vida Diária
CCM	Computador de Controle Muscular
EMG	Eletromiografia
EMT	Escala Modificada de Tardieu
EMA	Escala Modificada de Ashworth
MN	Motoneurônios
RTE	Reflexo Tônico de Estiramento
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
OMS	Organização Mundial da Saúde
OTG	Orgão Tendinoso de Golgi

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
1.1 OBJETIVO GERAL	16
1.1.1 OBJETIVO ESPECÍFICO Nº1.....	16
1.1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO Nº2.....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 ORGANIZAÇÃO DO SISTEMA NEUROMUSCULOESQUELÉTICO....	17
2.2 A HIPÓTESE DO CONTROLE DE REFERÊNCIA	21
2.3 MECANISMOS DA ESPASTICIDADE.....	24
2.3.1 TESTE DE PÊNDULO NA MENSURAÇÃO DA ESPASTICIDADE	27
2.4 SIMULAÇÃO DO SISTEMA NEUROMUSCULAR ESPÁSTICO UTILIZANDO SCONE E OPENSIM	30
2.4.1 O MODELO GEOMÉTRICO	33
2.4.2 O MODELO DA UNIDADE MUSCULOTENDÍNEA	35
2.4.3 O PROCESSO DE OTIMIZAÇÃO NO SCONE.....	40
2.4.4 FUNÇÕES CUSTO NO SCONE	43
2.4.4.1 FUNÇÃO CUSTO DE GASTO ENERGÉTICO METABÓLICO	44
2.4.4.2 FUNÇÃO CUSTO DA RESISTÊNCIA MUSCULAR CÚBICA	47
3 MÉTODO.....	49
3.1 PREPARAÇÃO DO SIMULADOR	51
3.2 SIMULAÇÕES PARA COMPARAÇÕES ENTRE FUNÇÕES CUSTO..	56
3.3 SIMULAÇÃO DA ESPASTICIDADE.....	57
3.4 PARÂMETROS CINEMÁTICOS	58
4 RESULTADOS.....	59
4.1 DETERMINAÇÃO DA FUNÇÃO CUSTO E LIMIARES SAUDÁVEIS.....	59

4.2	SIMULAÇÃO DA CONDIÇÃO DE ESPASTICIDADE.....	62
5	DISCUSSÃO	69
6	CONCLUSÃO	73
7.	REFERÊNCIAS.....	74
	APÊNDICES	79

ESPASTICIDADE NO TESTE DE PÊNDULO: UM ESTUDO POR MEIO DE SIMULAÇÃO PREDITIVA COM SCONE

Contexto: A espasticidade é um fenômeno composto por aspectos neurais e biomecânicos que implicam diretamente na qualidade de vida dos indivíduos acometidos. O teste do pêndulo é um teste de fácil execução e que pode proporcionar informações sobre o indivíduo com espasticidade. Na modelagem, é possível explorar aspectos mecânicos e neurais do fenômeno espástico com modelos neuromusculares. A hipótese do controle de referência pode ser utilizada como fonte teórica para fundamentar um controlador neural capaz de explicar como o sistema nervoso central adota referências durante a movimentação. **Objetivo: Investigar** a modulação do RTE, e se esta é capaz de reproduzir padrões espásticos na cinemática do teste de pêndulo. **Materiais e métodos:** Um modelo biomecânico adaptado ao teste de pêndulo (posição sentada, com o tronco inclinado e MID suspenso) foi utilizado no software SCONE. Esse modelo conteve 8 músculos do tipo Hill por perna, foram testados os principais responsáveis pela extensão do joelho (Ms. Reto Femoral e Vasto Lateral). Para os testes, foram realizadas 18 simulações com finalidade de encontrar uma função custo para o processo de otimização de limiares reflexos do RTE e posterior alteração manual destes. **Resultados:** O modelo foi capaz de reproduzir uma cinemática saudável com *índice* de relaxamento acima de 1.6, foi capaz de encontrar valores de limiares reflexos condizentes com a hipótese de controle de referência. Para a simulação da condição de espasticidade, pode-se identificar que alterando os limiares apenas do músculo Reto Femoral pode-se reproduzir a dinâmica de um teste patológico. **Conclusões:** Observou-se que alterações dos limiares do RTE apenas para o M. Reto Femoral reproduziram uma cinemática de teste espástico. Além disso, a exploração das funções custo disponíveis apontaram que a medida de consumo energético metabólica foi a indicada para o processo de otimização.

Palavras-chave: Controle Referencial. Modelagem. Espasticidade. SCONE.

SPASTICITY IN THE PENDULUM TEST: A STUDY THROUGHT PREDICTIVE SIMULATION WITH SCONE

Context: Spasticity is a phenomenon composed of neural and biomechanical aspects that directly impact the quality of life of affected individuals. The pendulum test is an easily executable test that can provide information about individuals with spasticity. In modeling, it is possible to explore the mechanical and neural aspects of the spastic phenomenon with neuromuscular models. The reference control hypothesis can be used as a theoretical basis to support a neural controller capable of explaining how the central nervous system adopts references during movement. **Objective:** investigation of RTE modulation, and whether it was able to reproduce spastic patterns in the pendulum test kinematics. **Materials and methods:** A biomechanical model adapted to the pendulum test (sitting position, with inclined trunk and suspended MID) was used in the SCONE software. In this model, 8 Hill-type muscles per leg were present, with the main responsible for knee extension (Rectus Femoris and Vastus Lateralis) being tested. For the tests, 18 simulations were performed, with the purpose of finding a cost function for the optimization process of reflex thresholds of RTE, for subsequent manual alteration of these. **Results:** The model was able to reproduce healthy kinematics with a relaxation index above 1.6, with reflex threshold values consistent with the motor control hypothesis used being found. For the simulation of the spasticity condition, it was possible to identify that by altering the thresholds only of the Rectus Femoris muscle, the dynamics of a pathological test could be reproduced. **Conclusions:** It was observed that alterations of RTE thresholds only for the Rectus Femoris muscle reproduced a spastic test kinematics. In addition, the exploration of available cost functions indicated that the measure of metabolic energy consumption was suitable for the optimization process.

Keywords: Reference Control. Modeling. Spasticity. SCONE.

1 INTRODUÇÃO

As lesões neurológicas podem ocasionar condições de incapacidade de acordo com a sua gravidade e severidade, desencadeando diversas sequelas (motoras ou cognitivas) que podem impossibilitar ou dificultar as tarefas de vida diárias (AVDs). De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), as afecções neurológicas são classificadas de acordo com o impacto na vida do sujeito, sendo relativas à morte direta ou aos anos de vida impactados pela doença em comparação a uma condição saudável (OMS, 2006).

Estatísticas desenvolvidas pela OMS (WHO, 2006) demonstram uma forte tendência ao aumento da incidência de doenças neurológicas até o ano de 2030, atribuindo às doenças cerebrovasculares, o percentual de 4% dos casos totais, relativos a patologias em âmbito global. Dentre as doenças cerebrovasculares a que possui maior incidência é o acidente vascular cerebral (AVC), acometendo um percentual de 9,5% da população mundial após os 60 anos de idade (WHO, 2006). Esses dados indicam um aumento do número de casos que cursam com esse tipo de desfecho incapacitante e que necessitam de atenção.

Em âmbito clínico, são avaliados os níveis de incapacidade dos pacientes pós AVC levando em conta as principais sequelas desenvolvidas pós-evento vascular, podendo ser identificados casos de hemiplegia ou hemiparesia. Na hemiplegia ocorre a perda de movimento do membro acometido e na hemiparesia o movimento apresenta-se prejudicado. Ambos os casos decorrem de alterações nas vias sensório-motoras envolvidas no processo de lesão cerebral, e podem estar acompanhados de debilidade, fadiga, clonia e padrões de contração discinéticos (DRESSLER et al, 2018). Dentro de padrões de contrações discinéticos, a espasticidade aparece como uma das sequelas motoras com a maior taxa de incidência com 42% dos casos desenvolvendo o quadro passados os primeiros 6 meses após a lesão (URBAN et al, 2010).

A espasticidade pode ser definida como uma alteração das vias reflexas miotendinosas, velocidade dependentes, que geram contração muscular involuntária (LANCE, 1980). Para os clínicos ela pode ser explicada como uma resistência muscular anormal ao arco de movimento durante a movimentação

passiva, que resulta em uma dificuldade do paciente em realizar a movimentação de forma controlada (DRESSLER et al, 2018).

A fisiopatologia da espasticidade está relacionada, em diversos estudos (SHEEAN et al, 2002; THIBAUT, 2013; BURKE et al, 2013), com a afecção dos tratos nervosos que descendem do córtex para a medula. Nos tratos nervosos, são reguladas fontes de controle de movimentos voluntários por parte dos núcleos basais, e traduzidas as informações por meio de influência da modulação dos reflexos motores no trato corticoespinhal (SHEEAN et al, 2002). Em casos patológicos, a espasticidade é atribuída a um funcionamento “errôneo” ou “desorganizado” da ativação muscular, considerando os *inputs* provenientes dos sistemas supraespinhais, fator este que demanda uma certa atenção dos profissionais que objetivam contribuir para um processo de reabilitação de funções e promoção de autonomia.

Os achados nos testes funcionais que buscam avaliar a espasticidade podem fornecer informações sobre os mecanismos subjacentes, relacionados à fisiopatologia da espasticidade. A hiperreflexia que acompanha a espasticidade pode permear aspectos da vida diária de pessoas acometidas acarretando certo grau de incapacidade funcional (SHEEAN, 2002).

Em revisão de Biering et al. (2013) são levantados os métodos de avaliação da musculatura espástica, sendo propostos três grupos de procedimentos: métodos clínicos, biomecânicos e eletrofisiológicos. O primeiro grupo diz respeito às escalas de avaliação clínica, amplamente utilizadas por profissionais na busca pela graduação da severidade espástica. As duas escalas mais utilizadas são a Escala Modificada de Ashworth (EMA) e a Escala Modificada de Tardieu (EMT) com ampla aplicabilidade em estudos e no ambiente clínico. Ambas exigem treinamento do aplicador para entendimento das possíveis variáveis que podem influenciar nos resultados, como temperatura do ambiente, tipo de atividade pré-teste, estado emocional, estado geral de saúde, nível de relaxamento.

No grupo dos métodos eletrofisiológicos, a eletromiografia (EMG) aparece como um dos métodos mais fidedignos na avaliação da atividade muscular espástica, uma vez que a resposta mecânica do músculo, em certo ponto, é correlacionada ao sinal elétrico produzido por esse mesmo músculo (BIERING et al, 2013). Porém, a aplicação desse método demanda atenção com

relação a: posicionamento dos eletrodos, resistência da pele, atrofia muscular, gordura subcutânea; assim como requer um aparato específico para mensurações.

Dentre os métodos de mensuração biomecânicos, o teste do pêndulo apresenta fácil aplicabilidade e medidas quantitativas para avaliação da musculatura espástica. Nesse teste consideram-se as oscilações passivas do membro inferior, com ênfase na avaliação da espasticidade na musculatura extensora do joelho (FOWLER et al, 2000). A relação entre o valor ângulo do joelho obtido na primeira oscilação e o seu valor de repouso indicam o grau de severidade da lesão similar ao apresentado na EMA, porém, realizada de forma não subjetiva.

Estudos com indivíduos acometidos por lesões neurológicas são complexos. Independentemente da área cerebral afetada durante o evento, as lesões apresentam particularidades que se manifestam de forma distinta em cada pessoa,. Estudos como os de He et al. (1997), He et al. (1998) e Koo et al. (2008), propuseram uma abordagem da espasticidade por meio da modelagem matemática e computacional utilizando o teste de pêndulo. Nesses estudos, é possível identificar uma forma plausível de avaliação, na qual os autores buscaram explorar um teste clínico simples modelando um sistema neuromuscular. Com uma tarefa passiva, representaram a dinâmica muscular (por meio de atuadores do tipo Hill), o *pool* de motoneurônios, os torques reflexos, os ganhos reflexos e as taxas de disparo do *pool* de motoneurônios. Devido à complexidade dos sistemas supraespinhais, os autores assumiram para estes sistemas premissas de atuação constante.

Com base na mesma linha de raciocínio, outros pesquisadores, como Fee and Fouds (2004) e De Groote et al. (2018), também investiram em estudos de modelagem empregando o teste do pêndulo. Porém, nesses estudos foram adicionadas taxas de ativação neurais para representação de limiares reflexos, investigação de vias aferentes do tipo Ia, e introdução de conceitos (como “rigidez de curto alcance”) para interpretação do teste em condições diferentes. A inserção desses parâmetros permitiu novas análises das contribuições de componentes neurais e biomecânicos na cinemática do teste.

Todavia, mesmo estes estudos trazendo grandes avanços na investigação das propriedades neuromusculares alteradas, a grande maioria

atribui espasticidade a uma alteração da modulação dos ganhos reflexos e das taxas de disparo dos fusos neuromusculares, e não explicita a forma de atuação do SNC nessas estruturas (JANSEN et al, 2014; WANG et al, 2017; DE GROOTE et, 2018). Sendo assim, é necessário a investigação de uma forma de modelagem que explore os mecanismos supraespinhais atribuídos ao processo de espasticidade.

Feldman (2015) propôs uma forma de representar o sistema supraespinhal por meio de uma hipótese denominada Controle Referencial. Com base em experimentos, essa hipótese sugere (Levin et al. 2000; Musampa et al. 2007; Calota et al. 2008; Mullick et al. 2013) que o SNC atua utilizando uma forma paramétrica de controle estipulando limiares do reflexo tônico de estiramento (RTE) para o recrutamento dos motoneurônios (MN). Ou seja, nessa abordagem, o SNC é capaz de alocar valores de limiares do RTE específicos para recrutamento de fibras musculares de acordo com a demanda da tarefa desejada. Nessa abordagem, os músculos apresentam-se em condição de contração ou relaxamento, com suas principais referências nos comprimentos musculares e nos limites articulares envolvidos no movimento (FELDMAN, 2015).

Em estudos como TURPIN et al. (2016) e TURPIN et al. (2017), são aplicados os conceitos relativos à hipótese, considerando a condição do pós-AVC. Demonstrou-se que as modulações dos mecanismos reflexos do RTE podem ser mapeadas através de pontos específicos de equilíbrio entre as referências de comprimento muscular e limite articular. Turpin et al. (2017) sugere que as alterações do reflexo tônico de estiramento e o ganho do reflexo de estiramento fornecem diferentes tipos de informações sobre o reflexo de estiramento e as estruturas supraespinhais na musculatura espástica.

Ainda nessa perspectiva, Feldman (2015) propõe que em casos de lesão neurológica podem existir alterações da modulação dos limiares reflexos, que por consequência realizariam um processo de ativação errôneo e limitariam a amplitude articular por uma contração precoce.

A ideia de que o principal mecanismo responsável pela espasticidade seria a modulação “errônea” dos limiares do RTE, proposta por Feldman (2015), contrasta com os achados de alguns estudos de modelagem espástica (HE et al

1997, HE et al 1998 e KOO et al 2008) que atribuem as alterações principalmente aos ganhos reflexos e não consideram que haja alterações nos seus limiares.

Porém, até nosso conhecimento, nos trabalhos realizados por Feldman (2015) e Turpin et al. (2017) os músculos são investigados de forma agrupada ou estabelecendo relações de ativação entre agonistas e antagonistas. Assim, fica em aberto a questão de como alteração dos limiares dos músculos de forma individualizada poderia influenciar no comportamento da espasticidade.

Nesse cenário, este trabalho de mestrado teve por finalidade a investigação da modulação do RTE, e se esta modulação seria capaz de reproduzir padrões espásticos na cinemática do teste de pêndulo, considerando músculos individuais.

Para responder essa pergunta, os softwares OpenSim (SETH et al., 2018) e SCONE (GEIJTENBEEK, 2019), destacam-se como ferramentas de simulação de movimento e análise neuromusculoesquelética, que permitem modelagem realística do teste escolhido. Ambos os softwares possuem modelos biomecânicos preexistentes, com dados genéricos de referência disponíveis em suas bibliotecas, possibilitando a edição destes para as análises de interesse. Essas ferramentas permitem a extração de informações relativas à dinâmica muscular, os níveis de ativação e a contribuição muscular individual, que podem ser aplicadas em estudos que buscam entender desfechos neurológicos nas representações de marcha agachada e distúrbios de marcha pós AVC (DE GROOTE et al, 2018; BRUEL et al, 2020).

Além das atribuições apontadas, o software SCONE possibilita ainda a obtenção de parâmetros por meio de otimizações com funções custo. Tais funções custo, possibilitam a redução de erros durante os ajustes de parâmetros, por meio de processo de tentativas programadas por algoritmos pré-selecionados. As tentativas buscam a melhor combinação para encontrar o valor mínimo da função de custo, representando o potencial do algoritmo para redução de erros.

Em estudos biomecânicos considera-se para emprego da função custo, aspectos fisiológicos que podem penalizar um determinado objetivo de movimento (K. VEERKAMP et al, 2021). Sendo o teste de pêndulo uma tarefa assumida como inteiramente passiva, sem um objetivo específico, não existiam funções custo para realização desta tarefa especificamente. Este fato levantou

outra questão: qual seria a melhor função custo para representação de um teste de pêndulo saudável?

Algumas das funções de custo existentes propõe a utilização de conceitos de redução de gasto energético muscular (UMBERGUER et al, 2003; WANG et al, 2012; UCHIDA et al, 2016) e de resistência muscular (CROWNINSHIELD et al, 1981). Para essas funções, são impostas condições para obtenção de parâmetros de simulação que minimizam o gasto energético muscular, dependente da tarefa. Portanto, considerando a movimentação passiva do teste, supôs-se que a resistência muscular ou o gasto energético poderiam ser empregadas como funções custo.

Entretanto, as bibliotecas do software disponibilizam três possíveis funções custo com base em resistência muscular e gasto energético metabólico. Devido a uma potencial variabilidade nos resultados entre essas funções, uma comparação entre elas fez-se necessária.

1.1 OBJETIVO GERAL

Verificar se somente a alteração da modulação do limiar do reflexo tônico de estiramento é capaz de produzir espasticidade em um modelo realista, multi muscular, durante o teste do pêndulo, usando o simulador SCONE.

1.1.1 OBJETIVO ESPECÍFICO Nº1

Identificar a função custo mais adequada do otimizador do SCONE para reprodução dos resultados do teste do pêndulo em uma condição saudável.

1.1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO Nº2

Determinar quais combinações e alterações de limiares do RTE durante o teste do pêndulo representam um comportamento compatível a uma condição de espasticidade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Nesse capítulo, serão apresentados os conceitos que fornecem embasamento às simulações da espasticidade propostos nos objetivos. Serão explicadas as bases fisiológicas presentes na literatura que possibilitam levantar hipóteses sobre a espasticidade. Em seguida, será apresentada a abordagem de controle motor utilizada para representação do sistema referencial do controlador neural. Por fim, serão explicadas as ferramentas de análise biomecânica utilizadas na elaboração do projeto, traduzindo as informações fisiológicas em ambiente computacional.

2.1 ORGANIZAÇÃO DO SISTEMA NEUROMUSCULOESQUELÉTICO

Dentre as capacidades mais fundamentais do ser humano, o movimento destaca-se como uma das mais formidáveis e complexas. Ao longo dos anos, o movimento humano aperfeiçoou-se de certa forma, que permite ao indivíduo construir, esculpir, pintar e desempenhar atividades complexas de forma simples e organizada. Muito se atribui aos músculos a capacidade de realização de movimento. Entretanto, eles não são os únicos envolvidos nesta dinâmica, visto a necessidade de um complexo sistema integrado de comando/execução de tarefas. Esses sistemas seriam responsáveis por planejamento, controle, ordenação e efetuação da tarefa (LENT, 2010).

A complexidade do movimento humano vem motivando estudiosos como Leonardo da Vinci, Bernstein (1967) e Vivian Hill (1990) a investigar e “organizar” o entendimento sobre o movimento de forma a compreender as estruturas envolvidas no processo. Atualmente, o conceito de hierarquização do movimento rege estudos de controle motor na tentativa de explicar qual o papel das estruturas e qual o seu nível de importância para o movimento, pois, nesse sistema hierárquico, os músculos seriam apenas os efetores finais (LENT, 2010; TING et al, 2007).

Os sistemas responsáveis pelo planejamento, controle e ordenação, são compostos por estruturas do sistema nervoso central (SNC) e do sistema nervoso periférico (SNP) (figura 1). Os ordenadores, por exemplo, são os motoneurônios responsáveis pelo trâmite da informação advinda do córtex

motor, tálamo, cerebelo e tronco encefálico aos efetores musculares e vice-versa (ELIAS et al, 2018).

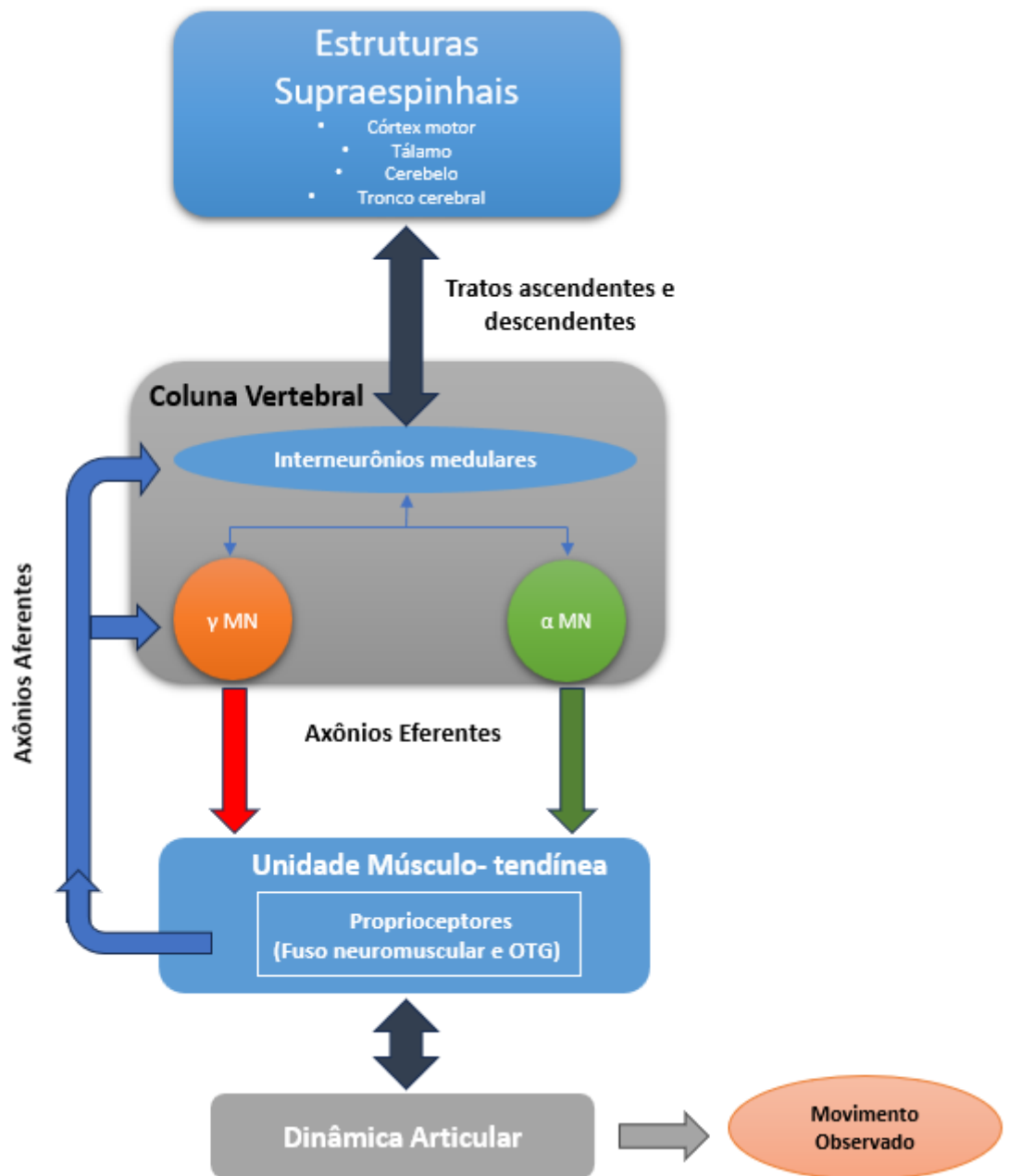


Figura 1: Organização dos níveis hierárquicos do movimento observado, com a representação de estruturas coordenadoras e planejadoras (estruturas supraespinhais), ordenadoras (motoneurônios γ e α) e os efetores finais (unidade músculo-tendínea), responsáveis pelo movimento observado. FONTE: adaptado de Elias et al (2018).

Os músculos e os motoneurônios são responsáveis por movimentos simples, os denominados reflexos simples. Os reflexos simples manifestam-se por circuito de retroalimentação fechado entre os órgãos proprioceptivos e os motoneurônios, com uma velocidade de resposta rápida o suficiente para que

não haja interação com os “planejadores e coordenadores” do SNC, apresentados na figura 1 como estruturas supraespinhais (LATASH, 2008; LENT, 2010). Essa característica, define esse tipo de movimento como um movimento involuntário, ou seja, sem que haja intenção do indivíduo em realizá-lo.

Portanto, os movimentos podem ser simples ou complexos, dependendo da necessidade do indivíduo. Essa informação acaba sendo de extrema importância, pois os sistemas de coordenação e planejamento são envolvidos em movimentos mais complexos como os movimentos voluntários. A exemplo, podem ser citadas diversas tarefas cotidianas, como apanhar um copo de água, caminhar, falar entre outras. O sistema neuromotor é eficiente o bastante para garantir que o indivíduo tenha autonomia ao realizar suas tarefas diárias, porém, caso haja algum déficit em alguma parte desse sistema é possível que se perca essa capacidade. Ou seja, se uma lesão nos centros “planejadores e coordenadores” do movimento não levar o indivíduo a óbito, grandes são as chances de provocar uma limitação motora que impacte na sua autonomia.

Um exemplo de estudo que explora o envolvimento de estruturas supraespinhais é o proposto por Reimann e Schoner (2017), que integram os mecanismos de controle e postura a um sistema que considera as modulações do reflexo tônico de estiramento (RTE). Nesse momento, é importante a definição do conceito do RTE, justamente por este se tratar de um reflexo polissináptico que é atribuído a uma contração muscular sustentada em resposta ao alongamento lento ou a manutenção do músculo a um novo comprimento mais alongado (figura 2) (LATASH, 2008). Logo, o RTE é um reflexo, passível de modulação do SNC que gera ou não contração sustentada através da co-ativação entre motoneurônios alfa e gama e da atividade em níveis de inibições pré-sinápticas (LATASH, 2008).

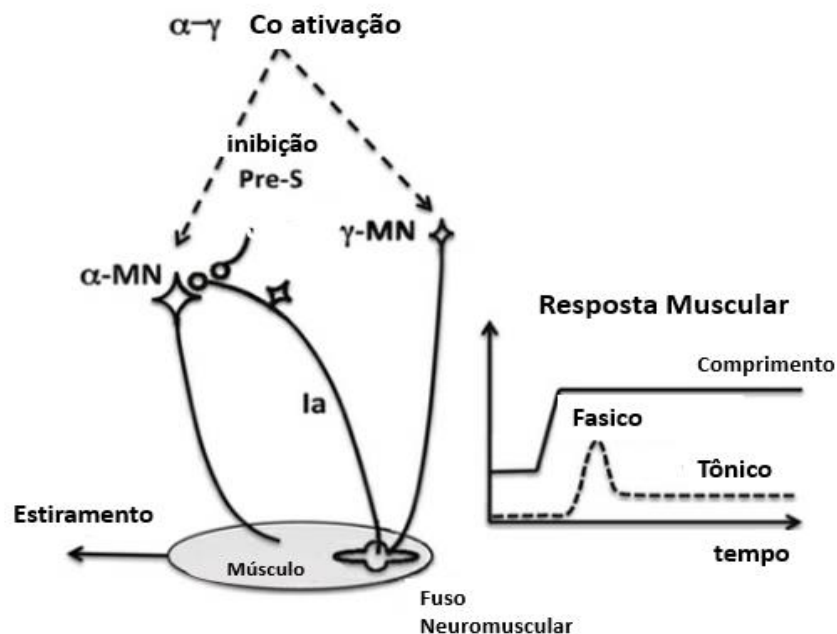


Figura 2: Representação do nível de estiramento muscular dependente do nível de integração neuronal requisitada, com transição do reflexo fásico para o reflexo tônico de estiramento pela manutenção e aumento da ativação muscular. A resposta muscular depende do nível de ativação dos motoneurônios gama (γ MN) que normalmente apresentam mudanças e, sua ativação com o os motoneurônios alfa (α MN): α - γ co-ativação. A resposta muscular também depende dos níveis de inibição pré-sinápticos (Pre-S). Fonte: Latash, 2008.

A modulação do RTE tem sido ponte para investigações de possíveis intervenções das estruturas supraespinhais, e até mesmo conceito central de hipóteses que tentam explicar as formas de movimentação voluntária para condições saudáveis e patológicas (FELDMAN, 2015).

Porém, entender como o SNC seleciona os padrões de ativação e a configuração muscular para realizar tarefas ainda é um desafio emblemático no campo do controle motor, referido como problema de redundância motora (LATASH, 2008). Apoiar este conceito, a consideração que o corpo humano apresenta em torno de 630 músculos, divididos pelos 244 graus de liberdade distribuídos pelas articulações, que em uma estimativa permitem identificar uma

razão de 2,6 músculos por grau de liberdade articular (PRILUTSKY, ZATSIORSKY; 2002).

2.2 A HIPÓTESE DO CONTROLE DE REFERÊNCIA

Em 1960, o Dr. Anatol G. Feldman criava uma hipótese chamada hipótese do ponto de equilíbrio, atualmente descrita como hipótese do controle de referência (FELDMAN, 2015). Essa hipótese considera que o SNC adota pontos de referência articular, a partir de informações aferentes do comprimento muscular para modular limiares do RTE, e consequentemente “prescrever” a dinâmica de movimento.

Cada músculo possui um comprimento, determinado pela origem e inserção óssea, que direcionam o vetor de atuação do músculo quando em contração na articulação. O movimento articular também possui suas restrições, de acordo com os processos ósseos, que definem os limites angulares e a amplitude de movimento de cada articulação (HALL, 2011). Nesse sentido, Feldman propõe o conceito de “faixa biomecânica”, que é a faixa de valores delimitada por estruturas puramente anatômicas. Como exemplo a configuração óssea, ligamentar e tendínea, quando os músculos ao redor da articulação estão totalmente relaxados.

Para os aspectos neurais, levando em conta o exposto no capítulo anterior, existem diferenças claras entre a movimentação involuntária e voluntária, no que diz respeito ao envolvimento de estruturas anátomo/fisiológicas. Para Feldman (2015), o único meio de interação do SNC com os músculos, é feita por meio das modulações do RTE pois, de acordo com este limiar, o músculo é capaz de exercer força no processo de contração muscular. Dessa forma, ele estipula o conceito de faixa de limiares, que é relativo à variação de limiares dependentes do comprimento muscular, ao qual o músculo pode produzir força ou não, de acordo com a sua referida faixa biomecânica.

Diante disso, o esquema da figura 3, tenta ilustrar como esse sistema de referência funciona, levando em consideração as definições de Feldman (2015), sobre a faixa biomecânica e a faixa de limiares.

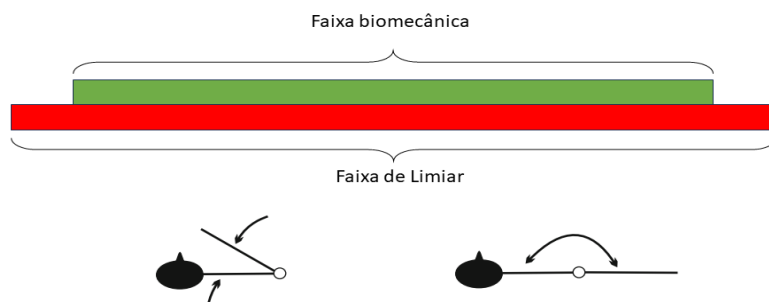


Figura 3: Esquema do controle referencial de acordo com as faixas biomecânicas (em verde) e de limiares (em vermelho). Fonte: adaptado de Feldman (2015).

De acordo com a figura 3, é possível observar que o indivíduo possui uma faixa biomecânica, representada como o arco de movimento do cotovelo. Nesse sistema de referência (figura 3), os músculos exercem função para que seja possível fletir ou estender o cotovelo. Entretanto, para que o músculo esteja ativado o SNC precisa encontrar “valores” de limiares do RTE que estejam dentro ou fora da faixa biomecânica, definindo sua faixa de limiares (LATASH, 2008; FELDMAN, 2015).

Por exemplo, ao considerar o músculo bíceps braquial, pode-se dizer que esse músculo possui função de flexionar o cotovelo, porém, apresenta níveis de produção de força relacionado à sua disposição/recrutamento de fibras ao longo do arco de movimento. O SNC se encarrega, portanto, de posicionar os valores de limiares do RTE de acordo com o que se necessita desse músculo. Da mesma forma, para que seu antagonista tenha função de estender o cotovelo, o SNC precisa posicionar o limiar do músculo bíceps fora da faixa biomecânica, de modo a torná-lo inativo, sem imposição de resistência ao movimento.

Ao adotar esse sistema de referência, é possível representar condições patológicas como a espasticidade (LATASH, 2008; FELDMAN, 2015), seguindo

a mesma linha de raciocínio. O esquema da figura 4 exemplifica como isto é possível.

Esquematisação do Referencial de Controle

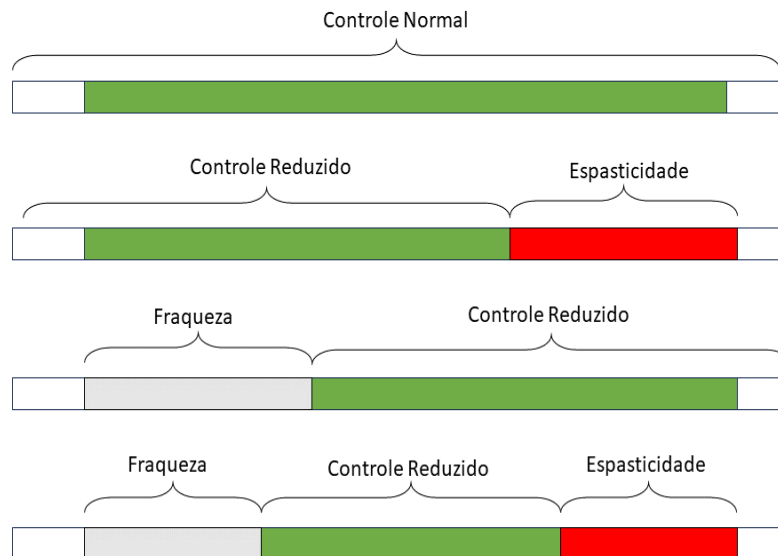


Figura 4: Esquematisação de comando referencial para condições neurológicas, onde é possível identificar as zonas de espasticidade (em vermelho) e fraqueza (em cinza), exemplificando as reduções dos limiares tanto no limite inferior, quando no limite superior da faixa biomecânica (em verde). Fonte: adaptado de Feldman (2015).

Trazendo essa definição de espasticidade como uma desordem de movimento velocidade dependente para a hipótese do controle referencial, Feldman assume que ao realizar o movimento, o SNC de alguma forma perde a referência e modula erroneamente o RTE, produzindo uma zona descrita como “zona espástica” (Figura 4) (LATASH, 2008; FELDMAN, 2015), onde o músculo é incapaz de chegar ao seu posicionamento de relaxamento (em sua posição de máximo alongamento).

Na relação inversa, também existe a zona de fraqueza muscular, por não ocorrer o recrutamento total das fibras musculares. Considera-se nesse caso, que o SNC não consegue adotar “valores” de limiares do RTE que possibilitem a contração de todas as unidades contráteis disponíveis, alcançando o máximo encurtamento muscular (LATASH, 2008; FELDMAN, 2015).

A hipótese do controle referencial vem sendo motivação de estudos experimentais (TURPIN, 2016; TURPIN, 2017) que investigam condições neurológicas como o AVC e a capacidade de controle de movimento dos indivíduos acometidos. Tais estudos apontam que a modulação reflexa dos indivíduos avaliados difere quando em movimentação voluntária e movimentação passiva, atribuindo essa diferença ao limiar reflexo do RTE. Além disso, os autores ainda explicam que o limiar do RTE e o ganho reflexo fornecem informações diferentes sobre as informações provenientes do SNC.

No contexto da modelagem matemática, a hipótese é atrativa por atribuir uma simplificação dos comandos descendentes do SNC, como é exposto no estudo de Reimann e Schoner (2017), que investigaram as modulações dos limiares do RTE para a tarefa de manutenção de equilíbrio na posição ortostática. Outro exemplo de implementação da hipótese em ambiente computacional é visto no trabalho de Kistemaker et al. (2006), que utiliza a quantificação do comando descendente, correlacionando-o com o feedback do comprimento e velocidade da contração muscular do modelo proposto. Foi somada ainda a informação sensorial dos fusos neuromusculares ao processo de eferência, importantes na modulação reflexa.

2.3 MECANISMOS DA ESPASTICIDADE

No tópico anterior, foi mencionada a capacidade do SNC em adequar as respostas motoras e em coordenar as distintas estruturas responsáveis pelo movimento. Quando ocorre uma lesão nas estruturas encefálicas pode ocorrer alteração do comando proveniente do SNC para a realização de tarefas. No caso de lesões do neurônio motor superior, uma das sequelas motoras mais comuns é a espasticidade.

A espasticidade foi primariamente descrita por Lance em 1980 como uma “desordem motora caracterizada por um aumento do reflexo tônico de estiramento (RTE), com hiperexcitabilidade dos reflexos de estiramento velocidade dependentes”. Essa definição, por mais ampla que seja, ainda expressa o que é conhecido sobre a espasticidade e seus mecanismos. Alguns autores afirmam que existem três estruturas encefálicas que quando lesionadas, podem ser responsáveis pelo desenvolvimento dessa sequela. Seriam elas: o tronco encefálico, o córtex cerebral e a medula (BIERING et al, 2006).

Porém, existe dificuldade em definir os mecanismos fisiopatológicos da espasticidade. As características da espasticidade diferem quando em movimento e em repouso, o que torna difícil a mensuração do tônus aumentado, principal dado clínico. Também é difícil representar esta condição em estudos que busquem a compreensão do fenômeno (BURKE *et al*, 2013).

No AVC, a prevalência no desenvolvimento da espasticidade é frequente, conforme estatísticas expostas por Burke *et al*. (2013), que mostraram o aparecimento da sequela em 25% dos pacientes avaliados após as seis primeiras semanas de lesão. Além disso, o autor ainda aponta que não existe prevalência de acometimento entre membros. Os pacientes avaliados apresentaram espasticidade na articulação do cotovelo (79%), punho (66%) e tornozelo (66%). Isso demonstra que o fenômeno de espasticidade clinicamente apresenta sua forma de manifestação distinta de um paciente para outro de acordo com a característica de sua lesão (THIBAUT, 2013).

Ainda assim, por se tratar de uma desordem que acomete os centros planejadores, coordenadores e executores de comando, muitas hipóteses sobre os mecanismos de excitação e inibição dos motoneurônios são levantadas. Por esse motivo, muitos estudos cogitam que existam três razões para o surgimento do processo de aumento de tônus na espasticidade: 1) alteração dos inputs sensoriais dos motoneurônios; 2) alteração dos circuitos reflexos afetando a excitabilidade dos motoneurônios e 3) alterações das propriedades intrínsecas dos motoneurônios (BURKE *et al*, 2013).

Corroborando com as hipóteses levantadas na literatura, é observado que a característica que mais diferencia a espasticidade de outras sequelas presentes em lesões do SNC, é a sua relação com a velocidade. A ativação muscular precoce é diferente de outras resistências presentes nas contraturas e na rigidez muscular, por exemplo (BIERING *et al*, 2006). Fator este, que permite admitir que exista uma falta de regulação dos mecanismos reflexos nas vias aferentes e eferentes no movimento (BURKE *et al*, 2013).

Embora algumas evidências estejam mais estabelecidas, a representação desse tipo de mecanismo e a complexidade de como o SNC organiza tais informações ainda é fonte de investigação de diversos estudiosos (FELDMAN, 2015; TURPIN, 2017; LATASH, 2008; TING *et al.*, 2007; MARTIN, SCHOLZ and SCHONER, 2009). A complexidade na compreensão da espasticidade aumenta,

por se tratar de uma perturbação das ordens de comando provenientes de estruturas planejadoras e coordenadoras.

Ao longo dos anos, alguns estudos utilizam a abordagem da modelagem computacional para buscar a representação desse fenômeno e explorar os mecanismos neurais (modulação reflexa, mecanismos de inibição reflexa, entre outros) e não neurais (contração muscular, torques articulares, viscoelasticidade, entre outros) (HE *et al*, 1997; FEE AND FOUDS, 2004; WANG *et al*, 2017; DEGROOTE *et al*, 2018).

No processo de modelagem, pode-se aplicar o conceito segmentar de organização do SNC e explorar individualmente cada uma das estruturas envolvidas na cascata de comando durante a ação motora. Além disso, os voluntários de pesquisa não são expostos a repetições para coleta de dados, que podem alterar as ativações musculares. Dessa forma, a modelagem também permite avaliação de uma série de variáveis, que clinicamente são difíceis de mensurar, como a força muscular individual, por exemplo.

Em He *et al*. (1998) e Koo *et al*. (2006), são feitas representações da dinâmica da contração muscular (por meio de atuadores do tipo Hill), com adição de torques viscoelásticos aumentados, torques reflexos, e o *pool* de motoneurônios, com ganhos reflexos e taxas de disparo do *pool* de motoneurônios, assumindo premissas de atuação constante dos sistemas supraespinhais, não representando tais sistemas, visto a complexidade.

Outros estudos como Fee and Fouds (2004) e De Groote *et al*. (2018), investiram em estratégias de avaliação do mesmo teste, porém, adicionando taxas de ativação neurais para representação de limiares reflexos, investigação de vias aferentes do tipo Ia e até mesmo a introdução de conceitos como “rigidez de curto alcance”, apontados em Burke *et al*. (2013) como alterações possíveis presentes no fenômeno da espasticidade.

Wang *et al*. (2017), também explorou os mecanismos espásticos neurais e não neurais, e em estudo posterior (Wang *et al* 2018) investigou esses mecanismos sob efeito da toxina botulínica, um potente agente antispástico. Em ambiente clínico, a modelagem vem ganhando espaço entre os estudos da espasticidade, tornando-os mais robustos ao contar com otimizações e parâmetros relativos aos sistemas supraespinhais.

Entretanto, em nenhum dos estudos foi retratada uma representação dos centros planejadores e coordenadores (centros supraespinhais), demonstrando a dificuldade de se representar o SNC de uma forma completa, e o mais importante, quase todos os estudos revisados apontam em seus resultados as alterações na modulação reflexa como fatores responsáveis por dinâmicas de ativações errôneas através de parâmetros que investigam ganhos reflexos, torques reflexos ou até mesmo a taxa de disparo de fusos neuromusculares (HE, 1997; KOO, 2006; WANG, 2017; DEGROOTE, 2018; BRUEL, 2020). Entretanto, como mencionado anteriormente, esse tipo de abordagem, que atrela a espasticidade a ganhos reflexos e taxas de disparo, pode fornecer informações erradas do limiar do RTE, conforme Turpin et al. (2017), que afirmou respostas diferentes fornecidas pelo RTE e os ganhos reflexos no processo de resistência muscular.

Portanto, a literatura carece de uma abordagem que forneça uma representação dos sistemas supraespinhais que explique como essa regulação alterada acontece.

2.3.1 TESTE DE PÊNDULO NA MENSURAÇÃO DA ESPASTICIDADE

Dentre os métodos biomecânicos de mensuração da espasticidade, o teste de pêndulo aparece com fácil aplicabilidade e com medidas quantitativas. No teste são avaliadas as oscilações do membro inferior, com ênfase na avaliação da espasticidade na musculatura extensora de joelho (FOWLER et al, 2000). Instrumentado por Bajd et al. (1984), esse teste serve para classificação do grau de severidade espástica do grupamento muscular avaliado.

O teste permite que o indivíduo com AVC seja avaliado tanto na posição sentada (a 90° ou com ângulo de inclinação entre 50-70°) como deitada, de acordo com a preferência do avaliador. O membro acometido é suspenso pelo avaliador até a extensão completa do joelho. São fornecidas instruções específicas para o que o indivíduo não apresente nenhum tipo de ação voluntária. Logo após, o membro é solto e as oscilações mensuradas de acordo com a figura 5 (FOWLER et al 2000).

De forma simples, as oscilações podem ser mensuradas por um goniômetro elétrico e alguns parâmetros do teste podem ser calculados de acordo com a cinemática de teste (BAJDA *et al*, 1984; FOWLER *et al*, 2000).

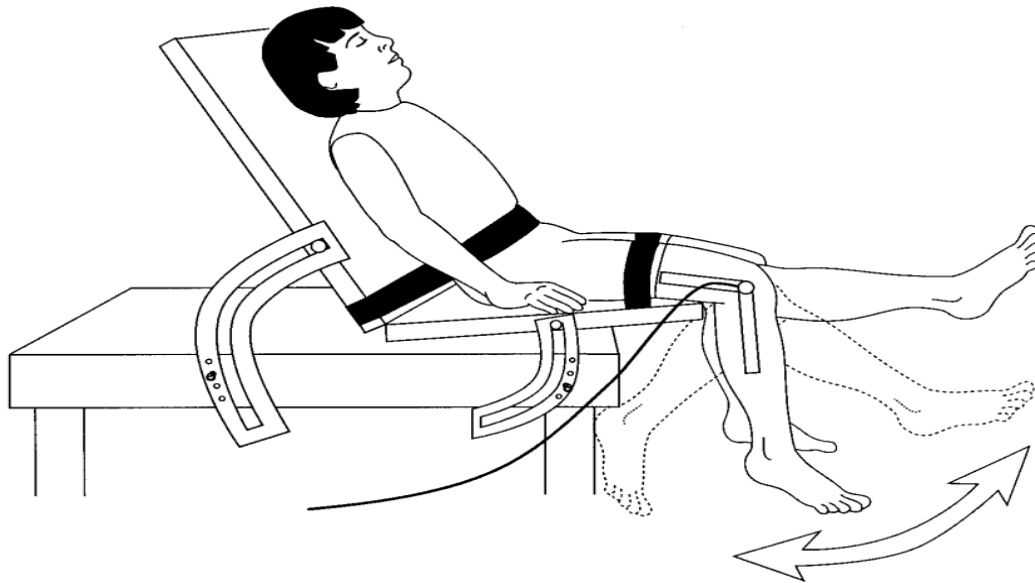


Figura 5: esquema de execução do teste de pêndulo. Fonte: adaptado de Fowler *et al* (2000).

Logo abaixo é apresentado o gráfico de um indivíduo hígido com a indicação dos parâmetros supracitados, bem como a definição de cada um deles (figura 6).

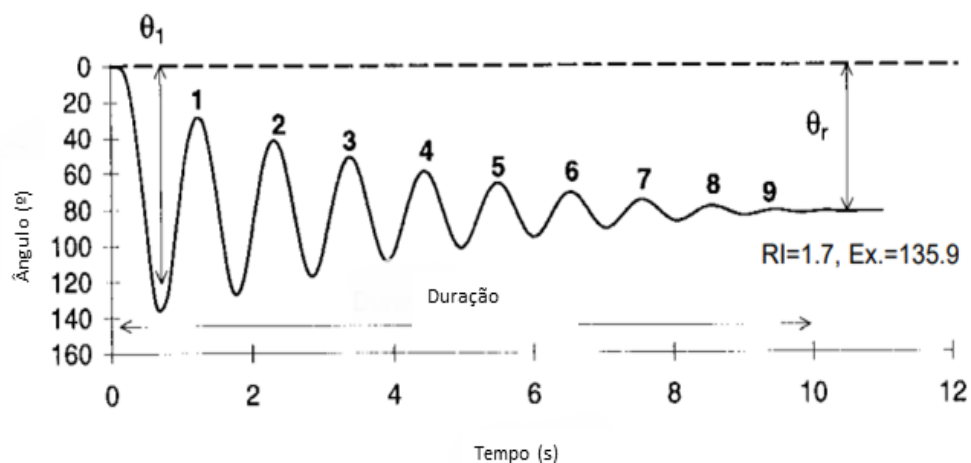


Figura 6: Cinemática de teste de um indivíduo hígido com as especificações dos parâmetros avaliados no teste, onde θ_i , representa o ângulo da primeira oscilação, θ_r é o ângulo de relaxamento, RI representa o índice de relaxamento e são contados os números de oscilações. Fonte: adaptado de Fowler *et al* (2000).

Os dados apresentados na figura 6 podem ser utilizados para identificar proporções de oscilações características de pacientes espásticos, como as identificadas em Bajd et al. (1984), Fowler et al. (2000) e DeGroote et al. (2018). São especificados abaixo cada um dos parâmetros obtidos pelo teste, bem como a sua relevância.

- 1) Ângulo da primeira oscilação: é a angulação atingida pelo membro após a liberação da sustentação fornecida pelo avaliador;
- 2) Número de oscilações: é determinado pelo número das oscilações sinusoidais produzidas pelo membro;
- 3) Duração das oscilações: é a determinação do tempo em que as oscilações persistem;
- 4) Índice de relaxamento (RI): é a razão entre o ângulo da primeira oscilação e o ângulo de relaxamento e considera uma relação de teste normal o índice acima de 1,6 segundo Bajd et al. (1984). Para indivíduos cujos RI forem menores de 1,6, classifica-se o grau de severidade espástica. Quanto menor o índice maior o grau de comprometimento do indivíduo.

De acordo com o estudo clínico de Fowler et al. (2000) o teste de um indivíduo que possui espasticidade, caracteriza-se por redução do ângulo da primeira incursão e do número de oscilações.

Nesse teste, também são assumidas premissas que envolvem a ausência de intervenção do indivíduo, logo, ausência de modulações significativas do SNC para produção de movimento (FOWLER et al, 2000; DEGROOTE et al, 2018). Por este fato, o teste do pêndulo apresenta grande usabilidade em estudos de modelagem da espasticidade (HE et al, 1998; FEE AND FOULDS, 2004; KOO et al, 2006; KIM et al, 2011; DEGROOTE et al, 2018), permitindo formas de representação pouco complexas, entretanto, sem representações de sistemas supraespinhais.

Na figura 7, são mostrados os padrões de ativação muscular encontrados em He et al. (1998) para condições diferentes de sensibilidade reflexa em A e B. Demonstrou-se que o teste aponta padrões cinemáticos e de ativação semelhantes entre a posição sentada padrões na posição deitada (para indivíduos hígidos).

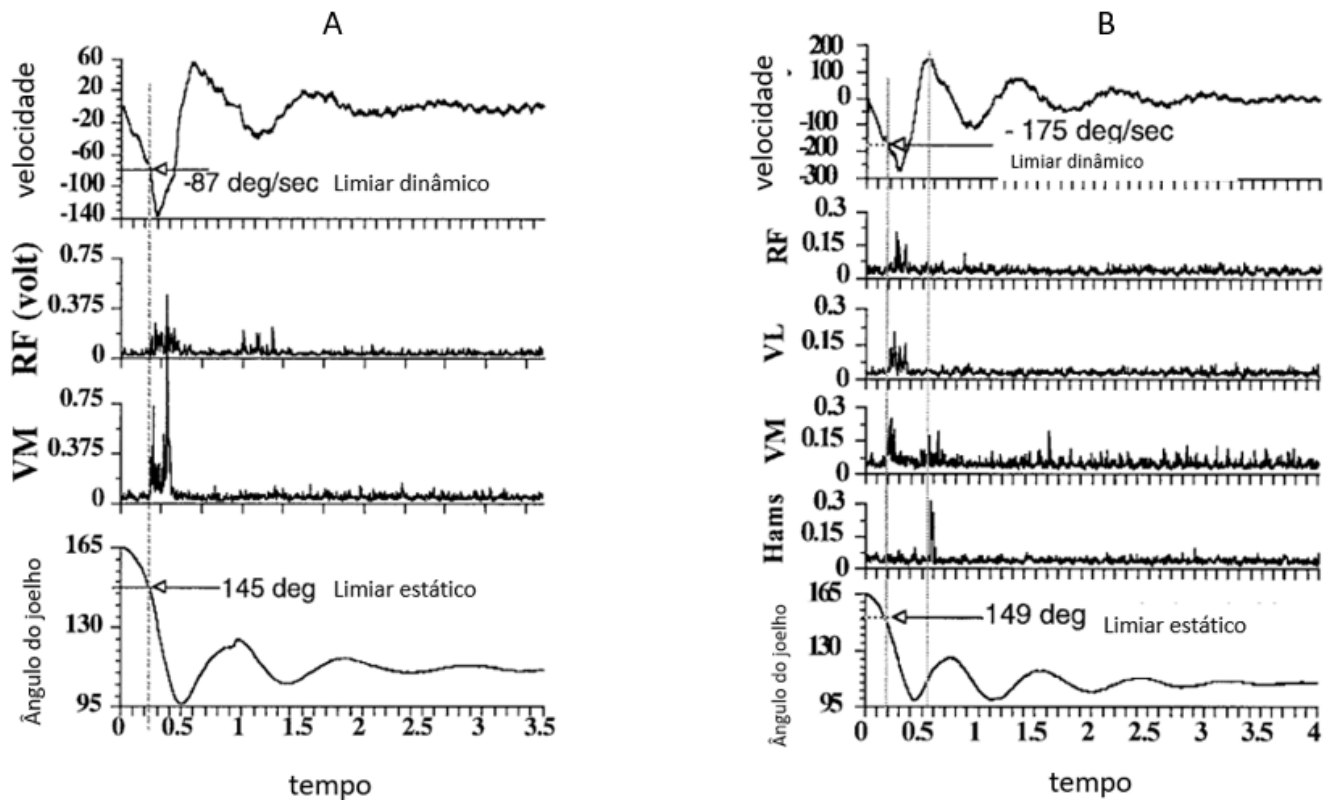


figura 7: Ativação muscular durante o teste de pêndulo na posição sentada segundo modelagem feita em HE (1998), onde são avaliados os músculos Vasto medial (VM), Vasto Lateral (VL), Reto Femoral (RF) E Isquiotibiais (Hams). Em A, apontado um padrão de sensibilidade aumentado para o músculo Vasto Medial e em B um aumento da sensibilidade dos grupos de músculos flexores e extensores de joelho. Fonte: He et al. (1998).

2.4 SIMULAÇÃO DO SISTEMA NEUROMUSCULAR ESPÁSTICO UTILIZANDO SCONE E OPENSIM

Para realização de simulações envolvendo o teste de pêndulo, foi necessário a escolha de ferramentas que proporcionassem uma modelagem do sistema neuro-musculo-esquelético e representassem características fisiológicas fundamentais no estudo da espasticidade, como os *loops* reflexos e a dinâmica muscular.

Softwares de modelagem biomecânica têm sido empregados nos estudos que analisam o movimento humano. Esses estudos avaliam tanto a melhora de performance em atletas, como casos clínicos de patologias que afetam o SNC (SETH et al., 2018).

O Software de código livre OpenSim, possibilita aos usuários realizar análises biomecânicas de músculos isolados, bem como cálculos de torques articulares (figura 8), ativações musculares, entre outras funções, possibilitando aos seus usuários o compartilhamento de seus modelos com a comunidade científica (SETH et.al, 2018). Essa abordagem é benéfica aos usuários permitindo a utilização de modelos pré-existentes para gerar adaptações, referentes a seus objetivos de pesquisa (SETH et al, 2018).

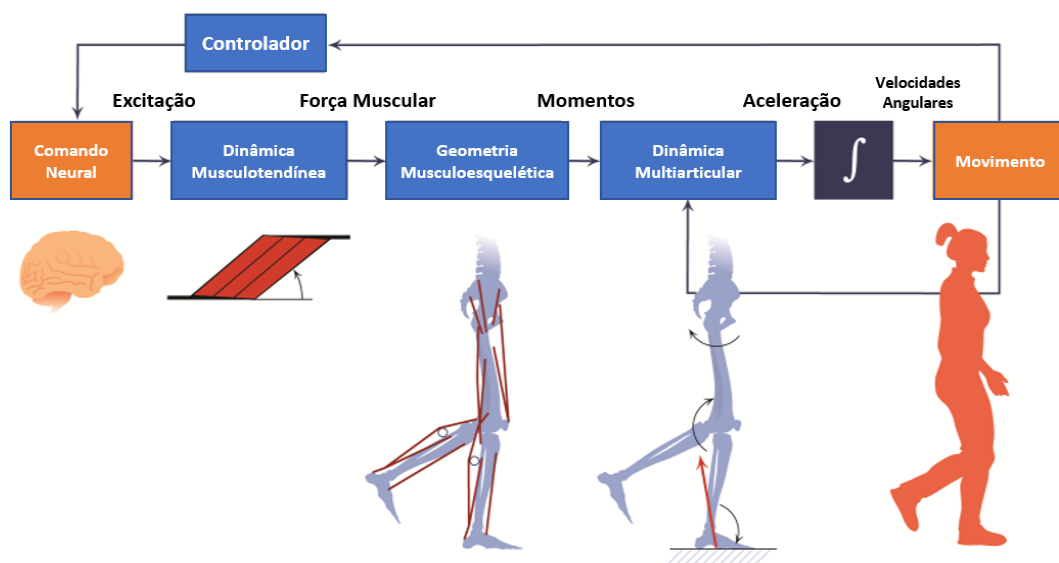


Figura 8: Esquema de modelagem do software OpenSim. As caixas em azul representam as estruturas modeladas no software e as caixas em laranja as respostas produzidas pelo sistema de modelagem. Fonte: Adaptado de Seth et al. (2018).

As potencialidades que o software oferece possibilitam a resolução de algoritmos, a construção ou modificação de atuadores (músculos) e implementação de controladores por meio da ferramenta do computador do controle muscular (CMC). Essas ferramentas abrem uma janela de possibilidades de investigações (SETH et al, 2011). Os modelos realísticos da geometria corporal tornam a modelagem dentro do software mais próxima a realidade. Para tanto, utilizam corpos rígidos semelhantes aos ossos do corpo humano com seus processos anatômicos (SETH et al, 2018).

Além disso, estudos exploraram condições patológicas com utilização do referido software (JANSEN et al, 2014; DEGROOTE et al, 2018; BRUEL et al, 2020), adequando modelos e controladores reflexos, com anseio de tornar as

suas simulações mais realistas. Dentro do software, as simulações podem ser computadas de duas formas possíveis: de forma inversa ou direta (SETH *et al*, 2011). De ambas as formas, as simulações no OpenSim necessitam de uma entrada de dados experimentais proveniente de alguma forma de captura de movimento. Apesar de não ser capaz de prever novos movimentos, o software pode fornecer *insights* para estudos do movimento humano.

Por esse motivo, os seus criadores desenvolveram um segundo software chamado SCONE, responsável por gerar simulações denominadas preditivas. Segundo os desenvolvedores, as simulações preditivas funcionam através de uma forma de cálculo diferente do OpenSim, pois o sistema do SCONE computa as trajetórias de movimento de uma tarefa específica a partir de um algoritmo de otimização, baseado em uma função custo objetiva como estabilidade, inibição de dor e eficiência energética (GEIJTENBEEK, 2019).

Dessa forma, o software apresenta uma extensão das aplicabilidades vistas no OpenSim, ao introduzir os cenários de comando.

Um cenário é composto por quatro tópicos específicos utilizados como uma espécie de “roteiro de simulação”. Nesse roteiro são definidos: o modelo biomecânico, o tipo de controlador, a função custo e um otimizador (GEIJTENBEEK, 2019). Logo abaixo encontram-se as descrições de cada um dos tópicos exigidos para a criação de um cenário de simulação em ambiente SCONE.

- 1) **MODELO BIOMECÂNICO:** Para a execução do movimento de acordo com a tarefa escolhida, deve ser definido um modelo biomecânico, cujas partes anatômicas corporais estão detalhadas (tendões, músculos, ligamentos e suas respectivas origens e inserções). Esse modelo deve atender aos critérios especificados pelo autor, que pretende fundamentar seus cenários de simulação;
- 2) **CONTROLADOR NEURAL:** Nas bibliotecas do software existem classes de controladores disponíveis para uso, de acordo com o que se pretende analisar. Sendo assim, existem controladores em malha aberta e malha fechada, onde são representados mecanismos reflexos que integram ou não o feedback de aferências, corrigindo ou não o movimento, de acordo com o desejável;

- 3) **FUNÇÕES CUSTO:** São funções matemáticas aplicáveis ao cenário do software, que guiam o processo de otimização referente a tarefa escolhida para a simulação. Ao ser proposto um processo de otimização, o software selecionará valores de parâmetros até a minimização dessa função, no intuito de reduzir o erro, considerando algumas condições fisiológicas presentes na tarefa;
- 4) **ALGORITMOS DE OTIMIZAÇÃO:** São algoritmos através dos quais o software calcula a combinação de parâmetros que minimizam a função custo, definida de acordo com o objetivo de investigação. Atualmente, existem dois tipos de algoritmos disponíveis no SCONE: “CmaOptimazer” E “CmaPoolOptimizer”. Sendo ambos algoritmos baseados em adaptação da matrix de covariância propostas por Hansen (2006).
- 5) **MODELO MUSCULAR:** Ao ser escolhido o modelo Geométrico, pode-se optar pela classe muscular (dentro das bibliotecas do software) que atendam às exigências da investigação.

As potencialidades presentes ndas bibliotecas do SCONE e OpenSim para adaptação de modelos e controladores, motivaram a utilização de ambos os softwares na presente pesquisa, que visa explorar o fenômeno de espasticidade.

2.4.1 O MODELO BIOMECÂNICO

O modelo geométrico GAIT2392 é utilizado para realizar simulações, disponível na biblioteca de ambos os softwares (SCONE e OpenSim). Descrito inicialmente por Delp et al. (1990), esse modelo consiste em seis segmentos de corpos rígidos que representam as estruturas ósseas: pélvis, fêmur, tíbia, fíbula, tálus e pé (conhecido por incluir calcâneo, navicular, cuboide, cuneiformes e metatarsos) conforme ilustrado na Figura 9.

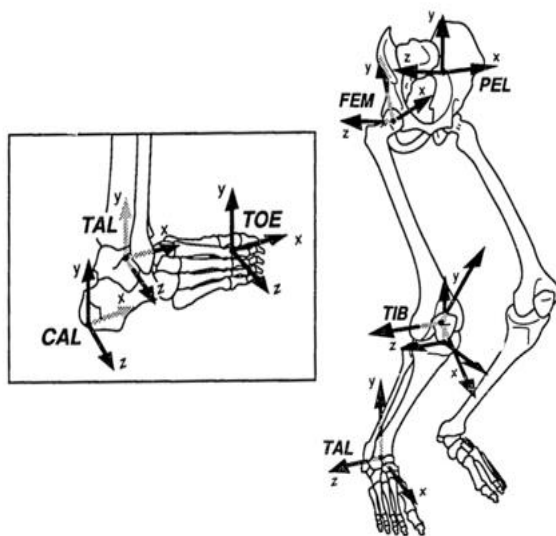


Figura 9: modelo biomecânico (GAIT 2392) com seis segmentos rígidos, onde FEM é o Fêmur, PEL é a pelve, TIB é a Tíbia, TAL é o Tálus, CAL é o calcâneo e TOE é o frame alocado na base do 5º metatarso. FONTE: Adaptado de SIMTK (2023).

A geometria óssea foi adquirida por meio do software de digitalização tridimensional Polhemus. Os criadores do modelo incorporaram as coordenadas dos vértices obtidos a partir de marcadores fixados em processos anatômicos em um arquivo de geometria articular. Esse arquivo é posteriormente lido pelo software de modelagem do sistema ósseo (DELP et al, 1990).

Além da geometria óssea, a modelagem das articulações é carregada em um arquivo que inclui a morfologia e a cinemática de cada articulação. Para cada articulação, as funções são especificadas cobrindo os possíveis graus de liberdade (três translações e três rotações) (DELP et al, 1990).

O quadril é representado como uma articulação do tipo bola-soquete, onde a transformação dos frames de referência entre o fêmur e a pélvis é determinada por rotações sucessivas sobre três eixos ortogonais fixados na cabeça femoral (DELP et al, 1990).

O joelho, por sua vez, é modelado como uma articulação do tipo dobradiça. Com apenas um grau de liberdade, ele define o movimento da articulação tibiofemoral e da articulação patelofemoral no plano sagital, incluindo o mecanismo de alavanca patelar.

Por fim, o tornozelo (tipo dobradiça), a articulação subtalar e as articulações metatarsofalangianas são modeladas como articulações sem atrito. Embora os eixos dessas articulações produzam movimentos reais nos tornozelos e articulações subtalares, eles geram movimentos não realistas nas articulações metatarsofalangianas (DELP et al, 1990).

2.4.2 O MODELO NEURO-MÚSCULOTENDÍNEO

O músculo apresenta características fisiológicas que permitem o processo de produção de força através da contração de suas fibras, sendo elas divididas em fibras do tipo fásicas (contração rápida) e do tipo tônicas (contração lenta), de acordo com seu mecanismo energético, anaeróbio ou aeróbico, respectivamente. Além da forma de consumo energético, a anatomia muscular é segmentada desde os fascículos (conglomerado de fibras) até seus sarcômeros em série (unidade funcional muscular).

Nos sarcômeros ocorrem os processos fisiológicos de superposição dos filamentos de actina e miosina, de acordo com as quebras das moléculas de adenosina trifosfato (ATP), desencadeando o processo ativo da contração muscular (Figura 10). Nesse processo, ocorre o recrutamento de fibras disponíveis para produção de força, que conseqüentemente moverá os ossos nos quais o músculo está inserido.

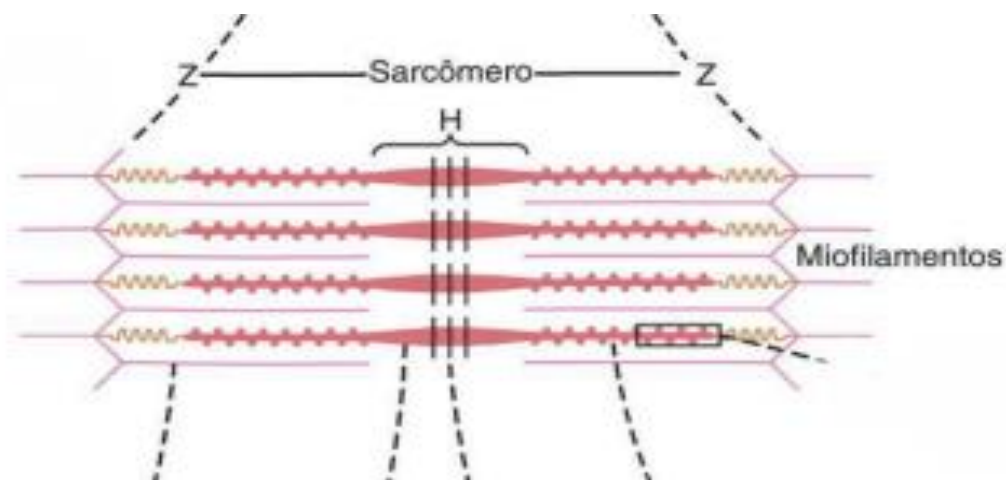


Figura 10: Sarcômero muscular (unidade funcional), com representação das bandas z e os miofilamentos de actina e miosina. FONTE: Hall, (2011).

Esse processo de contração muscular ocorre mediante uma série de processos bioquímicos que correlacionam o sistema muscular ao sistema nervoso, definindo uma dinâmica de excitação/contração muscular. Diante de uma tarefa, manifesta-se um certo nível de excitação neural, que desencadeia o recrutamento de uma determinada quantidade de fibras musculares (Figura 11).

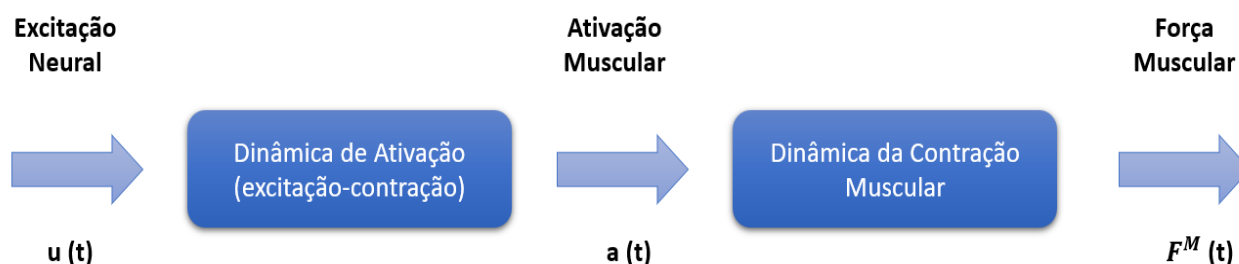


Figura 11: Esquema da contração muscular dependente da excitação do SNC. Onde a excitação $u(t)$, gera um nível de ativação $a(t)$ e, após o recrutamento de fibras, a força muscular $F^M(t)$. Fonte: adaptado de Zajac et al (1989).

Além das fibras musculares, ainda existem outros componentes do músculo caracterizam o comportamento do movimento e estão diretamente relacionados ao processo. Esses componentes são os tendões e as fáscias, que atrelados ao músculo, compõem a chamada unidade músculo-tendínea. Essa unidade, é modelada em ambiente computacional para recriar dinâmicas de contração e ativação musculares para investigação de diversas condições de movimento, equilíbrio, marcha, movimentações de cotovelo, atividade muscular patológica entre outros.

Para representação do sistema fisiológico da contração muscular, é necessário que o modelo considere tanto as características neurofisiológicas da relação contração/excitação, quanto as estruturas não neurais, tais como tendões e fáscias.

Zajac (1989) foi um dos pioneiros a explorar a abordagem de modelagem da estrutura muscular, expondo conceitos matemáticos que permeiam o escalonamento matemático, propriedades fisiológicas e suas relações funcionais (comprimento, velocidade e tensão), incorporando-as em um modelo apresentado na figura 12. Ao descrever de forma a relacionar funções matemáticas ao comportamento fisiológico, deu base a outros autores, como Millard et al. (2013), a ampliarem a modelagem da dinâmica de contração, com finalidade de tornar o equacionamento mais rápido e deixar os modelos mais próximos possíveis da fisiologia.

Os modelos do tipo Hill et al. (1938), apresentam uma estrutura que simplifica a arquitetura muscular ao considerar: um elemento contrátil, um elemento em série e um elemento em paralelo. Millard et al. (2013) se utiliza dessa abordagem ao representar tais elementos (figura 12).

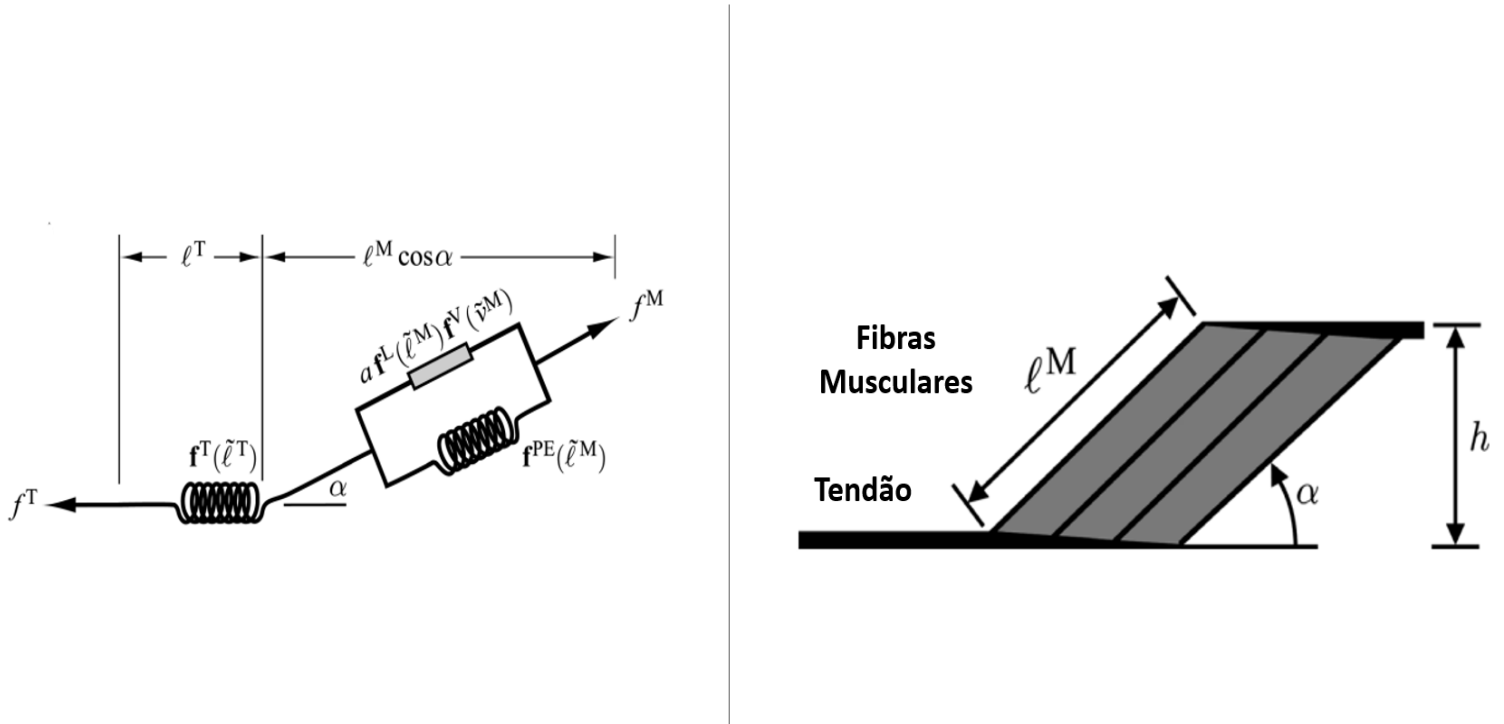


Figura 12: Modelo do tipo Hill, proposto por Millard et al (2013), que representa a unidade músculo tendínea. Nela, são explicitados os componentes das características muscular onde f^T representa a força aplicada no tendão, ℓ^T é o comprimento do tendão, f^L a relação força comprimento muscular, ℓ^M o comprimento muscular, f^M é a força muscular, f^V a relação força velocidade, v^M a velocidade da contração muscular, a sendo a ativação muscular e α o ângulo de penetração. Fonte: adaptado de Millard et al (2013).

O modelo de Millard et al. (2013), também possui uma representação das relações fisiológicas de força/comprimento, força/tensão e força/velocidade similar como em estudos de Maganaris (2002), Magnusson (2001), Winters (2011), Gallapudi (2009), Moshima (1984) e Joyce (1969). Todas as relações (força/comprimento, força/velocidade e a interação das propriedades passivas) foram normalizadas em função do comprimento ótimo da fibra muscular (ℓ^M).

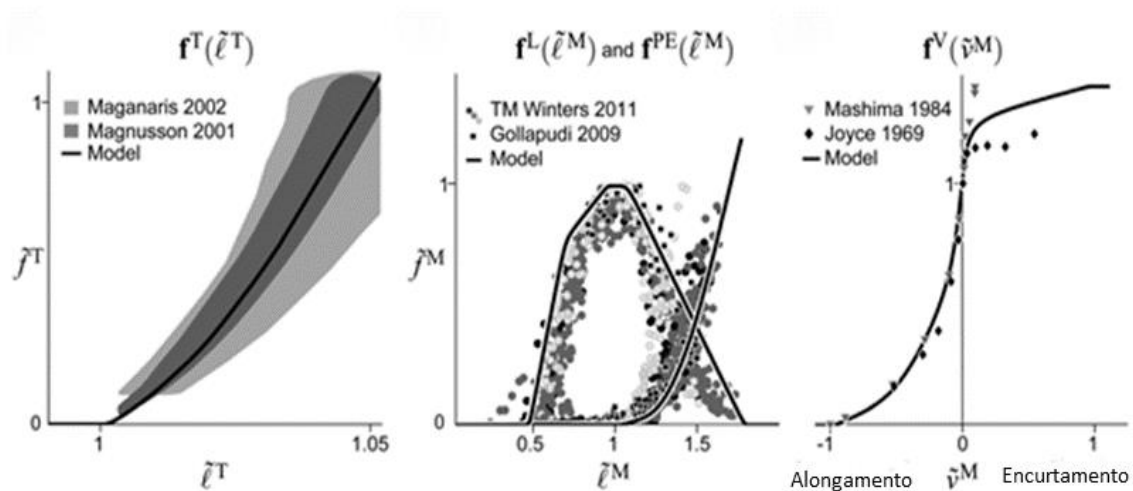


Figura 13: Comportamento do tendão -curva força tensão (f^T), da fibra muscular (f^l) – curva força-comprimento, propriedades passivas (f^{pe}) e da curva de relação força velocidade (f^v) apresentadas pelo modelo (linha preenchida) em comparação com dados experimentais da literatura (linhas tracejadas). FONTE: Millard et al. (2013).

Na dinâmica de ativação, a figura 14 mostra como o modelo utiliza a excitação neural (u), as coordenadas gerais (q), e as acelerações ($\dot{q}$) para computar os valores de comprimento, velocidade e força produzidos pelo modelo da unidade musculotendínea.

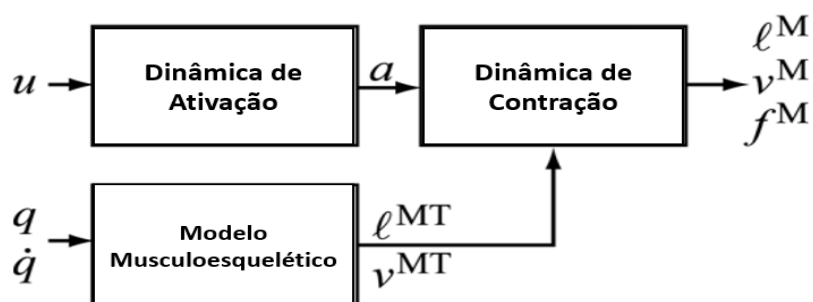


Figura 14: Relação entre a dinâmica de ativação, contração e o modelo musculoesquelético. Para produção dos referidos valores de comprimento (l^M), velocidade (v^M) e força (f^M) produzida pelo músculo, através das velocidades angulares e lineares corporais (q , $\dot{q}$). Fonte: adaptado de Millard et al. (2013)

Dessa forma, ao realizar a modelagem musculoesquelética, Millard et al. (2013) tenta solucionar problemas equacionais (simulações mais rápidas e com menores valores de ativação possíveis) para realização de simulações da unidade neuro-musculo tendínea. Para tanto, realiza a comparação entre três tipos de modelos diferentes: dois com um tendão elástico (um amortecido e outro não) e um modelo de tendão rígido.

Ao comparar os modelos musculares, o autor encontrou resultados que indicaram que o modelo de equilíbrio amortecido apresenta uma solução computacional mais rápida para todos os níveis de ativação propostos em comparação aos outros modelos. Além disso, esse modelo apresentou simulações com o menor valor de desvio padrão quando utilizados tanto um integrador implícito quanto um integrador explícito, sendo capaz de proporcionar resultados consistentes durante todo instante de tempo e em diversas condições de movimento (tarefas) (Millard et al, 2013).

A equação 2.4.1 relaciona a força do tendão com o nível de ativação, com o comprimento do tendão e com o comprimento e velocidade do músculo, considerando os componentes da geometria muscular, com a adição do componente de amortecimento (β), o que caracteriza o modelo amortecido proposto no estudo de Millard et al. (2013).

$$f^M(a f^l(l^M)f^V(v^M) + f^{PE}(l^M) + \beta v^M) \cos \alpha - f_0^M f^T(l^T) = 0 \quad 2.4.1$$

Onde, f^T representa a força aplicada no tendão, l^T é o comprimento do tendão, f^L a relação força comprimento muscular, l^M o comprimento muscular, f^M é a força muscular, f^V a relação força velocidade, v^M a velocidade da contração muscular, a sendo a ativação muscular e α o ângulo de penetração.

As equações 2.4.2, 2.4.3 e 2.4.4 retratam a dinâmica de ativação dependente da excitação muscular descrita na figura 12.

$$\hat{a} = (a - a_{min}) / (1 - a_{min}) \quad 2.4.2$$

$$a = (u - \hat{a}) / t \quad 2.4.3$$

$$t = \begin{cases} tA (0.5 + 1.5\hat{a}) & \text{para } u > \hat{a} \\ \frac{tD}{0.5 + 1.5\hat{a}} & \end{cases} \quad 2.4.4$$

Onde: $\hat{a}$ é a ativação computada, a a ativação atual, a_{min} é ativação mínima para que uma contração ocorra, u é a excitação, tA é o tempo de ativação e tD o tempo de desativação.

Nesse trabalho, considera-se que a excitação corresponde ao RTE, cujos limiares são definidos pelos sistemas supraespinhais. No SCONE, o RTE é modelado pela equação 2.4.5, e com base em dados da contração muscular, da velocidade de contração, da força muscular ou do feedback do fuso neuromuscular.

$$u = C0 + KF[(F - F0)]_+ + KL[(L - L0)]_+ + KV[(V - V0)]_+ + KS[(S - S0)]_+ \quad 2.4.5$$

Essa equação é composta por variáveis relacionadas ao sistema nervoso central e a mecânica muscular, onde são expressas a excitação, devido à atividade reflexa (u), o nível basal constante de excitação ($C0$), o ganho do feedback de força muscular (KF), o limiar do feedback de força ($F0$), o ganho do feedback de comprimento (KL), o limiar do feedback de comprimento muscular ($L0$), o ganho do feedback de velocidade (KV), o limiar do feedback de velocidade ($V0$), o ganho do feedback do fuso neuromuscular (KS) e o limiar do feedback do fuso neuromuscular ($S0$).

A dinâmica de excitação computada pelo SCONE prevê que os valores computados sejam sempre positivos ou iguais a zero, não sendo atribuídos valores negativos visto o sinal $[\]_+$ presente na equação 2.4.5.

Dessa forma, ao assumir que a ativação depende de uma excitação, como é apresentado na equação 2.4.3 e 2.4.4, por meio das formas de computação do limiar reflexo presentes na equação 2.4.5, pretende-se realizar uma excitação alterada a fim de encontrar um padrão de ativação errôneo. Essa alteração é proposta, conforme a espasticidade é definida na literatura (BIERING et al. 2013) sendo este um dos mecanismos responsáveis.

2.4.3 O PROCESSO DE OTIMIZAÇÃO NO SCONE

Os algoritmos de otimização desempenham um papel crucial em uma ampla gama de aplicações em ciência da computação, engenharia, economia e diversos outros campos. Eles são projetados para resolver problemas complexos encontrando a melhor solução possível dentro de um conjunto de opções viáveis, considerando critérios específicos e frequentemente sujeitos a restrições. Em essência, esses algoritmos buscam automatizar o processo de tomada de decisão, explorando eficientemente um espaço de soluções em busca daquela que otimize determinada função objetivo. Seja minimizando custos, maximizando lucros, otimizando processos ou adaptando-se a condições variáveis, os algoritmos de otimização oferecem ferramentas poderosas para lidar com desafios complexos e multifacetados (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

O SCONE utiliza um algoritmo do tipo Covariance Matrix Adaptation Evolution Strategy (CMA-ES). Essa é uma abordagem avançada para otimização numérica, comumente empregada em problemas de elevada complexidade e dimensionalidade (AUGER A.; HANSEN N., 2012). O processo de otimização tem como finalidade otimizar parâmetros de forma variada, com finalidades distintas ao que se pretende analisar, e geralmente busca uma minimização de uma função custo (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

A seguir, delineiam-se os passos fundamentais de um processo de otimização utilizando o CMA-ES:

1. Inicialização:

- Seleção de um ponto inicial no espaço de parâmetros, podendo ser aleatório ou predefinido. Definição da matriz de covariância inicial, representando a relação entre diferentes parâmetros.

2. Geração de População:

- Com base na matriz de covariância, gera-se uma população de soluções candidatas e amostragem das soluções de uma distribuição multivariada.

3. Avaliação da Função Custo:

- A avaliação da função custo para cada solução candidata na população, reflete a qualidade da solução em relação ao problema de otimização.

4. Ordenação e Seleção:

- Ordenação das soluções candidatas conforme os resultados da função custo.
- Seleção das melhores soluções para a próxima iteração, sendo que o número de soluções escolhidas geralmente representa uma porcentagem da população.

5. Atualização da Matriz de Covariância:

- Com base nas soluções selecionadas, a atualização da matriz de covariância visa ajustar a busca para adequar-se à forma da função custo.

6. Atualização do Ponto Médio:

- Essa atualização considera as soluções selecionadas, a fim de direcionar a busca para regiões promissoras do espaço de parâmetros.

7. Critério de Convergência:

- Verificação se um critério de convergência é atendido, como a convergência da função custo ou um número máximo de iterações.

8. Iteração:

- Repetição dos passos de 2 a 7 até que o critério de convergência seja satisfeito.

O CMA-ES é um método iterativo que busca adaptar a busca com base no desempenho das soluções candidatas. Sua eficácia destaca-se em solucionar problemas de otimização não lineares, multimodais e de alta dimensionalidade, e fundamenta-se na habilidade de adaptação à geometria do espaço de parâmetros e na exploração eficiente de regiões promissoras (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

É possível realizar o monitoramento de um processo de otimização levando em consideração alguns resultados fornecidos pelo software SCONE. Alguns parâmetros como a curva de tendência; progresso; melhor *fitness*; e melhor geração, medem o desempenho da simulação, segundo os parâmetros obtidos durante cada instante (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

A curva de tendência pode se referir a uma medida ou análise específica relacionada à tendência ou inclinação dos resultados da otimização ao longo das iterações. Essa análise pode ser útil para entender como a solução ótima está se comportando ao longo do tempo e se está havendo uma convergência eficaz. A curva de tendência geralmente se refere à inclinação de uma linha de tendência ou gráfico que representa a evolução dos valores da função custo ao longo das iterações do CMA-ES. Uma inclinação positiva indica um aumento nos valores da função custo, sugerindo que a otimização pode não estar convergindo ou está enfrentando dificuldades. Por outro lado, uma inclinação negativa indica uma redução nos valores da função custo, indicando progresso na busca pela solução ótima (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

Progresso refere-se à melhoria ou avanço na busca pela solução ótima ao longo das iterações do algoritmo. O termo progresso é utilizado para avaliar o desempenho do algoritmo de otimização em direção à convergência ou obtenção de uma solução de alta qualidade. O progresso é geralmente medido considerando o valor da função custo associado à melhor solução encontrada em cada iteração. Se o valor da função custo diminui ao longo do tempo, isso indica um progresso positivo, indicando que o algoritmo está se aproximando de uma solução ótima. Por outro lado, se o valor da função custo permanece praticamente inalterado ou aumenta, pode indicar que o algoritmo está

estagnado ou não está convergindo para uma solução satisfatória (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

O melhor *fitness* será o valor associado à melhor solução encontrada até o momento. A evolução do melhor *fitness* ao longo das iterações do algoritmo é monitorada para entender como a qualidade da melhor solução está progredindo. Ao analisar o melhor *fitness* durante o processo de otimização, pode-se observar se o algoritmo está convergindo para uma solução ótima. Uma tendência decrescente no melhor *fitness* ao longo das iterações indica que o algoritmo está fazendo progresso na busca pela solução mais adequada (AUGER A.; HANSEN N., 2012).

2.4.4 FUNÇÕES CUSTO NO SCONE

Conforme discutido anteriormente, o SCONE escolhido para simular a condição de espasticidade, utiliza um processo de otimização baseado em funções custo. Estas funções devem ser minimizadas para alcançar a medida desejada durante a simulação.

Nesse trabalho, por se tratar de uma tarefa passiva, involuntária, sem um objetivo definido (como atingir um ponto de repouso o mais rápido possível ou de forma mais precisa), houve um desafio em achar uma função custo. Ou seja, encontrar condições fisiológicas previstas como variáveis a serem consideradas pelo SNC, que poderiam ser minimizadas durante um processo de otimização. Todavia, existiam no SCONE medidas de gasto energético e resistência muscular, que possivelmente poderiam ser utilizadas como funções custo, para a proposta desse trabalho. Como apoio a esta utilização, considerou-se a existência de estudos que exploram a relação entre gasto energético e produção de força na realização de tarefas motoras, abordando temas como estabilidade postural, diferenças anatômicas/musculares em idosos, entre outros (SPARROW et al, 1998; UMBERGER et al, 2003).

Nesse contexto, o SCONE incorpora modelos de funções custo implementadas em estudos que objetivam a relação de gasto energético ou a resistência muscular como formas de medidas de desempenho (WANG et al, 2012; UCHIDA et al, 2016; CROWNINSHIELD; BRAND, 1981). Esses modelos

auxiliam na formulação de relações anátomo-fisiológicas para explicar a redução do custo energético.

2.4.4.1 FUNÇÃO CUSTO DE GASTO ENERGÉTICO METABÓLICO

Para a produção de força pelo músculo, é crucial o fornecimento de energia proveniente das moléculas de adenosina trifosfato, conhecidas como ATP (HALL, 2011). Durante o processo de contração muscular, o músculo utiliza as concentrações de ATP já presentes na fibra. No entanto, essa fonte energética é suficiente apenas para sustentar a contração muscular por 1 a 2 segundos por fibra. Após a quebra dessas moléculas e a transformação em adenosina difosfato, é necessário submetê-las a um processo de fosforilação (HALL, 2011).

Na fase de produção de força, o músculo executa trabalho, isto é, a energia resultante da quebra das moléculas de ATP é transferida para o músculo, capacitando-o a movimentar o segmento.

Na perspectiva da física, a relação do trabalho pode ser definida pela seguinte equação:

$$T = C \times D \quad 2.4.4.1$$

A equação é proposta para a relação do trabalho (T) na física, onde T é o trabalho, C é a carga e D é a distância do movimento.

Ao analisar a contração muscular em particular, torna-se possível comparar a eficiência do trabalho realizado pelo músculo com o trabalho executado por um motor. A eficiência do motor, nesse contexto, é definida como o percentual de energia fornecida que é convertida em trabalho, em vez de ser dissipada em forma de calor (HALL, 2011).

No contexto muscular, essa comparação é válida, pois, em média, apenas 25% da energia fornecida ao músculo é convertida em trabalho. A maior parte é direcionada à fosforilação para a produção de ATP (HALL, 2011). Assim, é possível desenvolver um método de medição da eficiência da contração muscular considerando a energia dissipada pelo sistema.

Hall (2011) estabeleceu uma relação de eficiência da contração muscular diretamente correlacionada à velocidade. Contrações lentas ou sem movimento resultam em quantidades mínimas ou próximas a zero de calor de manutenção

dissipado. Por outro lado, contrações rápidas consomem grandes quantidades de energia para superar a fricção viscosa do músculo, diminuindo sua eficiência.

Umberger (2003) desenvolveu uma equação para modelar essa relação fisiológica, identificando a taxa de calor dissipada durante uma contração muscular. Essa equação visa criar um modelo de gasto energético aplicável a modelos musculares do tipo Hill, como descrito posteriormente no tópico "modelo biomecânico muscular". A equação proposta por Umberger (2003) é a seguinte:

$$\dot{E} = \dot{h}A + \dot{h}M + \dot{h}SL + \dot{w}CE \quad 2.4.4.2$$

Na equação proposta a energia dissipada ($\dot{E}$) é calculada através da somatória da taxa de calor de ativação ($\dot{h}A$), taxa de calor de manutenção ($\dot{h}M$), taxa do calor de encurtamento/alongamento ($\dot{h}SL$) e a taxa de trabalho mecânico do elemento contrátil ($\dot{w}CE$).

Posteriormente, Wang et al. (2012) utiliza um modelo similar para estudo de análise de marcha. Neste estudo, foram detalhados mecanismos neurais e reflexos para marcha, sendo comparados com dados cinemáticos de indivíduos saudáveis para a verificação do nível de proximidade dos dados simulados com a realidade. As medidas de esforço metabólico, foram adicionadas como um parâmetro para o controlador, sobre o estado da eficiência da contração durante o processo. Por fim, a autora disponibilizou seu código nas bibliotecas do SCONE para utilização em trabalhos futuros.

Uchida et al. (2016) propuseram alterações ao modelo original criado por Umberger et al. (2003), diferenciando-o de duas formas:

- 1) Adaptaram um modelo de recrutamento de fibras rápidas e lentas proposto por Bhargava et al. (2004), para determinar uma razão de ativação entre os dois tipos de fibras em cada instante da simulação, por meio das seguintes equações:

$$u_s(t) = \sin\left(\frac{\pi}{2} u(t)\right) \quad 2.4.4.3$$

$$u_f(t) = 1 - \cos\left(\frac{\pi}{2} u(t)\right) \quad 2.4.4.4$$

$$f_{rs}(t) = \frac{f_s u_s(t)}{f_s u_s(t) + (1-f_s) u_f(t)} \quad 2.4.4.5$$

Onde, us e uf são os níveis de ativação das fibras de contração lenta e rápida, respectivamente, fs representa a fração de fibras de contração lenta existentes no músculo, e frs representa a fração do recrutamento das fibras de contração lenta.

- 2) A segunda alteração foi feita, ao considerarem o trabalho negativo produzido durante a contração, segundo preceitos da primeira lei da termodinâmica de conservação da energia.

Dessa forma, ao propor este tipo de abordagem, Uchida et al. (2016) estabelece uma forma mais próxima a fisiologia e determina os percentuais de ativação de acordo com a diferenciação dos tipos de fibras existentes nos músculos, e calcula o poder médio consumido pelo i -ésimo músculo através da minimização com a seguinte equação:

$$P_{articular} = \sum_i P_{uni}^{[i]} + \sum_j \left(\frac{m^j}{t_1 - t_0} \int_{t_0}^{t_1} \frac{r_1^{[j]}(t)}{r_1^{[j]}(t) + r_2^{[j]}(t)} \dot{E}(t) dt \right) \quad 2.4.4.6$$

Onde $P_{uni}^{[i]}$, é o poder médio consumido pelo i -ésimo musculo uniarticular que atua na articulação de interesse, $r_1^{[j]}(t) \geq 0$ é o braço de momento instantâneo de flexo/extensão dos j -ésimos músculos biarticulares da articulação de interesse, $r_2^{[j]}(t) \geq 0$ é o braço de momentos análogos as outras articulações cruzadas pelos músculos biarticulares, $\dot{E}$ é o poder metabólico consumido, m^j é a massa muscular, e $t_1 - t_0$ é a variação de tempo da tarefa.

E da mesma forma que Wang et al. (2012), Uchida et al. (2016) disponibilizou seu código para livre acesso nas bibliotecas do software SCONE.

2.4.4.2 FUNÇÃO CUSTO DA RESISTÊNCIA MUSCULAR CÚBICA

A abordagem do estresse muscular cúbico foi inicialmente desenvolvida na tentativa de estabelecer uma relação entre a produção de força e a resistência muscular (GROSSE-LORDEMAN, H.; MÜLLER, 1937). Grosse-Lordemann e Müller (1937) conduziram um experimento utilizando uma bicicleta, buscando medir o desempenho de indivíduos impondo ritmos diferentes (rotações por

minuto). Os participantes foram orientados a manter o ritmo inicial ao longo do experimento. A partir dessas experimentações, o autor foi pioneiro ao propor uma equação que relaciona a força contrátil muscular ao tempo de manutenção, originando a equação da relação força-resistência:

$$\log T = -n \log f + c \quad (2.4.4.7)$$

Na equação proposta, onde T representa o tempo máximo de contração, f é a força contrátil, e n e c são constantes obtidas experimentalmente (CROWNINSHIELD; BRAND, 1981), Crowninshield e Brand (1981) avançaram na exploração desse modelo. Eles incorporaram outras considerações fisiológicas à teoria da relação força-resistência, vendo-a como uma estratégia para redução do esforço muscular.

A proposta de Crowninshield e Brand (1981) foi criar uma função custo a ser minimizada, baseada no estudo de Grosse-Lordemann e Müller (1937), correlacionando a área de secção transversa muscular para a produção de força. Crowninshield e Brand (1981) sugerem que a máxima resistência ("endurance") de uma contração muscular está relacionada com o valor médio da tensão ("stress") dentro do tecido muscular.

Em uma articulação qualquer no corpo, assumindo que as forças ligamentares e as forças de contato podem ser negligenciadas, o momento muscular seria dado por:

$$M = \sum_{i=1}^M (r_i \times f_i) \quad 2.4.4.8$$

Onde o M é o momento articular total, f_i é força do i-ésimo músculo e r_i o respectivo braço de momento. Nesse caso, a máxima resistência ("Endurance") irá ocorrer quando a norma euclidiana das tensões (equação 3) for minimizada.

$$l_n = \sqrt[n]{\sum_{i=1}^m \left(\frac{f_i}{A_i}\right)^n} \quad 2.4.4.9$$

Onde, A_i é a área de secção transversa do i -ésimo músculo envolvido no ato de produção de força, n é o expoente da relação força/tensão e l_n é a relação força/tensão resultante. Ao considerar que n pode variar de acordo com o valor da área de secção transversa do músculo, no SCONE a função do estresse muscular cúbico é apresentada como a soma dos termos $\left(\frac{f_i}{A_i}\right)^3$ (Apêndice 1).

3 MÉTODO

O presente capítulo descreve detalhadamente as simulações realizadas nesta pesquisa, incluindo as preparações do simulador, comparações entre funções custo, obtenção dos limiares do RTE para a condição saudável e a simulação da condição de espasticidade com a alteração dos limiares do RTE para músculos individuais (Figura 15).

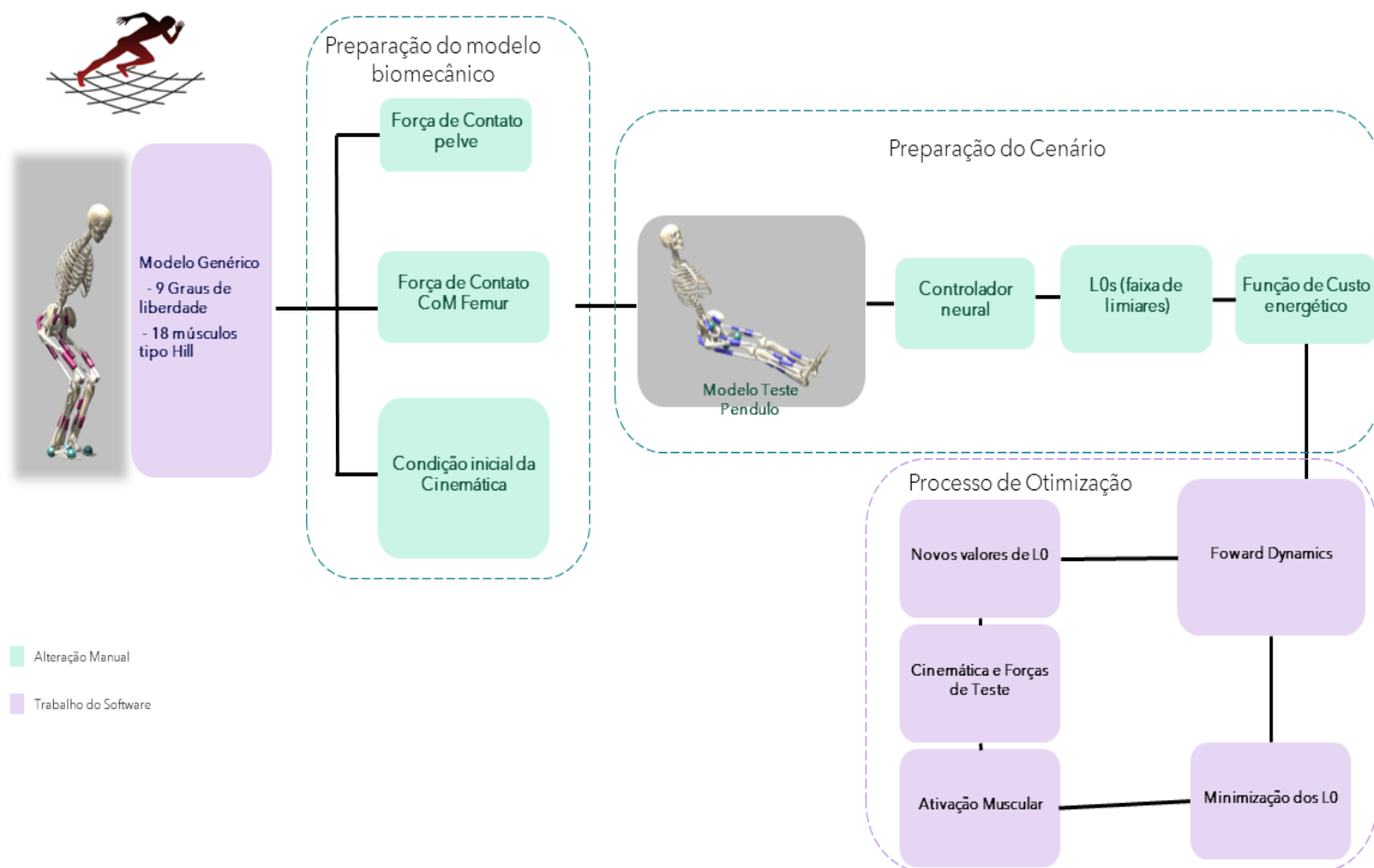


Figura 15: esquema das simulações em ambiente SCONE, com a utilização do processo de otimização para redução da função custo e obtenção de valores de L0s objetivando a minimização do esforço energético muscular. Fonte: do estudo.

Para conduzir as simulações, utilizamos os softwares de modelagem biomecânica de movimento OpenSim 4.0 e SCONE.

A adaptação do modelo biomecânico do OpenSim, originalmente desenvolvido por Delp et al. (1990) e adaptado para o SCONE por Geijtenbeek

(2021), foi empregada na simulação. Este modelo é restrito ao plano sagital, apresenta três graus de liberdade por perna (quadril, joelho e tornozelo) e mais três graus de liberdade relacionados à pelve.

A adaptação de Geijtenbeek (2021) inclui originalmente quatorze músculos do tipo Hill, sete por perna (M. Vasto Lateral, Ms. Isquiotibiais, M. Gastrocnêmio medial, M. Sóleo, M. Tibial anterior, M. Glúteo Máximo e M. Íliopsoas). O modelo muscular escolhido para a modelagem foi o modelo adaptado por Millard et al. (2013), considerando seus resultados sobre o modelo de equilíbrio amortecido.

Conforme os desenvolvedores originais do modelo (DELP, 1990), possui a capacidade de calcular a força máxima isométrica e os momentos articulares que os músculos podem gerar em qualquer posição corporal. Esse modelo pode ser empregado em simulações para analisar a contribuição muscular individual durante o movimento (SIMTK, 2023).

Dessa forma, após a escolha do modelo de simulação no SCONE, utilizou-se o controlador reflexo "reflex controller". Este controlador opera em malha fechada e permite a utilização da classe de reflexo chamada "MuscleReflex". Essa classe utiliza as propriedades da dinâmica muscular, modelo de Millard (2013), como fonte de informações para calcular as ativações musculares, conforme foi descrito no capítulo de modelo neuro-músculotendíneo, na equação 2.4.5 (SCONE, 2021^a).

A seguir, são descritas as etapas realizadas para a obtenção dos resultados (figura 16).

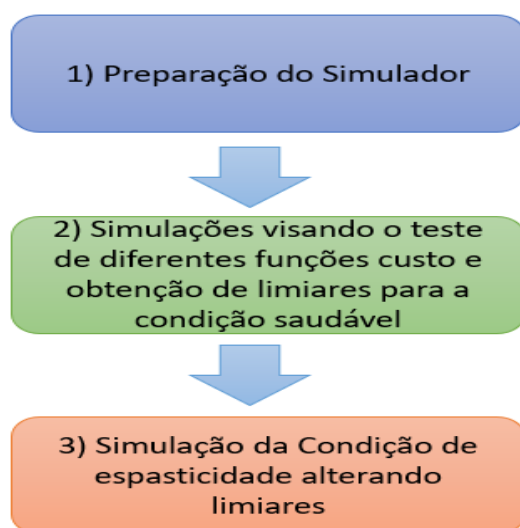


Figura 16: Fluxograma de delineamento da pesquisa, com as etapas necessárias para a investigação dos objetivos levantados. Fonte: o autor.

3.1 PREPARAÇÃO DO SIMULADOR

Para representar o teste de pêndulo, utilizou-se um modelo biomecânico a partir do modelo adaptado para o SCONE, por Geijtenbeek (2021). No entanto, algumas modificações nesse modelo foram necessárias para adequá-lo à posição adotada durante o teste de pêndulo. Três alterações fundamentais foram implementadas:

- **Ângulos iniciais selecionados:** Foram escolhidos ângulos iniciais para a condição de teste dentro da interface de programação de aplicação (IPA) do modelo genérico. Para a articulação do quadril, adotou-se um ângulo de 60° (para evitar possíveis compressões nos músculos isquiotibiais), e na articulação do joelho, optou-se por uma hiperextensão de 10° (por suspensão passiva), conforme sugerido por Fowler (2000).
- **Geometrias de contato para posição sentada:** Para simular a posição sentada, foram adicionadas quatro geometrias de contato em pontos específicos (centro de massas dos fêmures e das hemipélvis). Essas geometrias sustentaram o modelo na posição

sentada, impossibilitando movimentos verticais e anteroposteriores.

- **Inclusão do músculo reto femoral:** No modelo original, o músculo reto femoral não estava modelado. Dado que a tarefa enfoca a avaliação dos extensores de joelho, foi necessário adicionar o músculo reto femoral para ambos os membros inferiores.

A implementação dessas alterações permitiu a incorporação do modelo nos cenários de simulação (Figura 15)

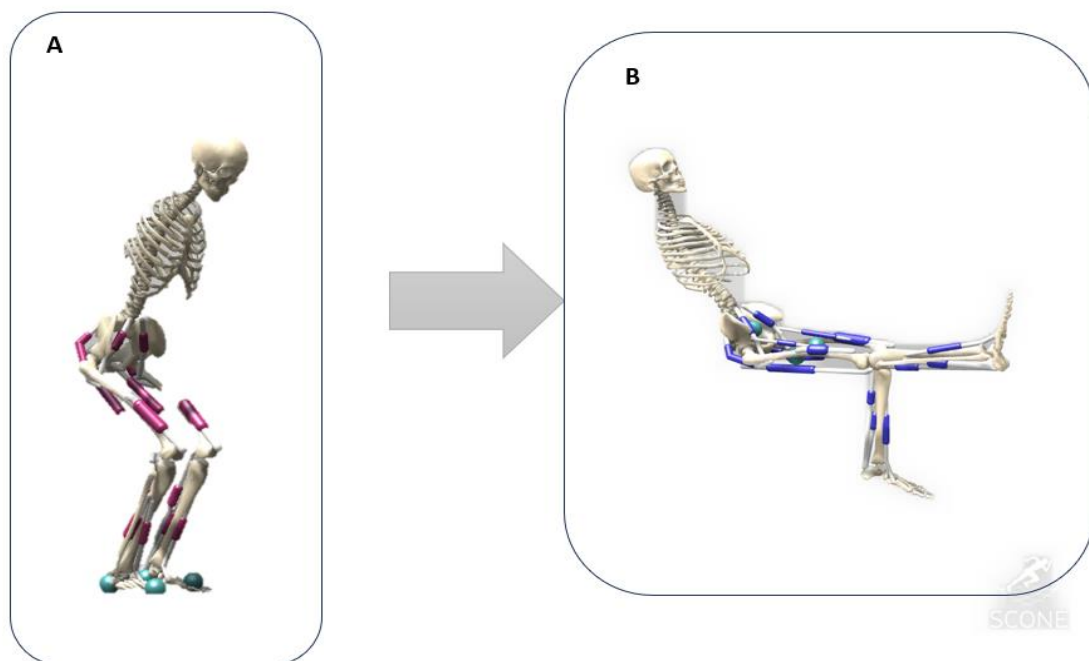


Figura 17: Alterações do modelo para realização das simulações. A: Modelo de Geijtenbeek (2021) disponível para edição, com as barras rosa sendo cada músculo presente no modelo. B: Modelo de simulação pronto, com as condições iniciais da cinemática alteradas, com as barras azuis sendo cada músculo que compõem o modelo e as esferas verdes em ambos os modelos sendo as pontos de contato para simular a superfície sobre a qual o modelo repousa. FONTE: o autor.

Além do modelo biomecânico, o modelo neural também foi adaptado para atender ao referencial teórico levantado. Para tanto, a representação dos centros superiores seguiu preceitos definidos pela hipótese do controle referencial (FELDMAN, 2015).

Por esse motivo, alterações ao controlador neural também foram realizadas, considerando a dinâmica de excitação/ativação dependente do comprimento muscular. Segundo a hipótese do controle de referência, foi assumido na equação que rege o sistema de excitação muscular (2.4.5), que os limiares relativos ao comprimento muscular (L_0 s) seria a variável onde o SNC atua para modulação reflexa.

$$U = KL[(L - L_0)]_+$$

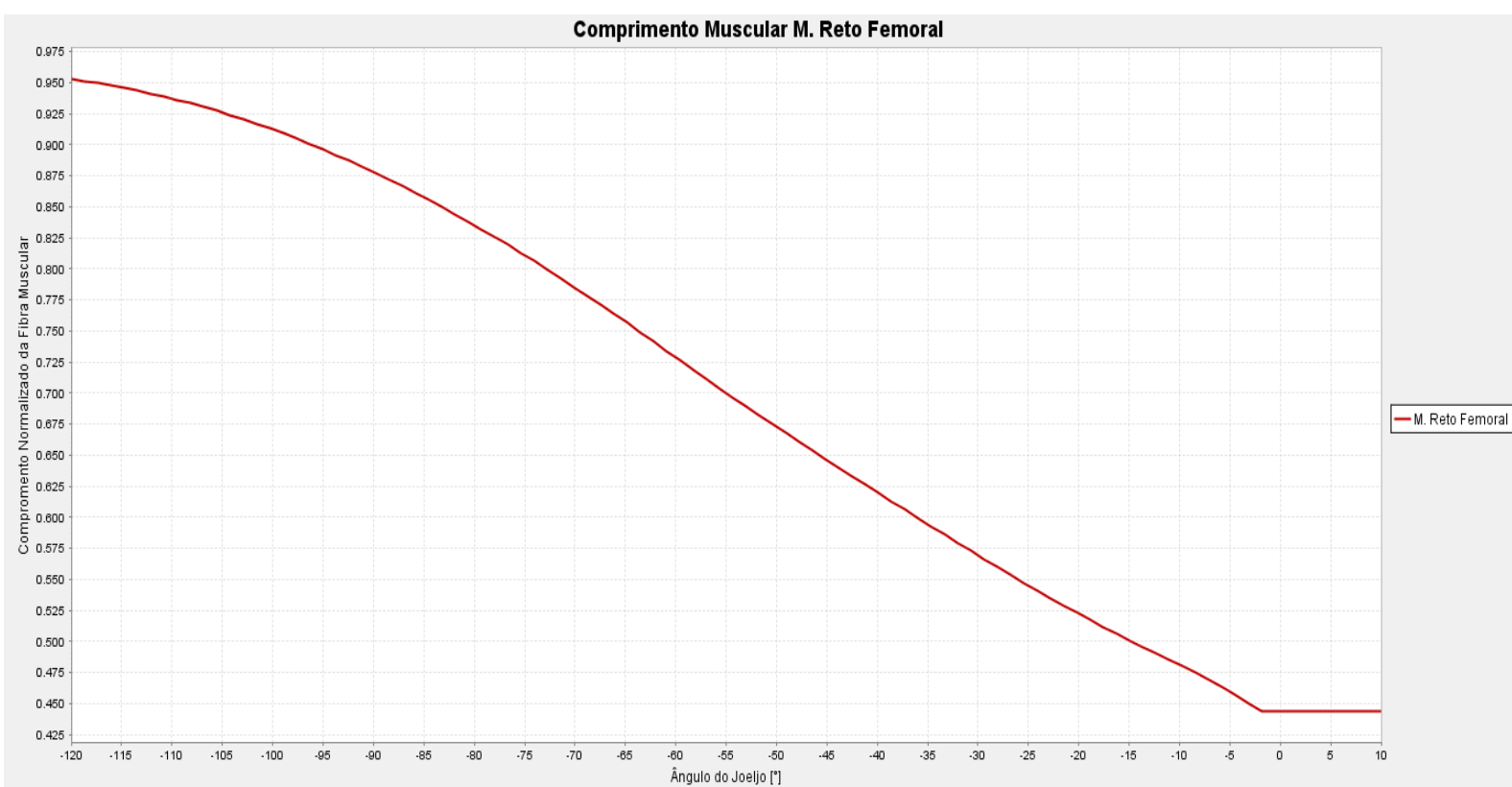
A utilização desses limiares guiou o processo de otimização calculado pelo SCONE, sendo os únicos parâmetros livres variáveis, na busca pelos valores mais adequados para minimização da função custo. Nesse caso em especial, os valores de limiares L_0 s foram as variáveis de otimização, necessitando de uma amplitude de valores nos quais o software trabalhou na busca pela combinação otimizada. Essa amplitude de valores, pode ser traduzida como a faixa de limiares, como explicado no capítulo 2.2, sendo que essa faixa de limiares, depende da faixa biomecânica (aqui relacionados aos valores de comprimento musculares).

Para atender a necessidade de obtenção dos valores dos comprimentos musculares de cada músculo modelado, utilizou-se o software OpenSim 4.0. Dentro Por meio da ferramenta de plotagem disponível neste software, foram gerados os gráficos dos comprimentos musculares de cada músculo do modelo biomecânico adotado, a fim de delimitar as faixas biomecânicas de todos os músculos do modelo.

Na figura 18 pode ser visualizado um exemplo do procedimento realizado para todos os músculos, no qual calculou-se o valor do comprimento muscular do M. Reto Femoral para a articulação do joelho. Foram atribuídos como limites da faixa biomecânica, o valor de maior encurtamento e maior relaxamento muscular.

Portanto, a faixa biomecânica foi delimitada como a variação angular em relação ao comprimento muscular de cada um dos músculos encontrados no modelo. Para fins ilustrativos, a rotina do cenário de simulação do SCONE, consta no APENDICE 2.

A figura acima representa o gráfico do M. Reto Femoral, ilustrando a delimitação da faixa biomecânica. Pôde-se observar que sua posição de maior encurtamento é atingida em 10° (extensão) com o valor de 0,45m, enquanto sua posição de maior alongamento ocorre no ângulo de -120° (flexão) com o valor de 0,95m. Portanto, a faixa biomecânica para a articulação do joelho deste



músculo é de 0,45m a 0,95m. Essa mesma abordagem foi aplicada a todos os músculos do modelo.

Figura 18: Gráfico do comprimento muscular do M. Reto Femoral, em função do ângulo para a articulação do joelho, com uma faixa que corresponde a maior extensão (10°) e a maior flexão (-120°). FONTE: o autor.

Após a delimitação das faixas biomecânicas dos músculos, o próximo passo foi a definição das faixas de limiares para cada um deles. De acordo com a hipótese do controle referencial, o SNC adota o limiar do reflexo tônico de

estiramento como forma de controle de movimentação. Assim, assumiu-se que a faixa de limiares seguiria 10% acima do limite superior e 10% abaixo do limite inferior da faixa biomecânica. Essa escolha representa a necessidade do SNC de posicionar os limiares dentro e fora da faixa biomecânica para a ativação e relaxamento dos músculos durante tarefas.

A seguir, apresenta-se um diagrama exemplificando como foi feita a representação das faixas de limiares e faixas biomecânicas para o M. Reto Femoral (Figura 19).

Ex: M. Reto Femoral

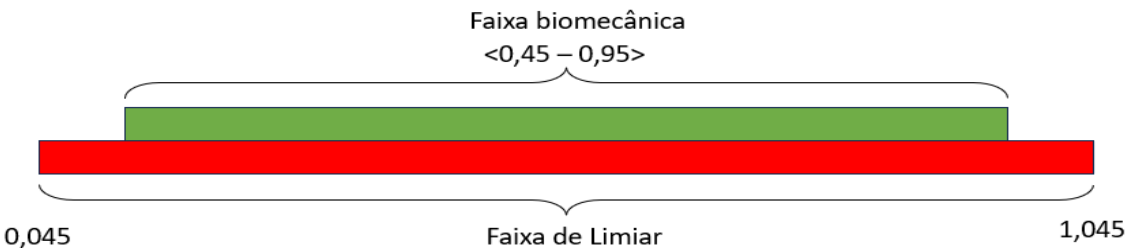


Figura 19: Definição das faixas de limiares (vermelho) e biomecânica (verde), para o M. Reto Femoral, adotando como referencial o comprimento muscular. FONTE: do estudo.

Essa mesma abordagem foi feita para todos os músculos do modelo, conforme a tabela 1.

Músculo	Faixa Biomecânica (m)	Faixa de Limiares (m)
Reto Femoral	<0,45-1,0>	<0,405-1,045>
Iliopsoas	<0,5-1,2>	<0,45-1,32>
Glúteo Máximo	<0,5-1,2>	<0,45-1,32>

Isquiotibiais	<0,85-1,4>	<0,765-1,54>
Vasto Lateral	<0,45-1,3>	<0,405-1,43>
Gastrocnêmio	<0,678-1,16>	<0,745-1,276>
Soleo	<0,45-1,35>	<0,405-1,485>
Tibial Anterior	<0,45-1,11>	<0,405-1,22>

Tabela 1: delimitação dos valores para faixas biomecânicas baseadas nos valores dos comprimentos musculares, e as faixas de limiares com as reduções entre os limites superiores e inferiores em 10%. Fonte: do estudo.

Após delimitadas as faixas de limiares dos comprimentos musculares, foram executadas otimizações para decidir a função custo e, simultaneamente, encontrar os valores dos limiares para um indivíduo saudável. Esse processo definiu os valores de limiares que indicariam uma ausência de contração muscular para um comportamento de teste hígido.

Todos os demais parâmetros da equação reflexa permaneceram constantes em valores fixos.

3.2 SIMULAÇÕES PARA COMPARAÇÕES ENTRE FUNÇÕES CUSTO

Devido à existência de diferentes funções custo, levantou-se a questão de qual delas seria mais indicada para as simulações, considerando que as três funções disponíveis utilizam sistemas de equacionamento diferentes ou aprimorados, relativos à resistência muscular e ao consumo energético.

Assim, as três funções custo relativas ao esforço muscular presentes nas bibliotecas do software SCONE foram testadas com o objetivo de identificar as diferenças entre elas e determinar qual seria mais adequada para obter os parâmetros de teste de um indivíduo saudável. Os critérios foram escolhidos com base na capacidade de reprodução da cinemática do teste de pêndulo e na obtenção dos menores níveis de ativação muscular. Também foram avaliados parâmetros relativos à eficiência de cada uma das funções frente ao processo de otimização.

Outra investigação importante envolveu os valores iniciais dos parâmetros de limiares para a condição de um indivíduo saudável. Nessa primeira etapa das

simulações foram definidos os valores indicados nos índices de menor ativação muscular, calculados pelo processo de otimização do software.

Portanto, as medidas de consumo energético metabólico propostas por Wang et al. (2012), Uchida et al. (2016) e a medida de resistência muscular cúbica (CUBED MUSCLE STRESS) proposta por Crowninshield e Brand (1981) foram testadas durante este processo.

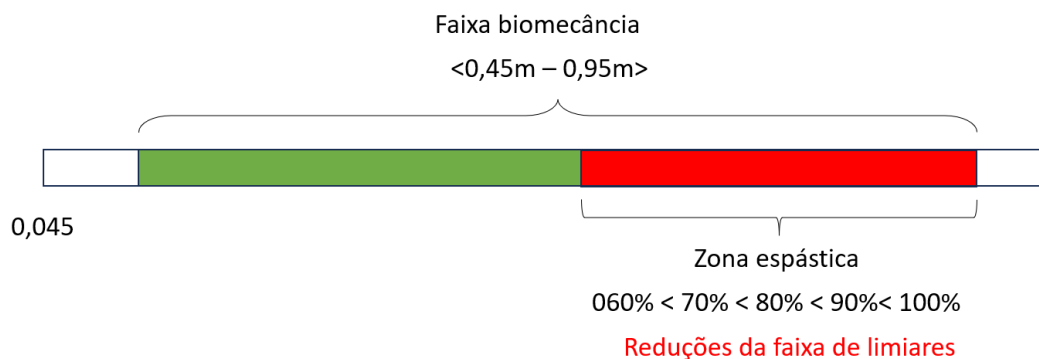
Nessa etapa, o cenário foi organizado de acordo com a rotina presente no APENDICE 2. Estabeleceu-se um critério de parada ao atingir 200 gerações para cada otimização, organizando os valores de variação dos limiares entre as faixas de limiares de cada um deles, como citado no tópico 3.1.

3.3 SIMULAÇÃO DA ESPASTICIDADE

Após encontrados os valores de limiares saudáveis para cada músculo, foram realizadas reduções nos valores dos limiares de comprimento muscular, produzindo uma dinâmica de computação da excitação de forma “errônea”. Logo abaixo, segue o esquema (figura 19) de redução da faixa de limiares.

Figura 20: representação da faixa de limiares de Feldman (2015), com redução gradual do limite

M. Reto Femoral



inferior em 10% para simular o processo espástico. FONTE: do estudo.

Para a representação da espasticidade, foi realizada a redução da faixa de limiares em 10% para baixo do limite superior como exemplificado na figura 20. Recriou-se um intervalo de ativação precoce, que altera a configuração do sistema referencial, ao promover ativações antes do limite inferior da faixa biomecânica. Salienta-se que não foram alterados valores de comprimento muscular, a faixa biomecânica permaneceu intacta.

Posteriormente, foram realizadas três etapas de modificações considerando as alterações dos músculos de forma individual e agrupada. Para tanto, ocorreram cinco reduções de faixas de limiares apenas para o M. Reto Femoral, cinco reduções da faixa de limiares apenas para o M. Vasto Lateral e cinco reduções da faixa de limiares para ambos, de forma conjunta.

As reduções realizadas em cada uma das três etapas, foram feitas de forma manual, alterando a organização da rotina do simulador (APENDICE 2). Nessa etapa, os valores de limiares obtidos na etapa 3.2 foram fixados, e reduzidos conforme citado anteriormente.

3.4 PARÂMETROS CINEMÁTICOS

Após a realização de cada uma das simulações, o software SCONE disponibilizou uma tabela dos parâmetros otimizados, bem como seu desvio padrão para minimização da função custo utilizada.

Para a cinemática, foram disponibilizados gráficos referentes às curvas da angulação do joelho em relação ao tempo de simulação, aos níveis de ativação e aos comprimentos musculares (APÊNDICE 2).

Após realizadas as simulações, as tabelas referentes a cinemática foram elaboradas. O software SCONE gerou arquivos de em formato “**.sto**”, os quais foram manipulados através de rotinas no software MatLab versão 2021b, para os cálculos dos valores relativos aos índices de relaxamento propostos em Bajda et al. (1984), com a relação dos ângulos da primeira oscilação e o ângulo de repouso θ_1/θ_r (figura 6).

4 RESULTADOS

Este capítulo será apresentado de forma a reportar os resultados obtidos pelas simulações, de acordo com os objetivos específicos.

4.1 DETERMINAÇÃO DA FUNÇÃO CUSTO E LIMIARES SAUDÁVEIS

Como descrito anteriormente, foram testadas funções custo com intuito de selecionar qual das três funções disponíveis pelo software SCONE melhor se aplicaria para à obtenção dos parâmetros saudáveis na tarefa selecionada.

A tabela 2, apresenta os dados da eficiência de cada uma das funções custo durante o processo de otimização.

Função Custo	Progresso	Curva de tendência	Melhor Geração	Melhor fitness
Cubed	2.33816e-06	-478279	144	2.044588+11
Wang	2.22002e-06	-3.62025e-06	79	1.62959
Uchida	2.75164e-06	-4.17735e-06	61	1.51706

Tabela 2: Parâmetros de eficiência do processo de otimização para cada uma das três funções custo disponíveis. Fonte: do estudo.

De acordo com a avaliação da tabela 2, descartou-se a função Cubed devido ao valor alto da curva de tendência; à demora para encontrar a melhor geração de combinações e por apresentar um “fitness” muito alto, indicando que talvez esta não seja uma função adequada para a investigação proposta.

Em contrapartida, foram encontrados valores próximos entre Wang e Uchida, com uma diferença apenas na velocidade para o encontro da melhor geração de parâmetros. A seguir, são expostos os valores de limiares obtidos para as funções custo de Wang e Uchida, em comparação aos valores das faixas biomecânicas por músculo (Tabela 3).

Músculo	L0 (m)	L0 (m)
Reto Femoral	1.04/0.001	1.04/0.003
Iliopsoas	0.96/0.006	1.26/0.009
Glúteo Máximo	1.14/0.004	1.18/0.006
Isquiotibiais	1.53/0.003	1.49/0.006
Vasto Lateral	1.39/0.003	1.34/0.007
Gastrocnêmio	1.16/0.003	0.98/0.005
Soleo	0.82/0.005	1.32/0.001
Tibial Anterior	1.14/0.003	1.16/0.007

Tabela 3: Valores de limiares obtidos pós otimização com utilização das duas funções custo diferentes (Wang e Uchida). Fonte: o autor.

Os valores obtidos em ambas as funções custo, também indicam valores próximos, sendo que ambas fornecem valores próximos aos limites superiores, além da faixa biomecânica.

A seguir, também são expostos dados sobre as variáveis de teste calculadas durante a execução, como mencionado no tópico da revisão da literatura, com relação à cinemática angular e à ativação muscular (figura 21).

As simulações realizadas com as diferentes funções custo de Uchida e Wang, mostraram que as cinemáticas de teste foram similares, não diferenciando significativamente os valores angulares da primeira incursão, do ângulo de repouso e o número de oscilações. Dessa forma, para uma análise mais criteriosa, foram investigados os níveis de ativação muscular que se mostraram diferentes entre as medidas de energia metabólica e resistência muscular.

O gráfico acusa apenas a ativação muscular do músculo Reto Femoral pelo fato de este ter sido o único músculo ativado na simulação quando os parâmetros atingiram o platô durante a otimização.

A tabela 2 expõem os valores calculados nos testes, para melhor comparação dos dados obtidos na cinemática apresentados na tabela 1.

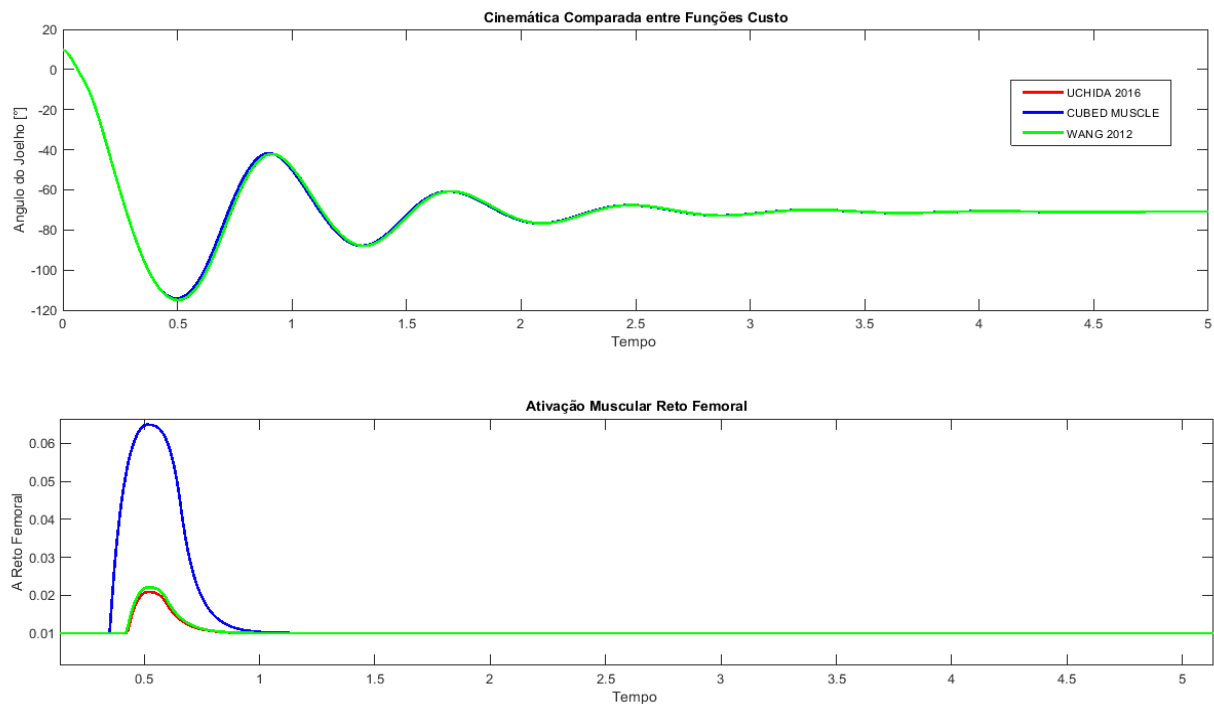


Figura 21: Cinemáticas e ativações comparativas entre funções custo Wang (2012), Uchida (2016) e Cubed (CROWNINSHIELD E BRAND, 1981).

Tabela de comparação cinemática com diferentes funções custo

Função Custo	θ_i	θ_r	RI	Nº oscilações
Wang 2012	116°	71°	1,63	4
Uchida 2016	115°	71°	1,62	4

Tabela 2: Tabela comparativa entre os testes de pêndulo, apresentando as medidas avaliadas no teste, referentes ao ângulo da primeira incursão (θ_i), ângulo de repouso (θ_r), o index de relaxamento **RI** e o número de oscilações em cada uma das simulações com funções custo diferentes. FONTE: do estudo.

Observa-se na Tabela 2 que as duas funções são muito similares quanto as três medidas apresentadas para uma cinemática característica de um indivíduo hígido, atestado por um **RI** > 1.6 segundo Bajd and Vodovnik (1984).

O critério de escolha para função custo foi definido pela eficiência do processo de otimização. Optou-se, portanto, pela função custo Uchida.

4.2 SIMULAÇÃO DA CONDIÇÃO DE ESPASTICIDADE.

De acordo com o segundo objetivo específico, foram investigados padrões cinemáticos do teste a fim de reproduzir uma condição espástica. Dessa forma, empregou-se as reduções aplicadas gradualmente do limite superior da faixa de limiares, nos músculos envolvidos no teste (Ms. Reto Femoral e Ms. Vasto Lateral), foram testadas simulações com os limiares alterados de cada um dos músculos individualmente e em conjunto.

A figura 21 apresenta a cinemática com as ativações para a condição de alteração apenas do M. Reto Femoral (RL0). É possível notar a tendência de resultado compatíveis com um teste de pêndulo clínico. Conforme as reduções da faixa de limiares são intensificadas, tanto os ângulos da primeira oscilação como o número de oscilações são reduzidos. Apenas ativações do M. Reto Femoral foram observadas durante a avaliação.

Assim como para as primeiras simulações, também foram feitas as tabelas comparativas entre testes, considerando os parâmetros cinemáticos e os cálculos dos índices de relaxamento para identificação da condição espástica. Os resultados para as alterações do M. Reto Femoral são expostos na tabela 4 e confirmam os comportamentos do teste na cinemática. Por meio do cálculo do índice de relaxamento, notou-se a tendência após as reduções, de que o teste siga um padrão de espasticidade.

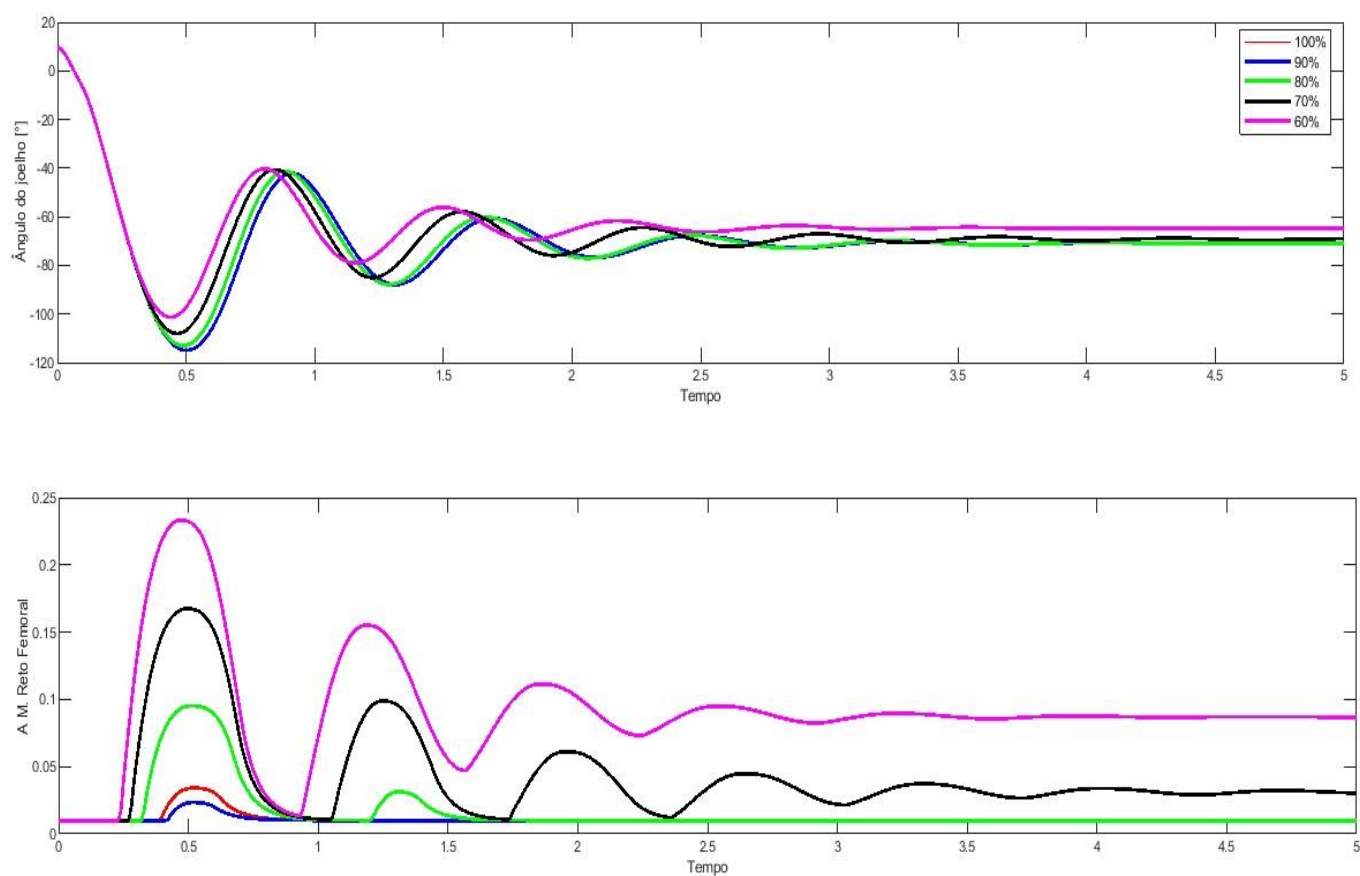


Figura 22: Condição de alteração da faixa de limiares apenas para o M. Reto Femoral (RL0). 100%, 90%, 80%, 70% e 60%, são as reduções progressivas da faixa de limiares, representada em cada uma das curvas. FONTE: do estudo.

Tabela de Comparação entre Simulações para Reduções de Faixa de Limiares apenas para o M. Reto Femoral

Faixa de limiares	θ_i	θ_r	RI	Nº oscilações
100%	115°	71°	1,64	5
90%	112°	68°	1,62	5
80%	107°	68°	1,56	4

70%	100°	64°	1,56	3
60%	96°	60°	1,55	3

TABELA 4: dados referentes aos parâmetros de teste analisado entre as simulações, com redução da faixa de limiares apenas para o M. Reto Femoral (RL0), para cada redução são enumerados os limiares do Músculo avaliado (90%, 80%... 60% sucessivamente), mostrando a tendência de redução do ângulo da primeira oscilação, bem como a redução do número de oscilações. FONTE: do estudo.

Seguindo a mesma métrica, foram realizadas simulações para redução da faixa de limiares do M. Vasto Lateral, sendo apresentados os resultados obtidos na figura 23.

Para o comportamento do M.Vasto Lateral, são apresentadas características divergentes quando constatado o oposto do obtido nas simulações com o M. Reto Femoral. Observou-se a diminuição do ângulo da primeira oscilação nas reduções de 90%, e 60%. Porém, entre esses intervalos, não ocorreu a diminuição do número de oscilações, conforme foi observado nas simulações envolvendo o M. Reto Femoral, tornando pouco plausível a comparação com um teste de pêndulo clínico, apresentados em Fowler (2000) por exemplo.

O que pode indicar que talvez no M. Vasto Lateral ocorram alterações significativas em algumas angulações específicas de sua faixa biomecânica.

Além disso, ainda foram encontradas supressões nos valores de ativações do M. Reto Femoral nas reduções de 80% e 70%, induzindo que talvez o M. Vasto Lateral assumira o comportamento da cinemática por um determinado arco de movimento.

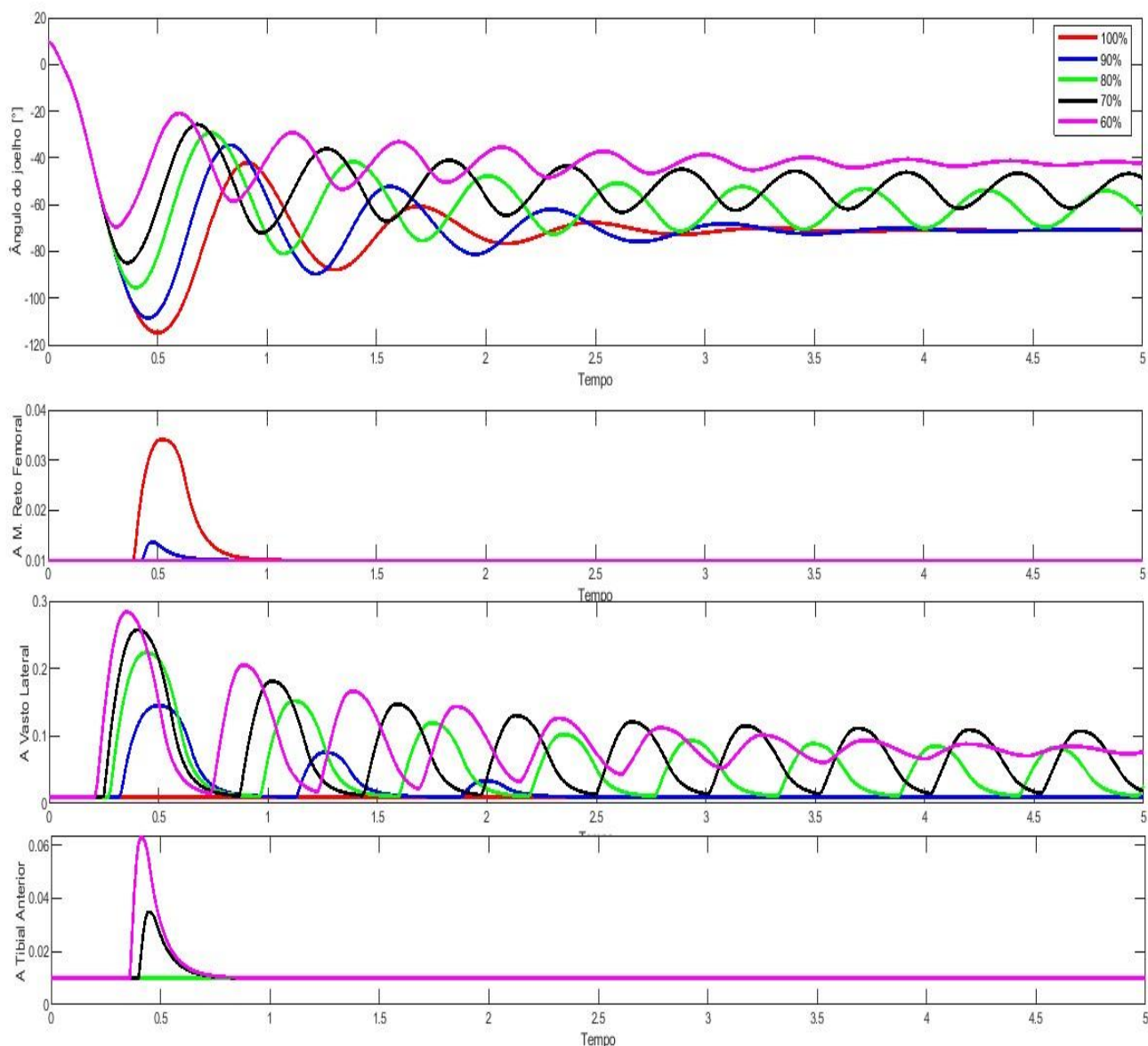


Figura 23: Condição de alteração da faixa de limiares apenas para o M. Vasto Lateral (VLO), sendo os valores de 90%, 80%, 70% e 60%, as reduções progressivas da faixa de limiares, representada em cada uma das curvas. FONTE: do estudo.

Abaixo, segue a tabela comparativa entre testes para a condição de alteração apenas do M. Vasto Lateral (tabela 5). Os dados foram calculados com base na cinemática.

Tabela de Comparação entre Simulações para Reduções de Faixa de Limiares apenas para o M. Vasto Lateral

Simulação	θ_i	θ_r	RI	Nº oscilações
100%	115°	71°	1,64	5
90%	114°	68°	1,62	5
80%	108°	68°	1,58	4
70%	91°	-	-	-
60%	80°	-	-	-

Tabela 5: dados referentes aos parâmetros de teste analisado entre as simulações, com redução da faixa de limiares apenas para o M. Vasto, mostrando que o comportamento diverge do teste clínico ao não apresentar índices de indivíduos espásticos, bem como não cálculos nas últimas reduções pela ausência de angulo de relaxamento e permanência do musculo em movimentos ondulatórios. FONTE: do estudo.

Na figura 24, são expostos os gráficos referentes às cinemáticas e ativações após a combinação das alterações de limiares em ambos os músculos. Nota-se características similares a cinemática da figura 22, quando apenas o M. Vasto Lateral estava com limiares alterados. Supõe-se que o M.Vasto Lateral possa comandar a característica do teste a partir de 80%.

Porém, o cenário das ativações difere-se, por estarem presentes ao longo de todo o teste as ativações do M. Reto Femoral, que acompanham as ativações do M. Vasto Lateral em seus picos.

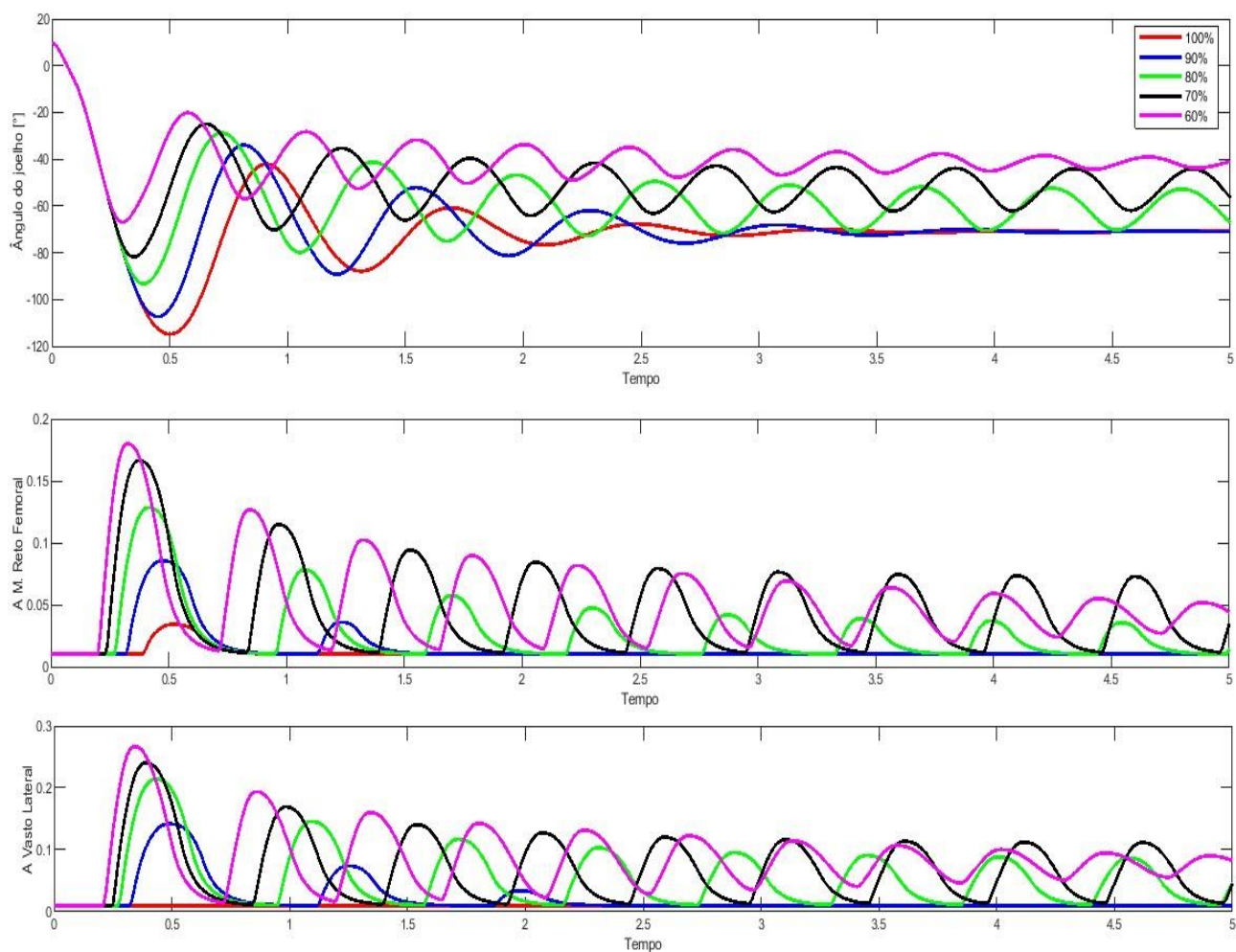


Figura 24: Condição de alteração da faixa de limiares para ambos os Ms. Vasto Lateral e Reto Femoral, sendo os valores de 90%, 80%, 70% E 60%, as reduções progressivas da faixa de limiares, representada em cada uma das curvas. FONTE: do estudo.

A tabela abaixo (tabela 6) mostra os parâmetros calculados a partir da cinemática para alteração em ambos os músculos de forma similar. Sendo identificadas algumas características similares a um teste clínico convencional, com redução da primeira angulação e relação do índice de relaxamento abaixo de 1.6. Entretanto, para caracterizar o teste, o número de oscilações deveria diminuir, posicionando o membro em uma posição de relaxamento completo.

**Tabela de Comparação entre Simulações para Reduções de Faixa de
limiares para ambos os Músculos**

Faixa de Limiares	θ_i	θ_r	RI	Nº oscilações
100%	115°	71°	1,64	5
90%	112°	68°	1,63	5
80%	102°	67°	1,5	6
70%	84°	59°	1,41	8
60%	74°	-	-	-

Tabela 6: dados referentes aos parâmetros de teste analisado entre as simulações, com redução da faixa de limiares de ambos os músculos. É possível notar que existe uma certa tendência em seguir um teste clínico, porém, o número de oscilações ao invés de reduzir, aumenta. FONTE: do estudo.

Dessa forma, são expostas as tentativas de aproximação de uma condição patológica, sendo a primeira condição, quando alterada a faixa de limiares do M. Reto Femoral, a que mais atende aos critérios de um teste clínico convencional, pois, existem reduções do ângulo da primeira incursão, redução do índice de relaxamento e diminuição do número de oscilações.

5 DISCUSSÃO

A espasticidade é um fenômeno que acomete indivíduos que sofreram algum tipo de desordem neurológica, e por essa razão, necessitam de intervenção para reabilitar funções necessárias para a vida diária. Entretanto, não existe consenso sobre como os mecanismos fisiológicos da espasticidade geram padrões de ativações alterados. Algumas hipóteses, como a do controle referencial, oferecem uma abordagem simplificada que explicam como as modulações do reflexo tônico de estiramento (RTE) podem estar envolvidas nesses mecanismos, com base nos limiares do RTE, alvo de investigações. Entretanto, ainda não existem formas de modelagem que utilizam essa hipótese associada à modulação reflexa para a espasticidade. Apenas são expostos estudos experimentais (TURPIN et al, 2016; Turpin et al, 2017), que correlacionam essa hipótese a doenças neurológicas.

Existe uma lacuna na literatura sobre modelos computacionais com representações do sistemas supraespinhais que poderiam ser úteis para a investigação da ativação muscular relacionada ao RTE na espasticidade. Por esse motivo, realizou-se uma tentativa de abordar um sistema referencial simples (limiares do RTE e a resposta muscular), no intuito de identificar se apenas os limiares reflexos dariam conta de explicar uma dinâmica de ativação alterada, como ocorre na espasticidade.

Os resultados obtidos na primeira etapa das simulações (figura 21) sugerem que o SNC busca redução do esforço para realização da tarefa, utilizando os mecanismos de redução do gasto energético muscular. Essa interpretação atribui-se às três simulações que utilizaram funções custos para minimização de esforços, de formas diferentes. Foram identificadas divergências quando comparados os valores equacionais das curvas de tendência (tabela 2) indicando que a medida Cubed Muscle Stress não deveria ser utilizada para a tarefa adotada.

Em relação às premissas relativas à condição de relaxamento, ao ser admitida uma condição inteiramente passiva, pouca ou nenhuma força e ativações foram observadas. Os resultados obtidos na figura 21 condizem com

os encontrados na avaliação de indivíduos saudáveis feita por LeCarvozin (2001). Mesmo em condições saudáveis para o teste de pendulo, o autor encontrou picos de ativações iniciais no ângulo da primeira oscilação.

Em relação aos métodos de gasto energético muscular, apesar de ambos obterem resultados muito semelhantes, as soluções equacionais para a função proposta por Uchida (2016) mostram-se mais rápidas para simulações com a melhor geração, atingida antes quando comparada à outra função, como apresentou a tabela 2. Fator este, que pode ser atribuído ao fato de que os métodos de energia musculares elaborados por Uchida (2016) têm como base preceitos fisiológicos mais atuais da dinâmica de contração de fibras rápidas e lentas, e de ser uma atualização da função proposta por Wang (2012).

Outro achado importante da etapa de determinação da função custo e dos limiares saudáveis, é relativo aos valores de L0s obtidos quando a função custo foi minimizada (tabela 3). Estes valores convergiram para os limites inferiores, para além da faixa biomecânica, condizendo com a hipótese do controle de referência (FELDMAN, 2015). Esta hipótese supõe que para um músculo atingir um nível de inatividade, seus valores de L0s devem estar fora da faixa biomecânica, sem desencadear ativação.

Ainda sobre a primeira etapa de simulações, que buscou uma representação da condição saudável, considerou-se plausíveis os dados cinemáticos obtidos (Tabela 2), pois os índices de relaxamento ultrapassaram os valores descritos em Badi et al (1984). Porém, um número de oscilações reduzidos foi observado em comparação aos testes reportados por Fowler (2000), que caracterizou mais de 7 oscilações para um teste normal. Tal fator, pode ser uma limitação associada ao modelo muscular utilizado, visto que na busca por um modelo que representasse as características viscoelásticas, o modelo de equilíbrio amortecido foi selecionado. Essa característica de amortecimento proposta por Millard et al (2013), pode ter acrescentado um amortecimento adicional ao movimento, de modo que o teste acusasse menos oscilações.

Esses achados podem ser considerados uma limitação do estudo, o que pode servir como motivação para estudos futuros que busquem explorar a modelagem do teste de pêndulo. Uma possível comparação entre modelos

musculares disponíveis na literatura pode ser realizada, com integração de todas as características de um teste para condição saudável.

Na etapa de simulação da condição de espasticidade, foi observado um comportamento similar aos testes em condições patológicas realizados por DeGroote et al (2018) e Fowler (2000), quando alterados os valores de L0s apenas para o músculo Reto Femoral (figura 22). Nessa condição foram constatadas reduções do número de oscilações, diminuição do ângulo da primeira oscilação e do período de oscilações. Diferentemente dos dados encontrados na alteração dos L0s apenas do músculo Vasto Lateral e de ambos os músculos combinados. Esse fator pode levantar hipóteses para trabalhos futuros sobre os limiares reflexos de músculos uni e biarticulares, pois de acordo com comparações na figura 23, as reduções mostram que o M. Vasto Lateral caracteriza o teste em determinados valores de limiares e em outros não. Outro fator a ser destacado, observado na figura 24, é a evidência de que ambos os músculos apresentam ativação, porém, o comportamento das reduções entre 80% e 70% advém do M. Vasto Lateral.

Ao evidenciar que os métodos clínicos quantitativos para mensuração de fadiga e dos níveis de severidade espásticos ainda são pouco explorados, sugere-se a adoção dessa abordagem simplificada. Conciliar as premissas da hipótese do controle referencial e da modelagem, como uma ferramenta para exploração de condições patológicas de forma simples, poderia evitar formas mais complexas de modelagem, como as que envolvem torques reflexos, torques viscoelásticos, rigidez de curto alcance, conforme encontradas na literatura (HE, 1997; HE, 1998; KOO, 2006; DEGROOTE, 2018).

Outro fator importante, diz respeito à potencialidade para análise muscular individual do movimento, capaz de diferenciar a ação muscular entre os músculos uniarticulares e biarticulares. Esta análise proporciona esclarecimento para tomada de decisão diante de intervenções com antiespásticos, como por exemplo, a definição do músculo alvo para recebimento de toxina botulínica. Também oferece uma série de insights para investigação em estudos como os de Wang (2018), considerando o comportamento do teste, pode sugerir que talvez, o músculo que mais atende ao comportamento do teste seja o M. Reto Femoral e não o M. Vasto Lateral.

Entretanto, o estudo também apresenta limitações que podem ser superadas em estudos futuros, como por exemplo, a análise dos outros dois músculos que compõem o grupamento do quadríceps (M. Vasto Intermédio e M. Vasto Medial) para simular a dinâmica de teste novamente. Outra sugestão de estudo futuro, seria a consideração da atuação da velocidade na contração muscular de forma explícita. Como apontado por Turpin et al (2016), a velocidade relaciona-se com o limiar do reflexo de estiramento e interfere na ativação muscular.

6 CONCLUSÃO

As medidas de consumo energético propostas por Uchida (2016) foram atribuídas como função custo mais adequada na condição da tarefa passiva, adotada durante o teste do pêndulo no presente estudo.

Verificou-se que somente a alteração na modulação do limiar do RTE pôde reproduzir o comportamento de um indivíduo com espasticidade durante o teste do pêndulo. Foram constatadas reduções no ângulo da primeira oscilação, redução do número de oscilações e aumento do índice de relaxamento, conforme as características patológicas presentes na literatura. Essas constatações foram atribuídas às alterações de limiares do M. Reto Femoral, as quais foram responsáveis pela reprodução do teste de pêndulo patológico, em comparação às alterações dos limiares apenas do M. Vasto Lateral e de ambos os músculos.

Porém durante o processo de investigação dessa questão, o otimizador utilizado proporcionou outra investigação pertinente a funções custo disponíveis para cálculo do processo de otimização, sendo os resultados encontrados importantes para apontar que as medidas de consumo energético proposta por Uchida (2016) era a mais indicada para a tarefa adotada.

7. REFERÊNCIAS

AUGER, Anne; HANSEN, Nikolaus. Tutorial CMA-ES: evolution strategies and covariance matrix adaptation. In: Proceedings of the 14th annual conference companion on Genetic and evolutionary computation. 2012. p. 827-848

BAJD, T.; BOWMAN, B. Testing and modelling of spasticity. Journal of biomedical engineering, v. 4, n. 2, p. 90-96, 1982.

BERNSTEIN, Nicholas. "The coordination and regulation of movements." (No Title) (1967).

BIERING-SØRENSEN, F.; NIELSEN, J. B.; KLINGE, K. Spasticity-assessment: a review. Spinal cord, v. 44, n. 12, p. 708-722, 2006.

BHARGAVA, L. J.; PANDY, M. G.; ANDERSON, F. C. A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction. J Biomech, v. 37, n. 1, p. 81-88, 2004.

BRUEL, A. et al. Investigation of neural and biomechanical impairments leading to pathological toe and heel gaits using neuromusculoskeletal modelling. The Journal of Physiology, v. 600, n. 11, p. 2691-2712, 2022.

BURKE, D.; WISSEL, J.; DONNAN, G. A. Pathophysiology of spasticity in stroke. Neurology, v. 80, n. 3 Supplement 2, p. S20-S26, 2013.

CALOTA, A.; FELDMAN, A. G.; LEVIN, M. F. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. Clin Neurophysiol, v. 119, n. 10, p. 2329-2337, 2008.

CROWNINSHIELD, R. D.; BRAND, R. A. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. Journal of biomechanics, v. 14, n. 11, p. 793-801, 1981.

DE GROOTE, F. et al. Interaction between muscle tone, short-range stiffness and increased sensory feedback gains explains key kinematic features of the pendulum test in spastic cerebral palsy: a simulation study. PLoS One, v. 13, n. 10, p. e0205763, 2018.

DELP, S. L. et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. IEEE Transactions on Biomedical engineering, v. 37, n. 8, p. 757-767, 1990.

DRESSLER, Dirk et al. Defining spasticity: a new approach considering current movement disorders terminology and botulinum toxin therapy. Journal of neurology, v. 265, n. 4, p. 856-862, 2018.

FEE, J. W.; FOULDS, R. A. Neuromuscular modeling of spasticity in cerebral palsy. IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, v. 12, n. 1, p. 55-64, 2004.

FELDMAN, A. G. Once more on the equilibrium-point hypothesis (λ model) for motor control. *J Mot Behav*, v. 18, p. 17–54, 1986.

FOWLER, E. G.; NWIGWE, A. I.; HO, T. W. Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, v. 42, n. 3, p. 182-189, 2000.

GROSSE-LORDEMAN, H.; MÜLLER, E. A. Der Einfluß der Leistung und der Arbeitsgeschwindigkeit auf das Arbeitsmaximum und den Wirkungsgrad beim Radfahren. *Arbeitsphysiologie*, v. 9, p. 454-475, 1936.

GEIJTENBEEK, T. Scone: Open source software for predictive simulation of biological motion. *Journal of Open Source Software*, v. 4, n. 38, p. 1421, 2019.

HALL, John E. Guyton y Hall. *Tratado de fisiología médica*. Elsevier Health Sciences, 2011.

HASELGROVE, J. C.; HUXLEY, H. E. X-ray evidence for radial cross-bridge movement and for the sliding filament model in actively contracting skeletal muscle. *Journal of molecular biology*, v. 77, n. 4, p. 549-568, 1973.

HE, J. Stretch reflex sensitivity: effects of postural and muscle length changes. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 6, n. 2, p. 182-189, 1998.

HILL, Archibald Vivian. 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.

HOY, Melissa G.; ZAJAC, Felix E.; GORDON, Michael E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*, v. 23, n. 2, p. 157-169, 1990.

JANSEN, K. et al. Altering length and velocity feedback during a neuro-musculoskeletal simulation of normal gait contributes to hemiparetic gait characteristics. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, v. 11, p. 1-15, 2014.

KIM, C. S.; EOM, G. M.; HASE, K. Modeling and identification of mechanical and reflex properties related to spasticity in stroke patients using multiple pendulum tests. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, v. 6, n. 3, p. 135-147, 2011.

KISTEMAKER, Dinant A.; VAN SOEST, Arthur (Knoek) J.; BOBBERT, Maarten F. Is equilibrium point control feasible for fast goal-directed single-joint movements?. *Journal of Neurophysiology*, v. 95, n. 5, p. 2898-2912, 2006.

KOO, Terry KK; MAK, Arthur FT; HUNG, L. K. In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects. *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 5, p. 390-399, 2002.

LANCE, J. Spasticity: disorders motor control. In: Feldman RG, Young RP, Koella WP editors. *Symposium synopsis*. Miami, FL: Year Book Medical Publishers; 1980.

LATASH, Mark L. *Synergy*. Oxford University Press, 2008.

LENT, Roberto. "100 bilhões de neurônios". Rio de Janeiro: Editora Atheneu, 2010.

LEVIN, M. F.; SELLES, R. W.; VERHEUL, M. H.; MEIJER, O. G. Deficits in the coordination of agonist and antagonist muscles in stroke patients: implications for normal motor control. *Brain Res*, v. 853, n. 2, p. 352–369, 2000.

MARTIN, Valère; SCHOLZ, John P.; SCHÖNER, Gregor. Redundancy, self-motion, and motor control. *Neural computation*, v. 21, n. 5, p. 1371-1414, 2009.

MILLARD, M. et al. Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics. *Journal of biomechanical engineering*, v. 135, n. 2, p. 021005, 2013.

MULLICK, A.A.; Musampa, N.K.; Feldman, A.G.; Levin, M.F. Stretch reflex spatial threshold measure discriminates between spasticity and rigidity. *Clin. Neurophysiol.* v. 124, p. 740–751, 2013.

MUSAMPA, N. K.; MATHIEU, P. A.; LEVIN, M. F. Relationship between stretch reflex thresholds and voluntary arm muscle activation in patients with spasticity. *Exp Brain Res*, v. 181, n. 4, p. 579–593, 2007.

REIMANN, Hendrik; SCHÖNER, Gregor. A multi-joint model of quiet, upright stance accounts for the “uncontrolled manifold” structure of joint variance. *Biological Cybernetics*, v. 111, n. 5, p. 389-403, 2017.

SHEEAN, G. "The pathophysiology of spasticity." *European journal of neurology* 9 (2002): 3-9.

SCONE. ReflexController. 2021a. Disponível em: https://scone.software/doku.php?id=ref:reflex_controller. Acesso em: 18 Ago. 2023.

SETH, A. et al. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia lutam*, v. 2, p. 212-232, 2011.

SETH A. et.al. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. PLoS Computational Biology, v. 14, n. 7, 2018.

SIMTK. Gait 2392 and 2354 models. DELP, S. L. et al (1990). Disponível em: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models>. Acesso em: 18 Ago. 2023.

SPARROW, W. A.; NEWELL, K. M. Metabolic energy expenditure and the regulation of movement economy. Psychonomic Bulletin & Review, v. 5, p. 173-196, 1998.

TING, L. H. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. Progress in brain research, v. 165, p. 299-321, 2007.

TURPIN, Nicolas A.; LEVIN, Mindy F.; FELDMAN, Anatol G. Implicit learning and generalization of stretch response modulation in humans. Journal of neurophysiology, v. 115, n. 6, p. 3186-3194, 2016.

TURPIN, Nicolas A.; FELDMAN, Anatol G.; LEVIN, Mindy F. Stretch-reflex threshold modulation during active elbow movements in post-stroke survivors with spasticity. Clinical Neurophysiology, v. 128, n. 10, p. 1891-1897, 2017.

THIBAUT, A. et al. Spasticity after stroke: physiology, assessment and treatment. Brain injury, v. 27, n. 10, p. 1093-1105, 2013.

UCHIDA, T. K. et al. Stretching your energetic budget: how tendon compliance affects the metabolic cost of running. PloS one, v. 11, n. 3, p. e0150378, 2016.

UMBERGER, B. R.; GERRITSEN, K. G.; 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.

Urban, P.P.; Wolf, T.; Uebele, M.; Marx, J.J.; Vogt, T.; Stoeter, P.; Bauermann, T.; Weibrich, C.; Vucurevic, G.D.; Schneider, A.; et al. Occurrence and Clinical Predictors of Spasticity After Ischemic Stroke. Stroke 2010, 41, 2016–2020.

VAN DER KROGT, Marjolein Margaretha et al. Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy. Journal of neuroengineering and rehabilitation, v. 13, n. 1, p. 1-11, 2016.

OREJA-GUEVARA, C.; González-Segura, D.; Vila, C. Spasticity in multiple sclerosis: Results of a patient survey. Int. J. Neurosci. 2013, 123, 400–408.

Wang, J. M.; Hamner, S. R.; Delp, S. L.; Koltun, V. Optimizing locomotion controllers using biologically-based actuators and objectives. ACM Transactions on Graphics (TOG), v. 31, n. 4, p. 1-11, 2012.

WANG, Ruoli et al. Neural and non-neural related properties in the spastic wrist flexors: An optimization study. *Medical Engineering & Physics*, v. 47, p. 198-209, 2017.

Wang, R., Gäverth, J., & Herman, P. A. (2018). Changes in the neural and non-neural related properties of the spastic wrist flexors after treatment with botulinum toxin A in post-stroke subjects: an optimization study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6, 73.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Neurological disorders: public health challenges. World Health Organization, 2006.

WARLOW CP, VAN GIJN J, DENNIS MS, et al. *Stroke: practical management* (3rd edn.), Blackwell Publishing, Oxford (2008).

Zajac, F. E. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, v. 17, n. 4, p. 359-411, 1989.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – tela das bibliotecas do software SCONE.



SCONE
Predicting Biological Motion

Search

Getting Started

What is SCONE?

Download & Install

Learning SCONE

Documentation

Tutorials & Examples

Reference Manual

Troubleshooting

FAQ

What's New

User Forum

Report Issue

Additional Information

Publications using SCONE

Hyfydy

License & Contributing

Acknowledgements

EffortMeasure

Measures the energy consumption of a model during simulation, according to various models.

Supported effort models:

- Constant : constant energy measure
- TotalForce : total muscle force
- Wang2012 : metabolic energy measure as defined in [Wang et al. 2012]
- Uchida2016 : metabolic energy measure as defined in [Uchida et al. 2012]
- SquaredMuscleStress : summed squared muscle stress: (force / PCSA)^2
- CubedMuscleStress : summed squared muscle stress: (force / PCSA)^3
- SquaredMuscleActivation : summed squared muscle activation: (activation)^2
- CubedMuscleActivation : summed cubed muscle activation: (activation)^3
- MechanicalWork : mechanical work of muscles = sum of muscle moment * dof velocity

All effort models can be used to compute cost-of-transport, by setting use_cost_of_transport = 1.

Inherits from Measure.

Public Attributes

Parameter	Type	Description
measure_type	EffortMeasureType	Energy model to be used, can be: Constant ,

APÊNDICE 2- Cenário de simulação da pesquisa.

```
1 CmaOptimizer {
2   signature_prefix = DATE_TIME
3
4   SimulationObjective {
5     max_duration = 10
6
7
8     # Model used in simulation
9     ModelOpenSim3 {
10       model_file = data/H0914M_osim2.osim
11       state_init_file = data/InitStateJumpTeste3.zml
12       fixed_control_step_size = 0.01
13
14
15       $A0 = 0.1
16       $L0 = 1~0.5
17       $KL = 1~1
18       $KP = 0~0.1
19       $KV = 0~0.1
20       $VDELAY = 0.08
21       $OFS = [ 0 0.5 0 ]
22       $DIR = [ 1 0 0 ]
23       $L0VAS= 1~0.5<0.45,1.3>
24       $L0REC= 1~0.5<0.45,1>
25       $L0HAM= 1~0.5<0.85,1.4>
26       $L0ILIO= 1~0.5<0.5,1.2>
27       $L0GAS= 1~0.5<0.678,1.16>
28       $L0SOL= 1~0.5<0.45,1.35>
29       $L0TIB= 1~0.5<0.45,1.11>
30       $L0GLU= 1~0.5<0.5,1.2>
31
32       ReflexController {
33         name = pendulum
34         symmetric = 1
35
36         # Muscle Length reflexes
37         MuscleReflex { target = rect_fem L0 = $L0REC KL = 1 delay = 0.010 allow_neg_L = 0}
38         MuscleReflex { target = iliopsoas L0 = $L0ILIO KL = 1 delay = 0.010 allow_neg_L = 0}
39         MuscleReflex { target = glut_max L0 = $L0GLU KL = 1 delay = 0.010 allow_neg_L = 0}
40         MuscleReflex { target = hamstrings L0 = $L0HAM KL = 1 delay = 0.0010 allow_neg_L = 0}
41         MuscleReflex { target = vasti L0 = $L0VAS KL = 1 delay = 0.020 allow_neg_L = 0}
42         MuscleReflex { target = gastroc L0 = $L0GAS KL = 1 delay = 0.020 allow_neg_L = 0}
43         MuscleReflex { target = soleus L0 = $L0SOL KL = 1 delay = 0.035 allow_neg_L = 0}
44         MuscleReflex { target = tib_ant L0 = $L0TIB KL = 1 delay = 0.035 allow_neg_L = 0}
45
46
47         EffortMeasure {
48           name = Effort
49           weight = 0.1
50           measure_type = Uchida2016
51           use_cost_of_transport = 0
52           default_muscle_slow_twitch_ratio = 0.5
53
54
```

APÊNDICE 3- Janela de análises do software SCONE, com as possibilidades de análise da simulação.

