

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE - FURG  
CENTRO DE CIÊNCIAS COMPUTACIONAIS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO  
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

Dissertação de Mestrado

## **Simulação de Modelo Muscular a partir de EMG de Superfície**

Juliana Veiga dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal do Rio Grande - FURG, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia de Computação

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Menezes Oliveira

Rio Grande, 2020

## Ficha Catalográfica

S237s Santos, Juliana Veiga dos.  
Simulação de modelo muscular a partir de EMG de superfície /  
Juliana Veiga dos Santos. – 2020.  
183 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande –  
FURG, Programa de Pós-Graduação em Computação, Rio  
Grande/RS, 2020.

Orientador: Dr. Vinícius Menezes Oliveira.

1. EMG 2. Modelo Muscular 3. Membros Superiores  
4. Reabilitação I. Oliveira, Vinícius Menezes II. Título.

CDU 004

Catálogo na Fonte: Bibliotecário José Paulo dos Santos CRB 10/2344

**Banca examinadora:**

---

Prof. Dr. Adriano Werhli

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Leonardo Emmendorfer

---

Prof. Dr. Eduardo Rocon

*Dedico este trabalho aos meus pais que sempre fizeram de tudo para que eu e meu irmão tivéssemos a melhor educação e a melhor criação. E mesmo como filhos adultos sabemos que sempre teremos apoio e um lugar para regressar.*

## **AGRADECIMENTOS**

Não tenho palavras suficientes para agradecer ao apoio dos meus pais e meu irmão nesta trajetória. A escolha de fazer o mestrado, o apoio no regresso a Rio Grande e a paciência em todos os dias de estresse que ocorreram até hoje. Vocês me acolheram e foram e são meu chão. Agradeço ao aluno de Engenharia de Automação Marcos Ramis pelo apoio com a captação de sinais e utilização do software da Biometrics. E ao meu professor Vinícius Oliveira por ter aceitado ser meu orientador.

## RESUMO

DOS SANTOS, Juliana Veiga. **Simulação de Modelo Muscular a partir de EMG de Superfície**. 2020. 183 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

O Acidente Vascular Cerebral é considerado uma das maiores causas de incapacidade no mundo podendo gerar uma disfunção motora leve ou severa, dependendo da região cerebral afetada e a duração do evento. A busca por tecnologias que possam auxiliar na recuperação de pacientes que sofreram um AVC e possuem algum tipo de espasticidade vem aumentando ao longo dos anos. Este trabalho tem como objetivo identificar através de uma revisão bibliográfica o modelo músculo esquelético de membros superiores que mais se adequa a pacientes que já sofreram um AVC e possuem sua estrutura muscular alterada, realizar a simulação e validação deste modelo com pacientes de uma clínica de fisioterapia, fazendo parte de um projeto ainda maior identificar os déficits de força destes pacientes e em quais músculos ocorrem e juntamente com os profissionais de saúde planificar uma fisioterapia direcionada. Esta dissertação insere-se em um projeto de investigação mais amplo, que tem como objetivo integrar os modelos músculo esqueléticos com sistemas de captação de movimentos via câmeras de profundidade e a interação com um sistema robótico para realização de movimentos terapêuticos para reabilitação de pacientes.

**Palavras-chave:** EMG, Modelo Muscular, Membros Superiores, Reabilitação.

## **ABSTRACT**

DOS SANTOS, Juliana Veiga. **Muscle Model Simulation from Surface EMG**. 2020. 183 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Computação. Universidade Federal do Rio Grande - FURG, Rio Grande.

Stroke is considered to be one of the main causes of disability in the world and can cause mild to severe motor dysfunction, depending on the affected brain region and the duration of the event. The searching for technologies that can assist in the recovery of patients who have suffered a stroke and have some type of spasticity has been increasing over the years. This work aims to identify through a bibliographic review the skeletal muscle model of upper limbs that best suits patients who have already suffered a stroke and have their muscle structure altered, to perform the simulation and validation of this model with patients from a physiotherapy clinic, being a part of an even bigger project to identify the strength deficits of these patients and in which muscles they occur, and together with health professionals plan a targeted physical therapy. This dissertation is a part of a broader research project, which aims to integrate the skeletal muscle models with motion capture systems via depth cameras and the interaction with a robotic system to perform therapeutic movements for the rehabilitation of patients.

**Keywords:** EMG, Muscle Model, Upper Limb, Rehabilitation.

## LISTA DE FIGURAS

1	Diagrama de blocos de um modelo muscular genérico. . . . .	17
2	Diagrama de Pesquisa Realizada na base da SCOPUS . . . . .	21
3	Posição Anatômica.(1) . . . . .	28
4	Movimento de Flexão e Extensão dos membros superiores.(2) . . . . .	29
5	Ossos dos membros superiores . . . . .	30
6	Estrutura básica de um músculo.(1) . . . . .	31
7	Estrutura do Sarcômero.(1) . . . . .	31
8	Músculos membros superiores visão Anterior (3) . . . . .	32
9	Músculos membros superiores visão Posterior (3) . . . . .	32
10	Eletrodos de superfície fixados no braço de um paciente. . . . .	36
11	Sensor EMG de superfície e aterramento. . . . .	39
12	Posicionamento dos Sensores no Bíceps . . . . .	39
13	Interface do Biometrics . . . . .	40
14	Configuração de Canais. . . . .	41
15	sinal EMG . . . . .	42
16	Sinal original da Cabeça Longa do Bíceps (LHB) Obtido pelo movimento de flexão e seu Sinal Retificado. . . . .	44
17	Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (4) . . . . .	45
18	Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (5) . . . . .	46
19	Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (6) . . . . .	46
20	Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (7) . . . . .	47
21	Sinal LHB manipulado conforme os estudos de (5), (6), (4) e (7) . . . . .	47
22	EMG Processado para o movimento de Extensão P1 Teste 1 . . . . .	49
23	EMG Processado para o movimento de Extensão P1 Teste 2 . . . . .	50
24	Comparação dos resultados de EMG Processado para o movimento de Extensão P1 teste 1 e teste 2. . . . .	51
25	EMG Processado para o movimento de flexão P1 Teste 1 . . . . .	52
26	EMG Processado para o movimento de flexão P1 Teste 2 . . . . .	53
27	Comparação dos resultados de EMG Processado para o movimento de flexão P1 teste 1 e teste 2. . . . .	54
28	Goniômetro produzido pela Bimetrics.. . . . .	54



29	Sinal obtido através do goniômetro e sinal pós-filtragem. . . . .	54
30	Modelo de Hill . . . . .	56
31	OpemSIM software. . . . .	63
32	Comprimento muscular $lm$ durante o movimento de extensão de P1 teste 1. . . . .	67
33	Comprimento muscular $lm$ durante o movimento de extensão de P1 teste 2. . . . .	68
34	Comprimento muscular $lm$ durante o movimento de flexão de P1 teste 1. . . . .	69
35	Comprimento muscular $lm$ durante o movimento de flexão de P1 teste 2. . . . .	70
36	Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de flexão do paciente 1 no teste 1 . . . . .	71
37	Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de flexão do paciente 1 no teste 2 . . . . .	72
38	Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de extensão do paciente 1 no teste 1 . . . . .	72
39	Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de extensão do paciente 1 no teste 2 . . . . .	73
40	Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de flexão do P1 no teste 1. . . . .	74
41	Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de flexão do P1 no teste 2. . . . .	74
42	Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de extensão do P1 no teste 1. . . . .	75
43	Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de extensão do P1 no teste 2. . . . .	75
44	Força muscular durante o movimento de flexão e extensão de P1 teste 1. . . . .	76

## LISTA DE TABELAS

1	Classificação Geral dos artigos relacionados. . . . .	22
2	Artigos de Alta relevância classificados quanto ao foco do artigo. .	22
3	Relevância de cada artigo . . . . .	24
4	Escala de Ashworth e Ashworth Modificada. . . . .	34
5	Filtros de EMG aplicados ao longo do tempo. . . . .	43
6	Ângulo de Penação e área da secção Transversal para cada músculo.	61
7	Comprimentos ótimos de tendão e músculo em repouso para pa- cientes saudáveis . . . . .	62
8	Comprimentos ótimos de tendão e músculo em repouso para pa- cientes espásticos . . . . .	63
9	Lista de Artigos retornados pela base SCOPUS na pesquisa es- truturada. . . . .	110
10	Lista de Artigos de Alta relevância. . . . .	158
11	Análise dos artigos de alta relevância . . . . .	166

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
EMG	Eletromiografia
SUS	Sistema Único de Saúde
SR	Revisão Sistemática
NI	Não Informado
LHB	Long Head Biceps
SHB	Short Head Biceps
BRA	Brachialis
BRD	Brachioradialis
LNGHT	Long Head Triceps
LATHT	Lateral Head Triceps
MHT	Medial Head Triceps
OMS	Organização Mundial de Saúde
WSO	World Stroke Organization
RMS	Root Mean Square

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>13</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA</b>	<b>19</b>
<b>3</b>	<b>CONCEITUAÇÃO DA ESTRUTURA CORPORAL</b>	<b>28</b>
3.1	Acidente Vascular Cerebral e suas escalas	33
<b>4</b>	<b>UTILIZAÇÃO DE ELETROMIOGRAFIA (EMG)</b>	<b>35</b>
4.1	Procedimento de Aquisição de Dados	37
4.2	Apresentação do procedimento	38
4.2.1	Preenchimento de formulário e Assinatura de Termo	38
4.2.2	Preparação para o teste	38
4.3	Aquisição dos dados	40
4.4	Aplicação de Filtros	42
4.5	Simulação e filtragem de sinal do EMG e Goniômetro	44
4.6	Sinal de EMG processado em teste de flexão e extensão	48
4.7	Sinal do Goniômetro	48
<b>5</b>	<b>MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS</b>	<b>55</b>
<b>6</b>	<b>MODELO MUSCULOESQUELÉTICO DE GIAT</b>	<b>60</b>
<b>7</b>	<b>SIMULAÇÃO DO MODELO MATEMÁTICO</b>	<b>66</b>
<b>8</b>	<b>TRABALHOS FUTUROS</b>	<b>77</b>
<b>9</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>78</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>79</b>
<b>ANEXO A</b>	<b>LISTA DE ARTIGOS DA REVISÃO SISTEMÁTICA</b>	<b>110</b>
<b>ANEXO B</b>	<b>LISTA DE ARTIGOS COM MAIOR RELEVÂNCIA</b>	<b>158</b>
<b>ANEXO C</b>	<b>ANÁLISE DOS ARTIGOS DE ALTA RELEVÂNCIA</b>	<b>166</b>
<b>ANEXO D</b>	<b>FORMULÁRIO PARA PACIENTES PARTICIPANTES DA PESQUISA</b>	<b>182</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Uma das maiores causas de incapacidade física no mundo são os efeitos de lesões neurológicas como o AVC(Acidente Vascular Cerebral) e paralisia cerebral, ambos podem gerar o aumento da espasticidade articular, redução da coordenação e deficit de força muscular (8).

No relatório Mundial sobre Deficiência (9) publicado em 2011 em uma parceria entre a Organização Mundial de Saúde (OMS) e o Banco Mundial, indicaram que mais de um bilhão de pessoas no mundo são portadoras de algum tipo de deficiência. Além disso, o estudo aborda que estas pessoas sofrem com desigualdades como não ter um acesso igualitário a tratamentos nos serviços de saúde, educação, emprego e na política devido a sua condição de deficiente.

Segundo dados da World Stroke Organization (WSO) um em cada seis indivíduos no mundo terá um AVC ao longo de sua vida(10). Levando em conta esta informação, um dado desta proporção nos gera atenção a quantidade atual e futura de pacientes que necessitam e necessitarão de terapia de reabilitação após sofrerem um AVC.

Ainda conforme o relatório da (10) o sinal mais comum de que uma pessoa esta sofrendo um AVC na fase adulta é confusão mental, a fraqueza repentina ou dormência na face, braços ou pernas, dificuldade de falar e compreender, dor de cabeça intensa, diminuição ou perda de consciência podendo levar até mesmo a uma morte súbita.

Após um Acidente Vascular Cerebral geralmente há uma perda de movimentos, como fraqueza e espasticidade, mudança de parâmetros da arquitetura muscular e a incapacidade de ter independência em atividades diárias comuns (6).

A redução do tônus muscular é um dos maiores contribuintes para a incapacidade após um episódio de AVC e é importante que em qualquer nível do processo de reabilitação junto ao Sistema Único de Saúde (SUS) o paciente tenha delineados exercícios que possam fazer com que ele retome a sua plena capacidade.

A principal forma de reabilitação, nestes casos, é a fisioterapia. Realizada por profissional capacitado que realiza uma planificação de terapia para que o paciente possa recuperar de forma parcial ou total suas funções motoras.

Em casos onde a área afetada pelo AVC são os membros superiores, a limitação da independência dos indivíduo em atividades cotidianas comuns gera a maior necessidade de reabilitação de seus movimentos. O indivíduo pode estar impossibilitado para realizar atividades simples como: levantar-se da cama, tomar banho, vestir-se, pentear o cabelo, escovar os dentes, comer, entre outros.

As funções desenvolvidas pelo braço e mão são fundamentais para atividades cotidianas e são um importante componente para a qualidade de vida de pacientes com AVC (11). A utilização de reabilitação física e cognitiva visa a obtenção de uma melhora na função motora que foi prejudicada pela lesão. A espasticidade gerada por este tipo de lesão, interfere e limita a independência do indivíduo (5).

No Brasil o SUS necessita de mais profissionais na área de fisioterapia pós-trauma e equipamentos para atender a demanda crescente por reabilitação de capacidade motora. Percebe-se assim, uma grande necessidade de alternativas para o tratamento de pessoas que sofreram AVC e que possuem fraqueza muscular e perda de movimentos foi uma das consequências da doença.

O desenvolvimento tecnológico na área, novos conhecimentos neurocientíficos disponíveis e materiais inovadores para tecnologia assistiva em conjunto com uma equipe de reabilitação capacitada, são considerados capazes de recuperar e/ou minimizar incapacidades e permitir uma melhorara na qualidade de vida dessa pessoa (10).

Nos últimos anos, sistemas de reabilitação assistidos por robô vem se firmando no cenário de reabilitação médica (12). No Brasil, houve um declínio na taxa de mortalidade, porém o AVC representa a primeira causa de morte e incapacidade no país, gerando um grande impacto econômico e social (9).

Segundo a (10) um ano após o primeiro AVC a independência física é um dos pontos mais afetados nestes pacientes e é onde as equipes multidisciplinares de reabilitação devem atuar para minimizar as consequências da doença.

No relatório Mundial de Saúde o processo de reabilitação é um investimento e deveria ser incorporado na legislação de pessoas com deficiências. Há a necessidade de uma intervenção precoce para garantir melhores resultados no processo de reabilitação. Salienta ainda que o aumento do uso de tecnologias assistivas aumenta a independência, melhora a participação do indivíduo e pode reduzir os custos para o serviço de saúde (9).

Sabe-se o grande esforço dos profissionais de que trabalham em equipes de reabilitação do nosso Sistema Único de Saúde, porém é de conhecimento geral que não há profissionais suficientes para o número de pacientes e equipamentos de qualidade para praticas de terapia. Portanto, analisar as novas tecnologias disponíveis, que podem melhorar a qualidade de vida do paciente, recuperação de movimentos finos e possibilidade de redução de tempo da incapacidade podem gerar tanto ao

sistema de saúde uma redução de pacientes dependentes de seu atendimento, como também para o governo uma redução nos custos de cada paciente fora do mercado de trabalho e em tratamento.

Em (10) através dessas diretrizes foram apresentadas orientações às equipes multiprofissionais de saúde brasileiras os cuidados em reabilitação devido as alterações físicas, visuais, auditivas, intelectuais e emocionais de pacientes que sofreram um Acidente Vascular Cerebral.

Segundo estas orientações o paciente em sua alta hospitalar deveria receber um relatório de sua condição clínica, encaminhamentos para a equipe de reabilitação e orientações para seu cuidado domiciliar. A equipe multidisciplinar de reabilitação pode ser composta por: assistente social, fonoaudiólogo, médico, enfermeiro, fisioterapeuta, nutricionista, psicólogo e terapeuta ocupacional.

Nem sempre, o paciente que recebeu a alta hospitalar recebe todas estas informações e ainda, devido ao sucateamento das áreas hospitalares, falta de profissionais e principalmente, equipamentos, as consultas com a equipe multidisciplinar levam meses para acontecer retardando ainda mais a reabilitação desta pessoa.

Em terapias convencionais os robôs são amplamente aceitos como meio de ferramentas de reabilitação em várias patologias que podem afetar incapacidade motora do membro superior. O uso desses dispositivos, em combinação com exercícios de computador ou ambiente virtual, demonstrou maior capacidade de reabilitação com respeito à reabilitação tradicional (13)

Autores como (14), (15), (5), (16), (17),(18), entre outros vêm desenvolvendo pesquisas na área de análise da biomecânica muscular para entendimento da anatomia e transporte de sinais cerebrais do cérebro até os músculos. Eles desenvolveram pesquisas para verificar a modelagem de sistema muscular, as diferenças entre pessoas saudáveis e pessoas que sofreram algum tipo de lesão que diminua a capacidade motora.

Estas pesquisas, juntamente com centenas de outras, serviram como base para o desenvolvimento de tecnologias assistivas para auxiliar no processo de reabilitação motora. O entendimento de como funcionava o transporte de sinal de ativação cerebral para realização de um movimento, como se comportavam os músculos e o sistema nervoso de pessoas saudáveis e com limitações e suas distinções na anatomia muscular fizeram com que fosse possível chegar ao desenvolvimento destes robôs e tecnologias assistivas que podemos encontrar atualmente.

A robótica de reabilitação é uma área de crescente interesse em pesquisa e comercialização. Há uma demanda crescente por reabilitação física e uma necessidade de aumentar a acessibilidade à terapia (8).

Saindo do ambiente de pesquisa veremos que muitas empresas já possuem tecnologias deste tipo para auxílio na reabilitação de membros superiores de pacientes

que sofreram algum tipo de trauma.

Os resultados obtidos com terapia assistiva por robô mostram-se muito promissores por ser segura, bem tolerada e gerar um impacto positivo nas deficiências motoras (11).

O robô exoesqueleto da Harmonic Bionics, por exemplo, garante uma assistência mais dinâmica, onde o paciente é considerado uma peça chave no processo. Possui uma tecnologia de detecção e atuadores que são capazes de fornecer a quantidade de torque necessário para que o paciente seja desafiado a realizar um movimento que antes era, de certa forma, limitado (19).

A Gloreha é uma empresa de origem italiana de dispositivos de alta tecnologia para reabilitação de membros superiores incluindo as mãos para auxiliar o trabalho de médicos, terapeutas e seus pacientes. Suas terapias são personalizadas para cada paciente e orientadas para o cumprimento de tarefas, além disso, também são disponibilizados jogos interativos em seus dispositivos para reabilitação. A utilização destes jogos pode tornar a terapia mais motivante e interativa visto que muitos pacientes no pós-trauma também sofrem de transtornos depressivos por sua condição física (20).

A modelagem computacional do sistema músculo esquelético pode fornecer *insights* qualitativos e quantitativos sobre o sistema neuromuscular, esquelético e a dinâmica do movimento. Ela tem sido aplicada no planejamento de procedimentos cirúrgicos, de reabilitação muscular-tendíneos, na estimativa não invasiva de forças musculares individuais e no estudo de estratégias de controle para coordenação de movimentos (18).

Os modelos músculo esqueléticos consistem em músculos, ligamentos, tendões, segmentos de corpo, juntas e outras partes relacionadas(21). Conforme a Figura 1 pode-se observar a estrutura de um modelo deste tipo onde o comando motor é gerado pelo cérebro e medula espinhal e são transmitidos para as fibras musculares realizando a ativação dinâmica e gerando a contração das fibras musculares. As forças músculo-tendão não dependem somente da ativação muscular como também da dinâmica de músculo-tendão.

O OpemSIM é um software aberto para simulação de modelos músculo - esqueléticos. Possui modelos de membros superiores e inferiores desenvolvidos em colaboração de várias universidades pelo mundo. A Figura 31 nos mostra uma captura de tela do software onde nos apresenta o modelo foi desenvolvido por (22) para membros superiores.

O software OpenSIM possui alguns modelos músculos esqueléticos desenvolvidos em sua plataforma, porém sem a distinção de pacientes saudáveis e espásticos. A ideia central deste projeto é focar não só em um modelo matemático muscular e sua simulação gráfica, mas um modelo que seja adequado ao problema e a partir dai



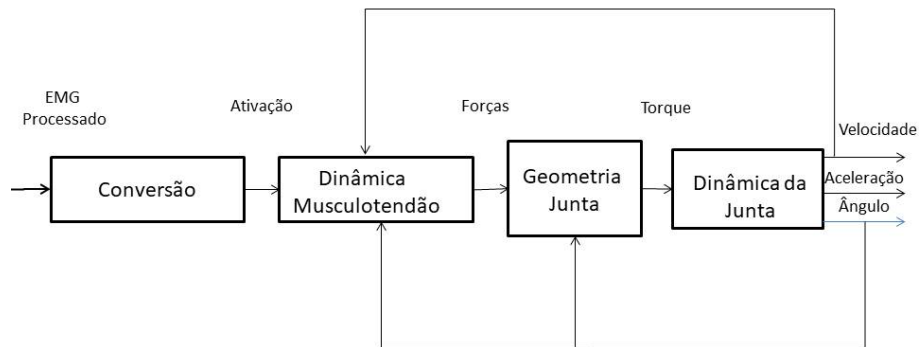


Figura 1: Diagrama de blocos de um modelo muscular genérico.

planejar seu encapsulamento para OpenSIM.

Trabalhos desenvolvidos na área vêm criando ferramentas de auxílio na simulação destes modelos. Em (23) foi desenvolvida uma Toolbox em MATLAB para gerar dados de entrada compatíveis com o OpenSIM e outras ferramentas de simulação gráfica. Esta Toolbox recebe dados de entrada de EMG e os manipula gerando o sinal filtrado e ajustado para ser entrada de uma simulação no OpenSIM, por exemplo.

No presente trabalho, a parte de manipulação de sinal e geração do sinal de entrada para o modelo foi toda desenvolvida em MATLAB conforme as análises das simulações realizadas e pesquisas entre diversos autores.

Este trabalho tem como objetivo realizar uma revisão bibliográfica das novas tecnologias e pesquisas nesta área, encontrar o modelo que mais se adéque a simulação de modelos músculos esqueléticos para pacientes saudáveis e que sofreram AVC, realizar a simulação preliminar, realizar a validação com pacientes saudáveis e espásticos a fim de identificar as diferenças entre essas duas populações e gerar um modelo que possa ser encapsulado e programado para o software OpenSIM em trabalhos futuros a fim de realizar sua simulação gráfica e gerar uma interface para entrada de dados de novos pacientes e análise de seus resultados.

Para responder perguntas sobre as tecnologias disponíveis, modelos músculo esqueléticos existentes, a escolha de qual modelo poderia se adequar mais ao problema para pessoas que sofreram algum dano cerebral, entre outros. Foi realizada uma revisão sistemática da literatura no Capítulo 2.

A partir da análise dos modelos disponíveis na literatura, suas justificativas e características foi possível realizar uma conceituação melhor sobre a estrutura corporal no Capítulo 3 visando um melhor entendimento dos termos que seriam utilizados posteriormente neste trabalho.

Nos Capítulos 4 serão apresentados as principais características e justificativas do uso de Eletromiografia (EMG) e a simulação da filtragem do sinal capturado dos EMGs e goniômetro, respectivamente.

Para uma correta captura dos sinais de EMG, explicações para o paciente do que será realizado e coleta de informações do paciente que são relevantes no modelo matemático, foi elaborado um procedimento de aquisição de dados que é apresentado no Capítulo 4.1.

No Capítulo 5 é apresentado um apanhado geral dos modelos músculo esqueléticos e seus pontos importantes para se obter um bom resultado. Já no Capítulo 6 é apresentado o modelo músculo esquelético escolhido e todo seu equacionamento é detalhado.

No capítulo 7 são apresentados os resultados da simulação do modelo.

Os trabalhos futuros relacionados a esta pesquisa foram descritos no Capítulo 8.

## 2 REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA

Para justificar a escolha de um modelo músculo esquelético dentre todos os existentes na literatura considerando desde o modelo de Hill em 1938 até os dias atuais, foi necessário realizar uma revisão bibliográfica.

Esta claro que o desenvolvimento tecnológico nas últimas décadas vem sendo veloz e é necessário estar sempre atento as novas tecnologias e considerações sobre a ciência que estamos trabalhando.

A evolução da ciência ocorre de maneira tão rápida que nenhum profissional pode acompanhar o avanço da literatura científica mesmo que seja para tópicos muitos específicos. Para avaliar de uma melhor forma o que vêm surgindo na literatura, nas últimas décadas surgiram as revisões sistemáticas da literatura (SR) (24).

A Cochrane é uma organização internacional que tem por objetivo ajudar a tomar decisões sanitárias que sejam bem fundamentadas, proporcionando o acesso a revisões sistemáticas baseadas em evidências (25).

No trabalho desenvolvido por (26) foi realizada uma revisão sistemática obedecendo as orientações da Cochrane para uma SR. Seu tema era o uso de EMGs em músculos respiratórios.

Já no trabalho apresentado por (24) é apresentado uma visão geral da metodologia de pesquisa das revisões sistemáticas de literatura indicando fontes de informação e a adaptabilidade dos conceitos a cada projeto de pesquisa.

As SRs tem como objetivo realizar a síntese das evidências científicas afim de responder um questionamento garantido que sejam incluídas todas as evidências publicadas sobre o assunto e avaliar a qualidade delas.

Em (24) foi apresentado um processo padrão para desenvolver esta revisão sistemática em áreas clínicas da seguinte forma:

1. Formular uma pergunta que necessita ser respondida por esta revisão e por que ela é necessária.
2. Realizar a definição dos critérios de inclusão e exclusão e o método.

3. Buscar estudos através de uma estratégia de busca que possa incluir o maior número de fontes possíveis e que sejam relevantes. Dois exemplos são o banco de dados da SCOPUS e a Web Of Science.
4. Realizar a seleção dos estudos encontrados através desta busca e verificar quais atendem ou não aos critérios de inclusão já definidos. Esta etapa de modo geral foi indicada por (24) como sendo em duas partes: a primeira onde se realiza uma análise verificando títulos e resumos e uma segunda etapa realizando a leitura completa dos textos. Geralmente esta qualificação dos estudos é realizada por no mínimo duas pessoas.
5. Avaliação da qualidade do estudo
6. Extrair os dados através de um formulário pré-definido.
7. Analisar através de um método, sintetizar estes dados e apresentar-los.
8. Realize a interpretação dos resultados.

Podemos verificar a aplicação destas etapas no trabalhos de (24) e (26), entre outros.

As perguntas a serem respondidas neste trabalho eram: Qual modelo músculo esquelético utilizar? Como justificar a escolha de um determinado modelo? E ainda buscar trabalhos que fossem voltados a membros superiores e tratamento de pacientes que sofreram algum tipo de dano cerebral.

Utilizando a plataforma SCOPUS foi realizada uma pesquisa baseada nos principais tópicos presentes nos trabalhos relacionados a modelagem matemática de modelos musculares, sendo considerados somente artigos e revisões publicados, sem delimitação de período de tempo.

A determinação dos termos a serem utilizadas foi baseada na comparação dos termos utilizados em artigos que já eram conhecidos e são considerados referências importantes na área como (14),(15),(27), (28) e (29). Com isso, foi possível verificar que quando se referiam a modelos musculares eram utilizados termos diferentes, como por exemplo: muscle model, musculoskeletal model, musculoskeletal system, entre outros.

Como a base de dados da SCOPUS permite a utilização de operações lógicas AND e OR para realizar consultas, foram identificadas as principais palavras chave para serem pesquisadas nos campos Título, Resumo, Documento e Referências, sendo que entre cada grupo de palavras foi implementada a operação lógica AND para garantir que todas as palavras chave estivessem no documento pesquisado.

Esta identificação de termos e lógicas aplicadas também pode ser vista no trabalho de (26).

Como podemos verificar na Figura 2 a pesquisa foi dividida em 6 critérios de classificação: modelos/simulações de músculos, membros superiores, modelo matemático, dinâmico, simulação/ experimento e EMG.

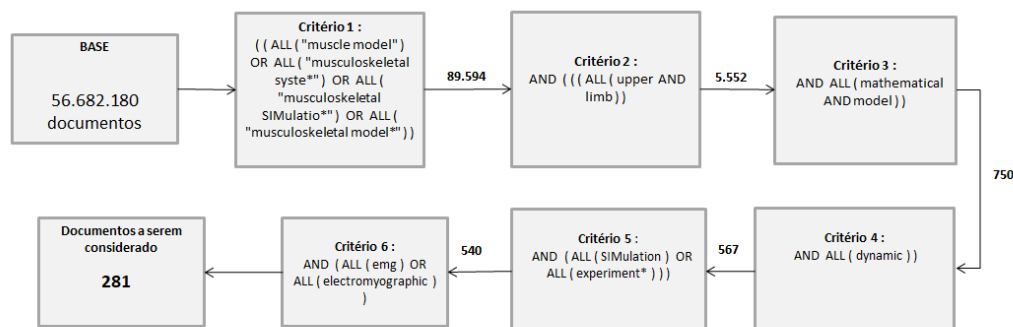


Figura 2: Diagrama de Pesquisa Realizada na base da SCOPUS

Observa-se que de uma base inicial de 89.594 documentos após o primeiro termo de pesquisa reduziu-se para uma base de 281 artigos e revisões e, a partir desta base reduzida de 281 artigos foi realizada uma análise e classificação quanto a relevância para o projeto envolvendo a modelagem de membros superiores. A lista completa de artigos esta contida no Anexo A deste documento.

Foi necessário então definir os critérios de inclusão e exclusão destes dados obtidos. Os artigos foram então classificados através da leitura de título e resumo e em casos em que o resumo não estava claro, foi realizada uma breve leitura do texto.

Os artigos considerados com baixa relevância são aqueles que apesar de terem citações sobre membros superiores, tratavam-se basicamente de membros inferiores. Já os artigos classificados como média são aqueles que tratavam de membros superiores porém com foco em neuroestimulação aliada a realização de atividades de reabilitação ou atividades específicas, como por exemplo partidas de tênis ou uso de armas para atirar. Os artigos considerados de ALTA relevância são aqueles que tratam de membros superiores e modelos matemáticos musculares. Foram identificados ainda 2 artigos duplicados na base de dados.

A partir da análise de cada artigos foi possível classificá-los quanto a relevância em ALTA, MÉDIA e BAIXA, conforme apresentado na Tabela 1.

Ao concluir a classificação principal identificou-se que dentro dos artigos de alta relevância alguns focavam na modelagem exclusiva da junta. Sendo assim, realizou-se uma subclassificação entre os artigos de alta relevância. Utilizou-se os termos Alta e Média Alta para os artigos que tratavam de modelagem muscular ou modelagem muscular juntamente a modelagem de junta, e Média Alta para artigos que tratavam da modelagem da junta exclusivamente. Esta etapa foi realizada através de uma

Classe	Quantidade
Alta	114
Média	80
Baixa	85
Duplicada	2
Total Geral	281

Tabela 1: Classificação Geral dos artigos relacionados.

leitura completa dos artigos. Os quantitativos obtidos são apresentados na Tabela 2.

Classe	Quantidade
ALTA	53
MÉDIA ALTA	61
<b>Total</b>	<b>114</b>

Tabela 2: Artigos de Alta relevância classificados quanto ao foco do artigo.

Sendo assim, serão considerados na revisão bibliográfica dos tipos e considerações para modelos matemáticos musculares os 53 artigos relacionados com a maior relevância. Abaixo, na Tabela 10 contida no Anexo B.

Através da seleção destes artigos foi realizado um levantamento de dados de cada um deles e preenchido um formulário em Excel com os principais pontos a serem comparados entre os autores, como:

1. Tipo de parâmetros que utilizavam? baseados em escala cadavérica ou *in vivo*?
2. Modelo músculo esquelético utilizado
3. Se havia uma aplicação para aquele trabalho(exemplo: reabilitação de pessoas elaboração de exoesqueletos
4. Se o trabalho fazia distinção entre pacientes saudáveis ou que sofreram algum tipo de dano
5. Número de juntas consideradas
6. Se era utilizado EMG de superfície
7. Tipos de filtros eram aplicados nos sinais de EMG obtidos
8. Frequência de amostragem destes sinais
9. Quais os músculos faziam parte do estudo
10. Número de pacientes que foram considerados no estudo

Sendo assim, obteve-se a na tabela contida no Anexo C com os dados coletados de cada autor. Foi considerada a sigla NI (Não informado) para os itens em que não foi possível identificar nos textos.

Para cada item foi atribuído um peso igual a 1, ou seja, um peso do total de 10 e ao final foi realizada um percentual de sua relevância. Para cada um destes itens foi considerado positiva, ou seja, peso 1 a seguinte resposta: parâmetros in vivo, possui uma aplicação, fazia distinção de um paciente saudável de um espástico, utiliza EMG, identifica os filtros utilizados, indica a frequência de amostragem dos itens, indica os músculos considerados e indica o número de pacientes considerados no estudo.

Ainda obteve-se a Tabela 3 com a qualificação e porcentagem de relevância de cada artigo. Como também é visto em (26).

Tabela 3: Relevância de cada artigo

Autor	Parâmetros	Aplicação	Saud.	Espast.	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes	% Relevância
(18)	+	+	+	+	+	+	+	+	+	100%
(4)	+	+	+	+	+	+	+	+	+	100%
(5)	+	+	+	+	+	+	+	+	+	100%
(8)	+	+	+	-	+	+	+	+	+	89%
(30)	+	+	+	-	+	+	+	+	+	89%
(7)	+	+	-	+	+	+	+	+	+	89%
(17)	+	+	+	+	+	+	-	+	+	89%
(31)	+	+	+	-	+	+	+	+	+	89%
(32)	-	+	+	-	+	+	+	+	+	78%
(33)	-	-	+	+	+	+	-	+	+	67%
(34)	-	-	+	-	+	+	+	+	+	67%
(35)	-	+	-	-	+	+	+	+	+	67%
(36)	-	+	-	+	+	+	+	+	-	67%
(37)	-	+	-	-	+	+	+	+	+	67%
(38)	+	-	-	-	+	+	+	+	-	56%
(39)	+	-	-	+	+	+	-	+	-	56%
(40)	-	+	+	-	+	+	-	-	+	56%
(41)	-	+	-	-	+	+	-	+	+	56%
(42)	-	-	-	-	+	+	+	+	+	56%

Continua na próxima página



Tabela 3 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Aplicação	Saud.	Espast.	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes	% Relevância
(6)	-	+	-		+	+	-	+	+	56%
(43)	-	-	-	-	+	+	+	+	-	44%
(44)	+	+	+	-	+	-	-	-	-	44%
(45)	-	+	-	-	+	+	-	+	-	44%
(46)	-	-	-	-	+	+	-	+	-	33%
(47)	+	-	-	-	+	-	-	+	-	33%
(48)	-	-	-	-	+	+	-	+	-	33%
(49)	+	+	-	+	-	-	-	-	-	33%
(50)	-	-	-	-	+	-	-	+	+	33%
(51)	+	-	-	-	+	-	-	-	+	33%
(52)	-	+	-	-	-	-	-	+	+	33%
(53)	-	-	-	-	+	+	-	+	-	33%
(54)	+	-	-	-	+	-	-	+	-	33%
(55)	+	-	-	-	+	-	-	+	-	33%
(56)	-	+	-	-	-	-	-	+	-	22%
(57)	+	-	-	-	+	-	-	-	-	22%
(58)	-	-	-	-	+	+	-	-	-	22%
(59)	-	-	-	+	-	-	-	+	-	22%
(60)	-	-	-	-	-	-	-	+	+	22%
(15)	-	-	-	-	+	-	-	+	-	22%

Continua na próxima página

Tabela 3 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Aplicação	Saud.	Espast.	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes	% Relevância
(61)	-	-	-	-	+	+	-	-	-	22%
(43)	-	-	-	-	-	-	-	+	-	11%
(62)	-	+	-	-	-	-	-	-	-	11%
(63)	+	-	-	-	-	-	-	-	-	11%
(64)	-	-	-	-	-	-	-	+	-	11%
(16)	-	-	-	-	-	-	-	+	-	11%
(65)	-	-	-	-	+	-	-	-	-	11%
(66)	-	-	-	-	+	-	-	-	-	11%
(67)	-	-	-	-	+	-	-	-	-	11%
(68)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0%
(69)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0%
(70)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0%
(71)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0%
(72)	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0%

Uma análise mais detalhada e comparação das considerações dos autores são apresentados no Capítulos 4 e 5.

### 3 CONCEITUAÇÃO DA ESTRUTURA CORPORAL

Para um entendimento melhor deste projeto é importante apresentar alguns conceitos de anatomia de membros superiores e também sobre as terminologias do campo da anatomia, afim de facilitar o entendimento do problema a ser tratado neste trabalho.

Um ponto inicial para nossa conceituação é a posição anatômica e a sua terminologia direcional. A posição anatômica é considerada uma posição de referência onde uma pessoa está ereta, com articulações estendidas, palmas das mãos direcionadas para frente e pés paralelos conforme a Figura 3.

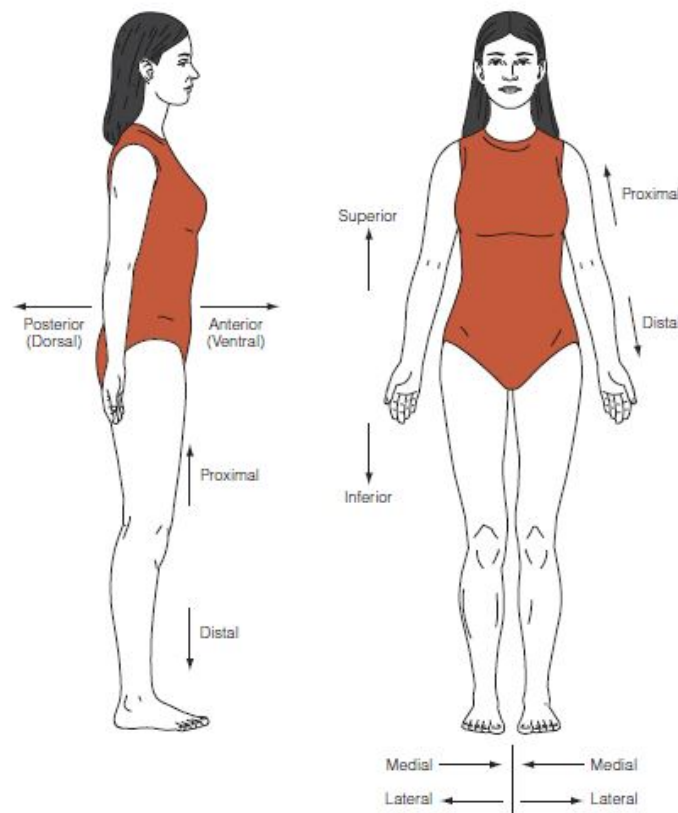


Figura 3: Posição Anatômica.(1)

O termo **superior** indica o quão perto da cabeça está e por sua vez, **inferior**

indica o quão perto dos pés está.

O termo **anterior** indica tudo que fica na parte da frente do corpo e **posterior** tudo que fica na parte de trás do corpo.

**Medial** e **Lateral** se referenciam a direção do movimento, com relação ao meio e para fora/laterais respectivamente.

A Figura 4 apresenta como é caracterizado o movimento de flexão e de extensão dos membros superiores e as relações de contração e relaxamento dos músculos envolvidos em este movimento. Durante o movimento de flexão o músculo Bíceps contrai e o Tríceps permanece relaxado, já no movimento de extensão o Bíceps permanecerá relaxado e o Tríceps se contrai.

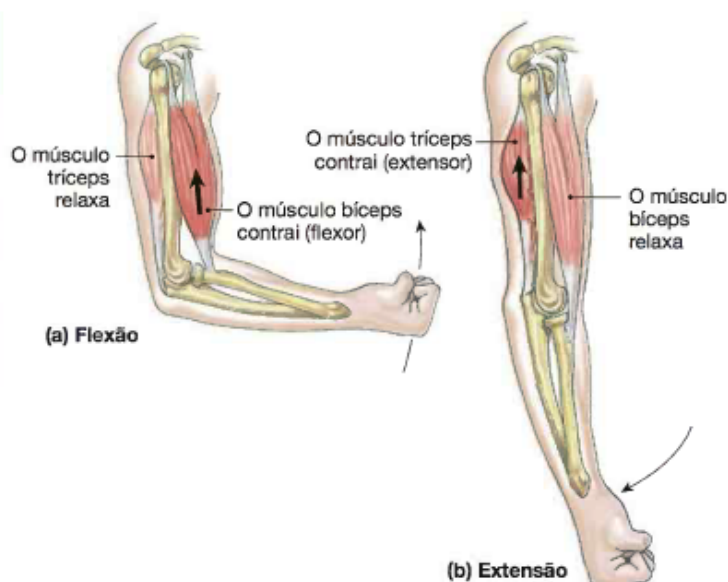


Figura 4: Movimento de Flexão e Extensão dos membros superiores.(2)

Vale salientar que os movimentos do corpo humano envolvem os sistemas esquelético, muscular e neurológico.

Os principais ossos do sistema esquelético dos membros superiores são clavícula, úmero, escápula, rádio, ulna, carpo, metacarpo e falanges, conforme apresentados na Figura 5.

A composição de um músculo é aproximadamente 75% de água, 20% de proteína e outros 5% entre sais inorgânicos e enzimas, adenosina trifosfato (ATP), fosfatos de alta energia, entre outros. A estrutura de um músculo é apresentada na Figura 6, nela podemos verificar que este é formado por um conjunto de feixes. Cada músculo se mantém separado de outros músculos através de uma camada de tecido conjuntivo denominada Fásia. Um outro tecido chamado Epimísio tem a função de realizar a proteção de junção de todos os feixes mantendo o músculo unido. Os feixes são

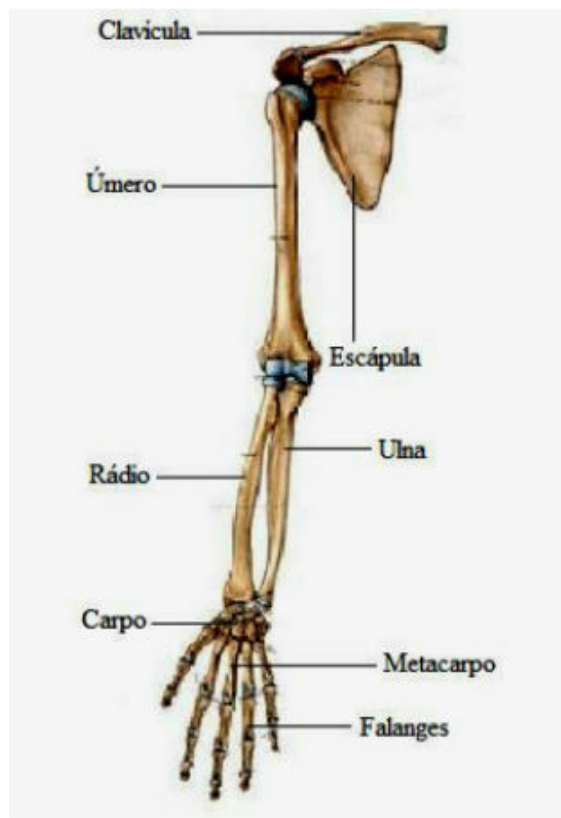


Figura 5: Ossos dos membros superiores

chamados de fascículo e podem conter até 150 fibras musculares dentro. Por sua vez, as fibras musculares do fascículo são cercadas pelo tecido conjuntivo chamado de endomísio (1).

A unidade básica funcional do músculo é chamada de sarcômero como podemos observar em detalhe na Figura 7 e se unem entre si através de suas pontas que possuem uma proteína chamada Disco-Z.

Os músculos da região do braço na parte anterior relacionados em este projeto são o Bíceps Branquial, Branquiorradial e Branquial. O Bíceps Branquial é o músculo mais superficial do braço, este possui duas cabeças, uma longa e outra curta. O músculo Branquial, por sua vez, situa-se na parte posterior do Bíceps. Já o músculo Branquiorradial é um músculo localizado no antebraço. Todos estes músculos citados podem ser observados na Figura 8.

Já na parte posterior temos o Tríceps Branquial como podemos verificar na Figura 9. O músculo do tríceps branquial é o único músculo volumoso da face do braço. Como o nome indica, possui três cabeças de origem: longa, medial e lateral.

Para execução de um movimento o cérebro precisa coordenar as fibras, a quantidade de fibras recrutadas para o movimento e o instante em que o movimento ocorrerá para execução da força. Já a medula espinhal tem papel importante, pois realiza a transmissão dos sinais da contração muscular do cérebro para as fibras

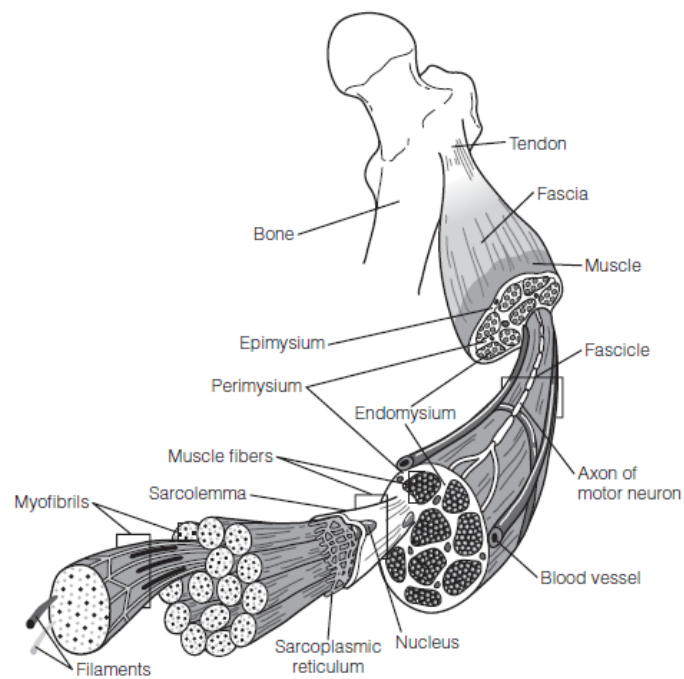


Figura 6: Estrutura básica de um músculo.(1)

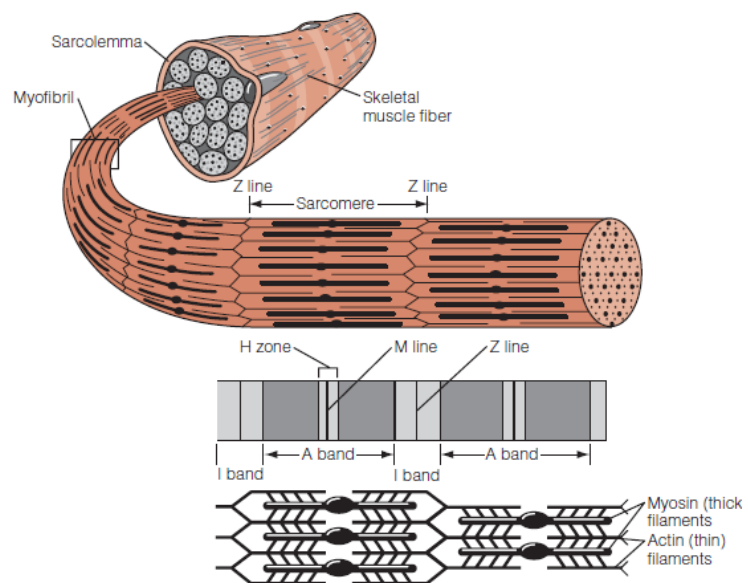


Figura 7: Estrutura do Sarcômero.(1)

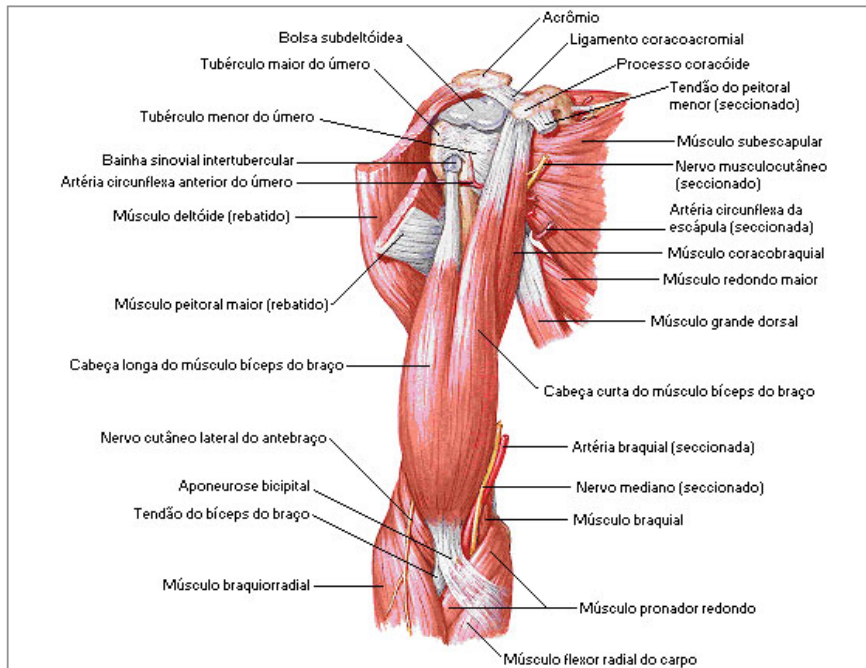


Figura 8: Músculos membros superiores visão Anterior (3)

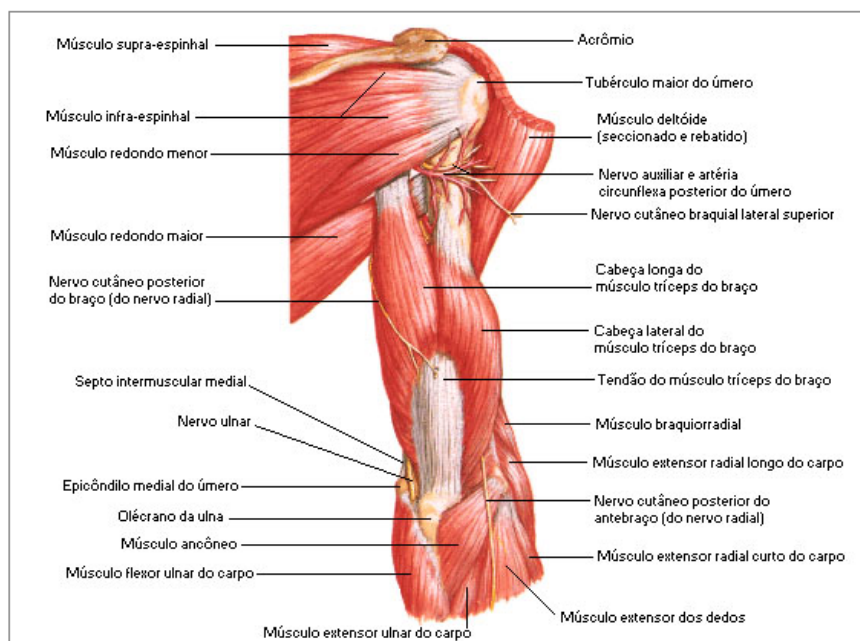


Figura 9: Músculos membros superiores visão Posterior (3)



musculares, além de outras funções não menos importantes.

Chama-se placa motora a união entre o neurônio motor e a fibra muscular, onde o impulso nervoso é transmitido de um para o outro. A condução deste potencial de ação exige uma onda de despolarização na membrana muscular e assim gerando os sinais mioelétricos.

Os Sinais Mioelétricos são originados da despolarização das fibras musculares após a descarga da inervação de neurônios motores. A onda de despolarização, também chamada de potencial de ação, se propaga ao longo das fibras musculares (71).

A análise destes sinais através da eletromiografia de faz necessário para o entendimento deste fenômeno e contribuição nos diagnósticos clínicos de doenças neuromusculares. Um melhor entendimento sobre a eletromiografia será abordada no Capítulo 4.

### 3.1 Acidente Vascular Cerebral e suas escalas

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma enfermidade que acontece quando o suprimento de sangue na parte superior do cérebro sobre uma interrupção repentina que chamamos de isquêmico ou também quando um vaso sanguíneo do cérebro explode gerando um derramamento de sangue nos espaços ao redor das células cerebrais a este tipo de AVC chamamos hemorrágico (21).

O comprometimento gerado após o AVC dependerá da localização onde a circulação foi restringida, duração da interrupção e área cerebral lesionada.

O grau de comprometimento funcional após o AVC depende da localização e tamanho da região privada de circulação e da duração da interrupção circulatória. Em média, os AVC isquêmicos e hemorrágicos representam cerca de 80% e 20% de todos os AVC, respectivamente. Para o derrame hemorrágico, o sangue derrama-se no tecido circundante, perturbando não apenas o suprimento sanguíneo, mas também o delicado equilíbrio químico que os neurônios precisam para funcionar.(21)

A hemiparesia, fraqueza parcial do lado contralateral do corpo por causa de uma lesão em um lado do cérebro, é comumente ocorrida após o AVC.

Depois da lesão motora cerebral as propriedades biomecânicas e arquitetônicas das fibras musculares e do tecido conjuntivo são alteradas podendo gerar contraturas musculares (21).

Esta contratura muscular, por sua vez, resulta em uma redução do comprimento do músculo em repouso  $l_{mo}$

A contratura não afeta apenas o componente passivo do músculo, mas também o componente contrátil ativo, alterando a faixa de operação ao longo do relacionamento força-comprimento, porque o comprimento da fibra é reduzido pela perda de

Escola	Escola de Ashworth	Escola de Ashworth Modificada
0	Sem aumento do tono muscular	Sem aumento do tono muscular
1	Aumento ligeiro do tono muscular com flacidez quando esta totalmente flexionado	Aumento ligeiro do tono muscular com uma mínima resistênciã no final do movimento de extensãõ ou flexãõ
1+		Aumento ligeiro do tono muscular com resistênciã de movimento a partir da metade de sua amplitude
2	Aumento mais profundo do tono muscular, mas ainda flexiona com facilidade	Aumento mais profundo do tono muscular na maior parte do movimento, mas ainda realiza o movimento.
3	Aumento considerável do tono muscular, movimento difícil	Aumento considerável do tono muscular, movimento difícil
4	Membro rígido na flexãõ e extensãõ	Membro rígido na flexãõ e extensãõ

Tabela 4: Escola de Ashworth e Ashworth Modificada.

sarcômeros. A atrofia das fibras musculares e a transformação do tipo de fibra foram documentadas em indivíduos espásticos e um aumento da produção de torque para um determinado nível de atividade EMG.

Quantificar o nível de espasticidade é importante para definir as características da lesão e avaliar possíveis tratamentos. Para isso foram desenvolvidas escalas clínicas para mensurar os níveis de espasticidade.

Existem diversas escalas clínicas disponíveis, porém as mais utilizadas são a escala de Ashworth, escala de Ashworth Modificada, escala de NINDS e escala de Fugl-Meyer.

A escala de NINDS (National Institute of Neurological Disorders of Stroke) realiza uma avaliação dos reflexos tendinosos em uma escala com níveis de 0 a 4. Já a escala de Fugl-Meyer tem as mesmas 5 escalas porém com avaliação da função motora, sensibilidade, amplitude de movimento, equilíbrio e dor.

Já a escala de Ashworth e escala de Ashworth modificadas são as mais utilizadas e contam com graus de avaliação de 0 a 4 e na escala modificada conta-se com o nível 1+. Esta avaliação podemos observar na Tabela 4.

## 4 UTILIZAÇÃO DE ELETROMIOGRAFIA (EMG)

O controle muscular é baseado no envio de potenciais de ação que provocam a contração muscular, conforme abordado anteriormente no Capítulo 3.

A eletromiografia estuda desde o processo de monitoramento destes potenciais elétricos até o entendimento da relação entre os sinais eletromiográficos e o comportamento fisiológico relacionado. O sinal eletromiográfico (EMG) é resultado da propagação dos potenciais de ação pelas fibras musculares (73).

Em (72) já eram discutidas as tentativas da época de se apresentar a ativação muscular com o tratamento apropriado do EMG. Antes mesmo de 1954 foram demonstrados que a relação força velocidade poderia ser plotada em níveis de EMG.

Assim como vimos no Capítulo 2 o EMG é utilizado em grande parte dos estudos envolvendo modelos músculo esqueléticos.

O uso de sinais de eletromiografia como entrada de modelos matemáticos musculares pode ser visto nos trabalhos de (5), (21), (55), (8), (39) entre outros.

O sinal eletromiográfico é o único sinal biológico que é utilizado como entrada dos modelos matemáticos musculares. O sinal é capturado, geralmente, por eletrodos que são fixados na superfície da pele do paciente de forma não-invasiva. Podemos observar na Figura 10 um exemplo de uso destes eletrodos de superfície.

Para captação deste sinais os eletrodos de superfície são aderidos a pele por uma superfície que realiza a detecção de corrente. Estes eletrodos, em geral, são de Ag-AgCl.

O uso deste tipo de eletrodo pôde ser observado em (21), (5), (6), (39), entre outros.

Em (17) e em (6) utilizou-se Ag/AgCl para captação na cabeça longa e curta do bíceps (LHB e SHB), o braquiorradial (BRD), e as cabeças medial, lateral e longa do tríceps (MHT, LATHT e LNGHT).

Também existe um outro tipo de eletrodo invasivo que é inserido de forma subcutânea na pele para captação do sinal.

Autores como (21) utilizam sensores de EMG de superfície e invasivos. Neste caso, o sensor invasivo de EMG foi utilizado no músculo Branquial pela justificativa



Figura 10: Eletrodos de superfície fixados no braço de um paciente.

de que é um músculo de difícil acesso e que sofre interferências de outros músculos por estar localizado na parte posterior do Bíceps.

Em (21) um par de eletrodos pré-esterilizados foram utilizados para capturar os sinais EMG de forma invasiva do braquial. Os sinais foram captados a uma frequência de 2000Hz assim como os outros sensores de superfície utilizados.

A definição de uma frequência de amostragem é uma importante decisão na captura de sinais de EMG. O uso de uma frequência de amostragem pequena pode não gerar informações relevantes para análise.

O teorema de Nyquist ou Shannon popõe que para uma correta reconstrução do sinal de EMG, a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro de sua maior frequência, o EMG pode ter frequências de cerca de 400 a 500 Hz. Portanto considera-se como uma amostragem mínima de 1000 Hz ou mais (74).

Modelos desenvolvidos por (5), (7) utilizaram taxa de amostragem de 1000 Hz. Já em (4), (17) são utilizadas taxas de amostragem de 2000 Hz. No trabalho de (8) por sua vez é utilizado uma taxa de amostragem de 2048 Hz.

Como procedimentos para captação dos sinais foi solicitado que o paciente estivesse relaxado com o braço totalmente estendido definindo o ângulo de zero graus considerando que no teste de flexão o ângulo do cotovelo chegará em torno de 130 graus. Foram realizadas três tarefas para captação dos sinais mioelétricos e cada um destas tarefas foi repetida três vezes. A primeira tarefa consistia em uma flexão

partindo da posição totalmente estendido até a posição totalmente flexionada com um peso de 1,82Kg preso no pulso. A segunda tarefa era a flexão completa do braço sem o uso de peso morto e a terceira tarefa a extensão do braço também sem a utilização de peso morto(17).

Um ponto importante desenvolvido em (17) é que os pacientes foram treinados e ensaiados antes da coleta final de dados, afim de que o movimento fosse corretamente executado. Em seu procedimento de colocação dos eletrodos, estes foram posicionados na direção paralela as fibras musculares e com uma distância entre cada eletrodo de 2cm. Foi utilizado também um eletrodo de superfície à terra com 10mm de diâmetro. A confirmação da correta colocação de cada eletrodo era confirmada com a solicitação de que o paciente realiza-se o movimento de flexão do antebraço em pronação contra a resistência mínima, caso o sinal do EMG na tela sofresse grande alteração estava o local correto (17)

A utilização de eletrodos de superfície de alta intensidade ou HD-sEMG são apresentados com a vantagem de que este tipo de eletrodo que possui um sistema multicanal é possuir redundância adicional para aumento da robustez da medição (8).

Os sensores foram posicionados no bíceps branquial e no Tríceps cabeça longa de acordo com as recomendações do fabricante do sistema em uso (8).

O sinal de EMG coletado do paciente precisa ser processado para retirada de ruídos provenientes de interferências da rede elétrica, movimentação dos cabos, entre outros motivos.

Caso os sinais de EMG sejam medidos com precisão e que haja um correto processamento deste sinal, estes podem representar a ativação muscular, esta podendo ser utilizada para aplicação em modelos músculo tendão e realização da estimação das forças musculares individuais (17).

Na Sessão 4.1 serão apresentados os procedimentos para aquisição de dados e na Sessão 4.4 as principais técnicas de processamento dos sinais de EMG obtidos.

## 4.1 Procedimento de Aquisição de Dados

Após a modelagem matemática do modelo muscular, muitos autores realizam a simulação destes modelos em pacientes para realizar a análise dos dados obtidos e comparar padrões entre as populações.

Os estudos presentes na revisão bibliográfica incluem diferentes números de pacientes. Alguns utilizaram 7 como (31), 10 como (4), 24 como (52) ou 65 como (35).

Nos estudos de (18) foram utilizados 4 pacientes saudáveis e 4 pacientes após sofrerem acidente vascular cerebral.

Para o projeto estima-se a necessidade de 10 pacientes saudáveis e 10 pacientes que sofreram acidente vascular cerebral. Os pacientes saudáveis serão selecionados a a partir das idades dos pacientes acometidos pela enfermidade, afim de realizar uma comparação mais real em função das idades.

Elaborar um procedimento visa não só padronizar a aquisição de dados como deixar claro para o paciente que fara parte deste estudo não-invasivo como tudo será conduzido.

## **4.2 Apresentação do procedimento**

Inicialmente deverá ser apresentado ao paciente quais os procedimentos que serão realizados bem como os movimentos ao longo do teste.

Ainda deverá ser explicado ao paciente que este procedimento é não-invasivo e irá apenas captar as informações de movimentação das juntas e contração muscular a fim de analisar um possível procedimento de fisioterapia personalizado para cada paciente, de acordo com as suas limitações.

Antes do procedimento o paciente deve ter permanecido em repouso por pelo menos 10 minutos para evitar que qualquer agitação anterior devido a sua movimentação influenciem no resultado.

O paciente deverá ter seu peso, altura e medida da circunferência do braço verificados antes do teste para fins de comparação dos resultados posteriores. Todos os dados do paciente devem ser preenchidos no formulário conforme a Seção 4.2.1.

### **4.2.1 Preenchimento de formulário e Assinatura de Termo**

O paciente deverá preencher o formulário elaborado contido no Anexo D indicando nome completo, sexo, idade, peso, altura e demais informações contidas.

Cabe ao profissional acompanhando indicar o quadro clínico em que se encontra o paciente, qual foi a causa da espasticidade muscular e quando isto ocorreu.

Deverão ser aferidas as medidas da circunferência de Bíceps, Tríceps, comprimento do ombro até cotovelo e comprimento do cotovelo até o pulso.

Todos estes dados deverão ser apontados no formulário do paciente.

### **4.2.2 Preparação para o teste**

Nesse teste será medida a ativação mio-elétrica do Bíceps Braquial (longo e curto), Branquial, Branquiorradial e Tríceps(LNGT, LATHT, MHT) para os movimentos de flexão e extensão.

Para a realização desse experimento, se deve preparar a pele passando apenas um pano úmido e logo após secar-la, isto é necessário para melhorar a aderência do sensor com a pele, nota-se que não é necessário a presença de algum gel ou creme

condutivo. É extremamente importante que o terra que é o responsável por fornecer uma boa referência esteja funcionando corretamente durante todo o teste, pois sem o terra os dados coletados estarão errados.

Os sensores de EMG de superfície e seu aterramento podem ser observados na Figura 11.

Para a colocação dos sensores o mesmo deve ser posicionado em paralelo e no centro do tendão do músculo. Realizar a confirmação do lugar pedindo para o paciente flexionar o músculo e ver se o sinal do EMG aumenta significativamente na tela. O correto posicionamento do sensor e do terra podem ser vistos na Figura ?? . O mesmo procedimento deve ocorrer para todos os músculos envolvidos no teste.



Figura 11: Sensor EMG de superfície e aterramento.



(a) Biceps Relaxado

(b) Biceps Flexionado

Figura 12: Posicionamento dos Sensores no Bíceps

Para a colocação do goniômetro basta escolher a junta a ser analisada, e posiciona-lo de forma que as molas consigam acompanhar o movimento a ser realizado. Para testar, basta pedir para o paciente realizar uma movimentação qualquer enquanto é analisado se está ocorrendo a variação de ângulos da forma planejada.

### 4.3 Aquisição dos dados

Este trabalho conta com a utilização dos sistema da Biometrics LTDA. Para a realização do experimento é necessário solicitar ao paciente deixar o braço na posição de flexão, mas sem flexionar o músculo inicialmente. Após a ativação do software pedir para o paciente flexionar o Bíceps por 3 segundos. É necessário realizar uma pré-configuração dos canais do DataLink Unit em que os sensores estão. Para isso, se abre o software da Biometrics LTDA., e vai até as configurações analógicas, circulado em amarelo na Figura 13. Nesse ponto vamos configurar os parâmetros dos instrumentos.

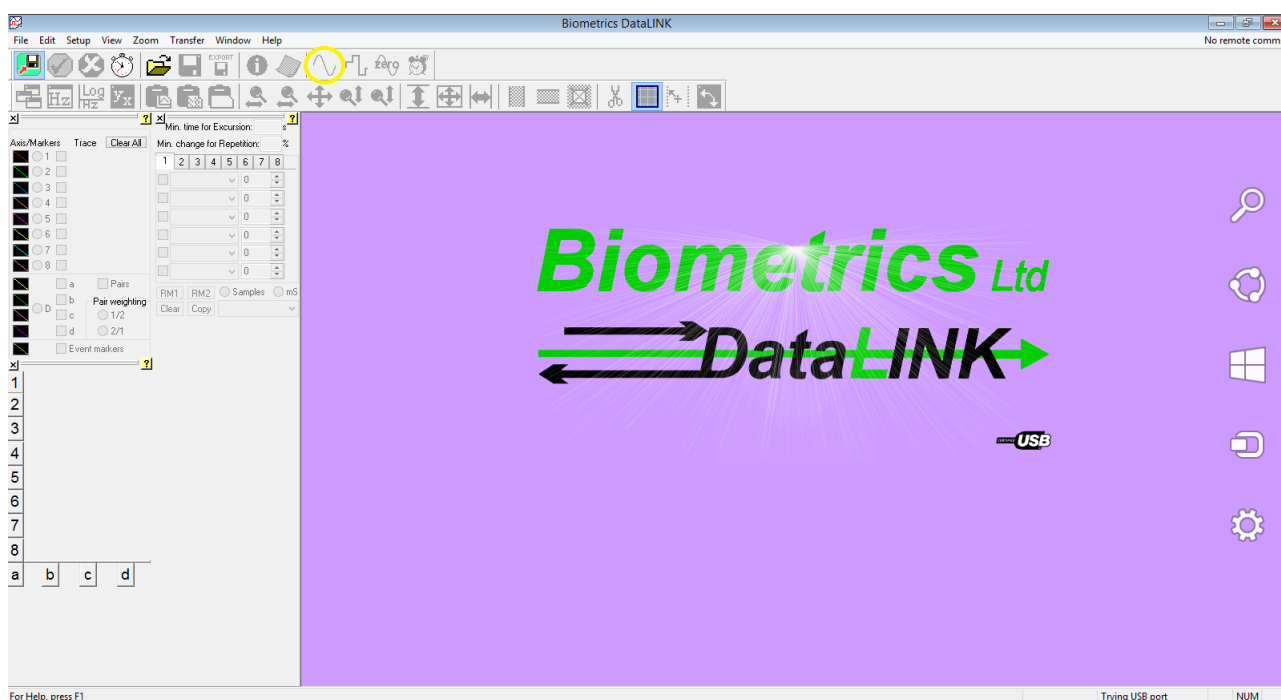


Figura 13: Interface do Biometrics

Existem configurações pré-definidas de fábrica, que são as quais são indicadas para se trabalhar, os significados de cada parâmetros são os seguintes:

**Channel Enable:** Indica quais os canais estão ativados para coletar dados.

**Channel Title:** Usado para identificar quais os sensores estão em cada canal.

**Chanel Sensitivity:** Pode ser definido diretamente pelo preset, no qual vai setar as definições de fábrica. É onde se define o ganho do sensor.

**Set Zero:** É para zerar a saída do sensor.

**Sampling Rate:** É onde se define o numero de amostragem, que são quantas conversões A/D, é realizado por segundo. Quanto maior o número de amostragem, maior a precisão.

**Excitation Output:** Indica o quão estável pode ser a saída.

**Display Value and Units:** Controla a conversão de entrada de forma linear,



+/- 4000, para unidades como Kg ou Psi. Eles são disponíveis para o goniometer pois as entradas dele são mostradas em graus.

**Preset:** Seleciona em uma lista qual o instrumento a ser utilizado, e pré-configura os parâmetros dos mesmos.

**Apply:** Aplica as configurações realizadas.

**Zero All:** Zera todas as saídas dos canais.

**Set Defaults:** Seta os as configurações padrões.

Channel Enable	Channel Title	Channel Sensitivity	Set Zero	Sampling Rate	Excitation Output (mV)	Display value for: Zero	Full scale	Units	Preset
<input checked="" type="checkbox"/>	Channel 1	Goniometer	Zero	1000 / sec	2000	0	180		Gonio
<input type="checkbox"/>	Channel 2	Goniometer	Zero	50 / sec	2000	0	180		Preset
<input checked="" type="checkbox"/>	Channel 3	Goniometer	Zero	1000 / sec	4950	0	3	mV	Preset
<input type="checkbox"/>	Channel 4	Goniometer	Zero	200 / sec	2000	0	4000		Preset
<input type="checkbox"/>	Channel 5	Goniometer	Zero	200 / sec	2000	0	4000		Preset
<input type="checkbox"/>	Channel 6	Goniometer	Zero	200 / sec	2000	0	4000		Preset
<input type="checkbox"/>	Channel 7	Goniometer	Zero	200 / sec	2000	0	4000		Preset
<input type="checkbox"/>	Channel 8	Goniometer	Zero	200 / sec	2000	0	4000		Preset
<input type="checkbox"/> Digitals				200 / sec					

Figura 14: Configuração de Canais.

Após a realização da configuração e o teste em si, vamos ter esse sinal da Figura 15.

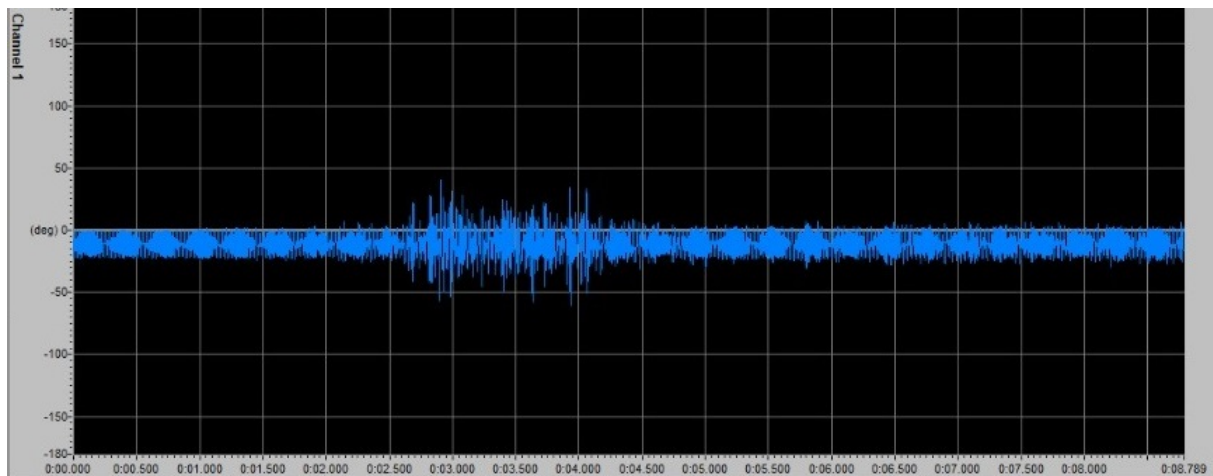


Figura 15: sinal EMG

#### 4.4 Aplicação de Filtros

O ruído, não desejado, nos sinais de EMG pode ser proveniente de fontes como linhas de força, outros aparelhos, ossos e músculos vizinhos.

Segundo (74) o filtro Butterworth é o melhor filtro para garantir a preservação da linearidade da amplitude na região de passa-banda para o uso com EMG.

Nos artigos verificados ao longo da revisão bibliográfica o filtro mais utilizado é do tipo Butterworth com ordem variável, retificação de onda completa ou *full-wave*, envoltório linear (onde de modo geral é aplicado um filtro passa-baixa) e normalização.

A retificação do tipo *full-wave* significa rebater todas as fases negativas do sinal bruto.

A contração muscular pode ser considerada como a resposta de uma unidade motora ativa em associação a um impulso do potencial de ação desta unidade motora, o sinal de EMG retificado por onda completa pode ser considerado como um somatório dos potenciais de ação das unidades motoras (17).

Já a normalização se faz necessária para analisar e comparar sinais de EMGs de diferentes indivíduos e diferentes músculos. A normalização é uma forma de transformação dos valores absolutos da amplitude em valores relativos referentes a um valor caracterizado a 100%.

O processamento por envelope linear é considerado um esquema de processamento de EMG que realiza a conversão dos sinais brutos de EMG em um perfil que se assemelha a onda de tensão muscular ao longo das mudanças dinâmicas de tensão isométrica (17).

Nos trabalhos de (5) foi utilizado filtro Butterworth de segunda ordem com passa-banda de 30-500Hz, retificado onda completa ou *full-wave*.

No trabalho apresentado por (17) são utilizados filtros butterworth de segunda ordem do tipo passa-baixa de 3Hz e ainda normalização e retificação de onda completa. Também considerando um tempo médio de contração de 50ms.

Em (17) o perfil de envelope linear é obtido através de uma retificação de onda completa, filtro butterworth passa-baixa de segunda ordem com frequência de corte de 3Hz, além de uma normalização.

Já os sinais de torque em (4) foram filtrados através de um filtro passa-baixa de 10Hz para remoção de ruído.

Em (4) os sinais de EMG foram filtrados utilizando filtros digitais de avanço reverso e com fase zero e de segunda ordem para não obter atrasos. Foi utilizando filtro passa-banda das frequências entre 10-500Hz e entre 10-1000Hz, retificados e aplicado um filtro passa-baixa de 3Hz para obtenção dos sinais de envelope linear.

Já (7) o sinalde EMG de superfície foi obtido e foi manipulado através da utilização de filtro Butterworth digital passa- alta de primeira ordem utilizando frequências de corte de 20, 200 e 400 Hz respectivamente. Após isso o com o sinal já pós-processado, o sinal foi retificado com onda completa e utilizado filtro passa-baixa tipo butterworth de primeira ordem co m frequência de corte de 2Hz para adquirir o envelope.

Em (8) os sinais foram amostrados a uma frequência de 2048Hz, filtrado utilizando um filtro passa-faixa butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 10-512 Hz. Foi utilizado um filtro de entalhe para remoção de ruído e um filtro RMS para suavização. O sinal e EMG então foi normalizado para cada grupo muscular utilizando o pico máximo que foi registrado ao longo da contração voluntária.

<b>Autor</b>	<b>Tipo de Filtro</b>	<b>Ordem</b>	<b>Tipo</b>	<b>Frequência de corte</b>
(5)	Butterworth	2 <sup>a</sup>	passa-banda	30-500 Hz
(4)	Butterworth	2 <sup>a</sup>	passa-banda/passa-banda/passa-baixa	10-500 Hz / 10-2000 Hz/ 3 Hz
(7)	Butterworth	1 <sup>a</sup>	passa-alta/passa-banda	20, 200,400 Hz / 2 Hz
(8)	Butterworth	4 <sup>a</sup>	passa-banda	10-512 Hz

Tabela 5: Filtros de EMG aplicados ao longo do tempo.

## 4.5 Simulação e filtragem de sinal do EMG e Goniômetro

Como já apresentado anteriormente os sinais de EMG sofrem com uma série de ruídos durante sua captação. Para isso autores como (5), (21), (6),(7) e (8) apresentam uma série de filtros a serem aplicados no sinal captado a fim de obter um sinal limpo para utilização no modelo musculoesquelético.

Em (21) foram utilizados dois tipos de EMG um de superfície, não invasivo e outro invasivo.

Neste trabalho utilizaremos somente o EMG de superfície para captação da ativação muscular e a frequência de captação de sinal setada no software Biometrics foi de 2500 Hz.

Realizando a simulação de um movimento de flexão, com a utilização do Biometrics, com uma frequência de amostragem de 2500 Hz. Obteve-se o seguinte sinal para o Long Head Biceps, conforme a Figura 16.

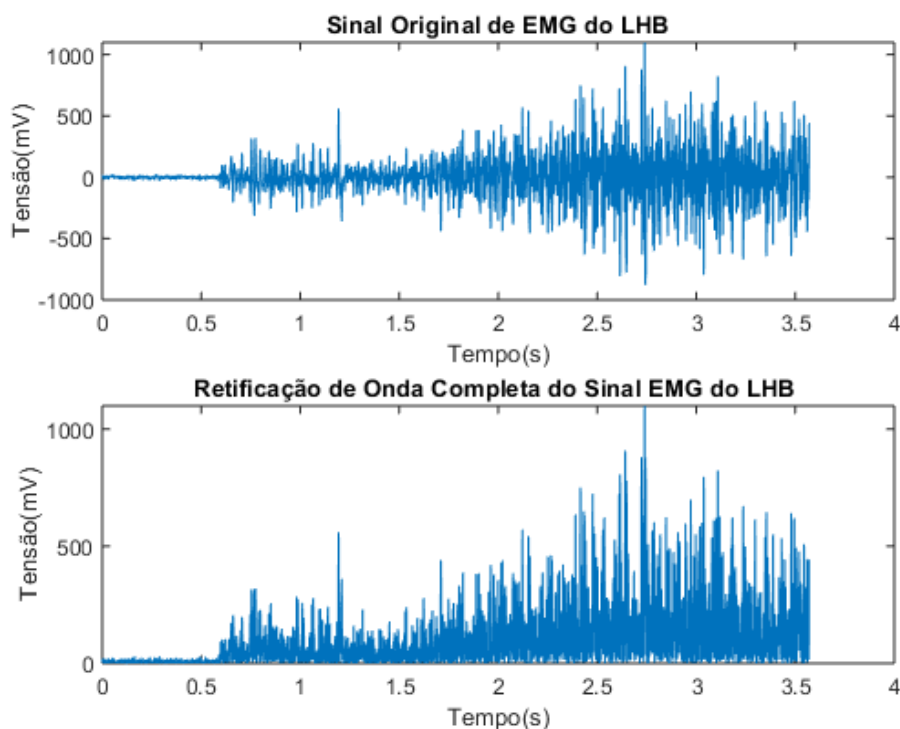


Figura 16: Sinal original da Cabeça Longa do Bíceps (LHB) Obtido pelo movimento de flexão e seu Sinal Retificado.

A utilização de um filtro Butterworth passa banda de segunda ordem de 10Hz a 500Hz , filtro Butterworth de segunda ordem do tipo passa baixa de 3Hz, retificação de onda completa e normalização foi apresentada em (4). Ao realizar a mesma aplicação de filtros porém com uma taxa de amostragem de 2500, obteve-se o seguinte sinal de saída para o LHB conforme a Figura 17

Em (5) são realizados os experimentos com uma frequência de amostragem de

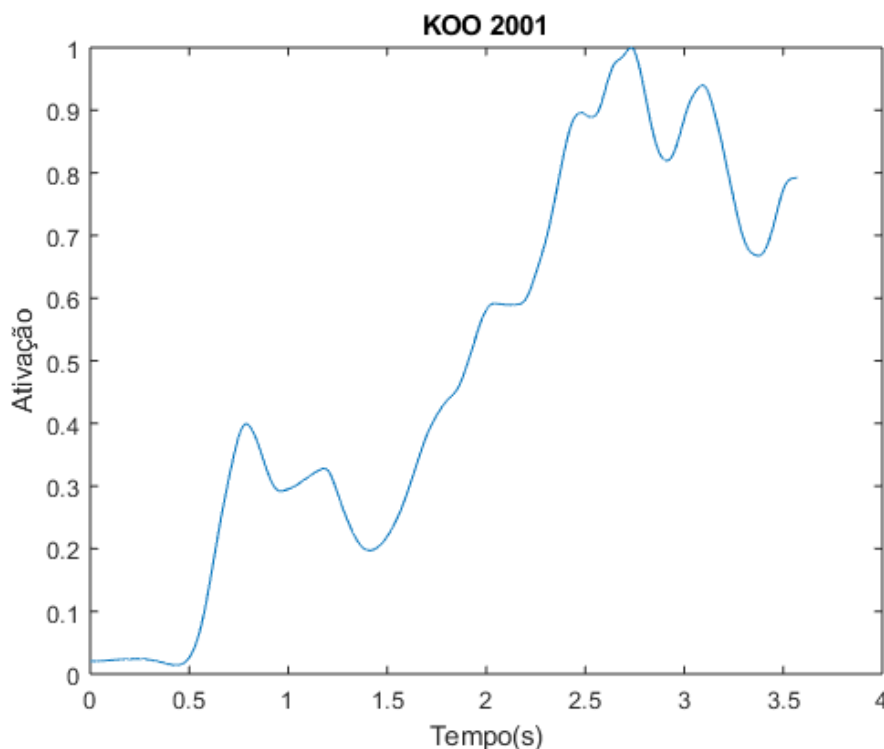


Figura 17: Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (4)

1000Hz e o sinal obtido passa por um filtro Butterworth do tipo passa banda de segunda ordem com frequência de corte de 30Hz a 500Hz, retificado onda completa e normalizado. Para o movimento de flexão do músculo LHB aplicando os filtros indicados por (5) obteve-se os resultados apresentados na Figura 18 utilizando também a frequência de amostragem de 2500 Hz disponibilizada pelo equipamento disponível no projeto.

Em (6) apresenta uma outra abordagem para manipulação do sinal obtido pelo EMG, foram aplicados filtros passa-alta de 10Hz do tipo Butterworth de quarta ordem, retificação de sinal, passa-baixa de 6Hz do tipo Butterworth de quarta ordem e normalização pelo máximo valor. A Figura 19 representa a simulação do movimento de flexão do músculo LHB cujo sinal foi manipulado conforme apresentado acima.

Em (7) foi utilizado filtro Butterworth de primeira ordem do tipo passa alta de 20Hz, 200Hz e 400Hz, retificação de onda completa e um filtro passa-baixa de 2 Hz. A Figura 20 apresenta a aplicação dos filtros segundo (7) com uma frequência de 2500Hz.

Realizando uma comparação entre os resultados obtidos acima na Figura 21 podemos verificar que os resultados obtidos a partir dos estudos de (4) e (5) são menos ruidosos e apresentam-se mais satisfatórios para utilização no modelo desenvolvido neste trabalho. Sendo assim, será utilizado o padrão de filtros apresentado por (4) com o intuito de manter os padrões apresentados no modelo a ser utilizado.

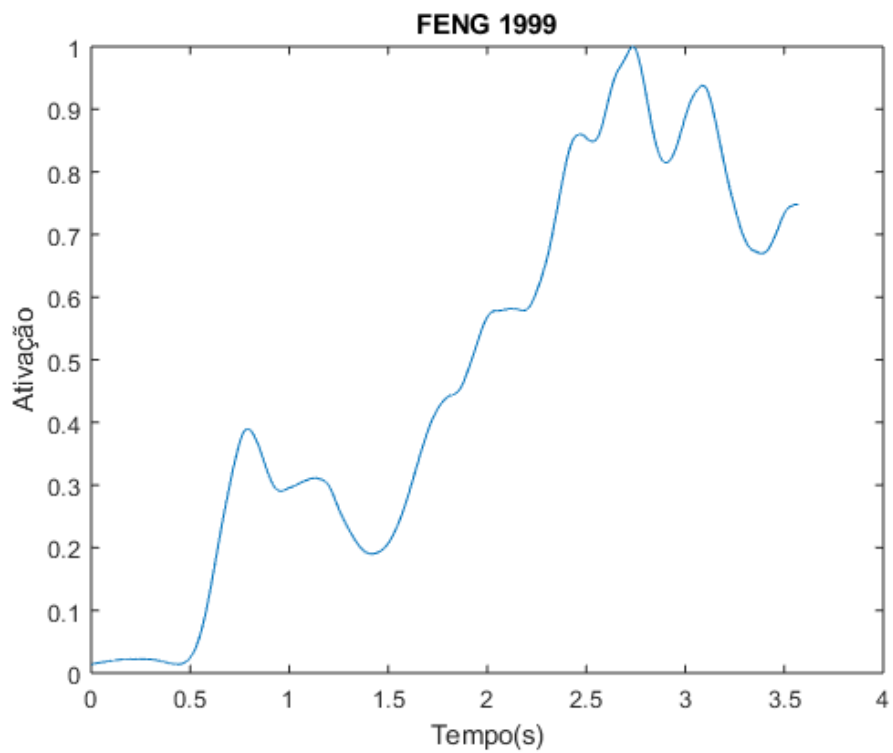


Figura 18: Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (5)

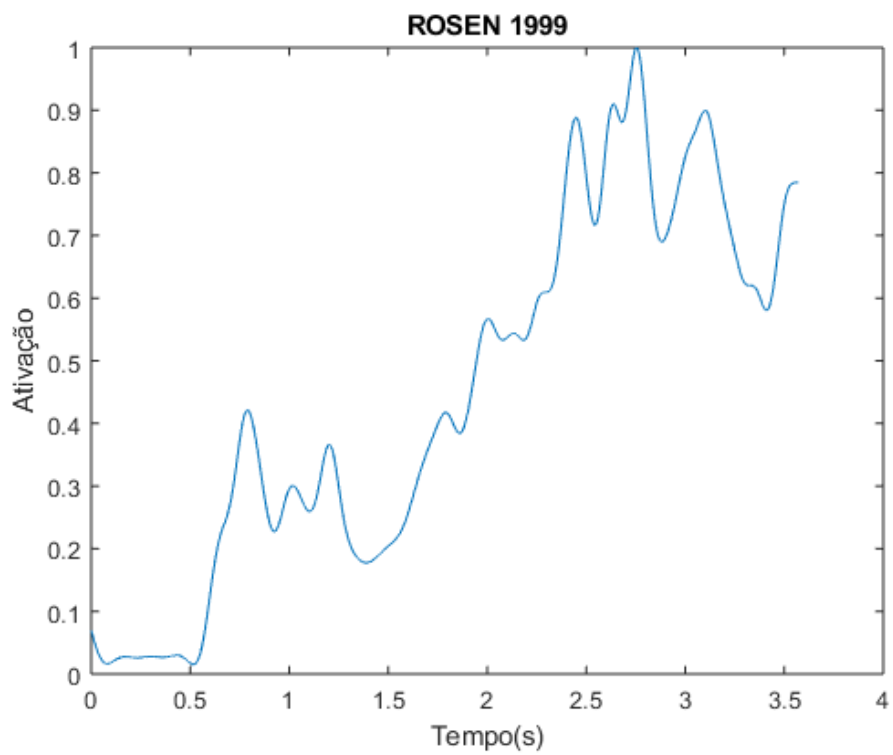


Figura 19: Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (6)

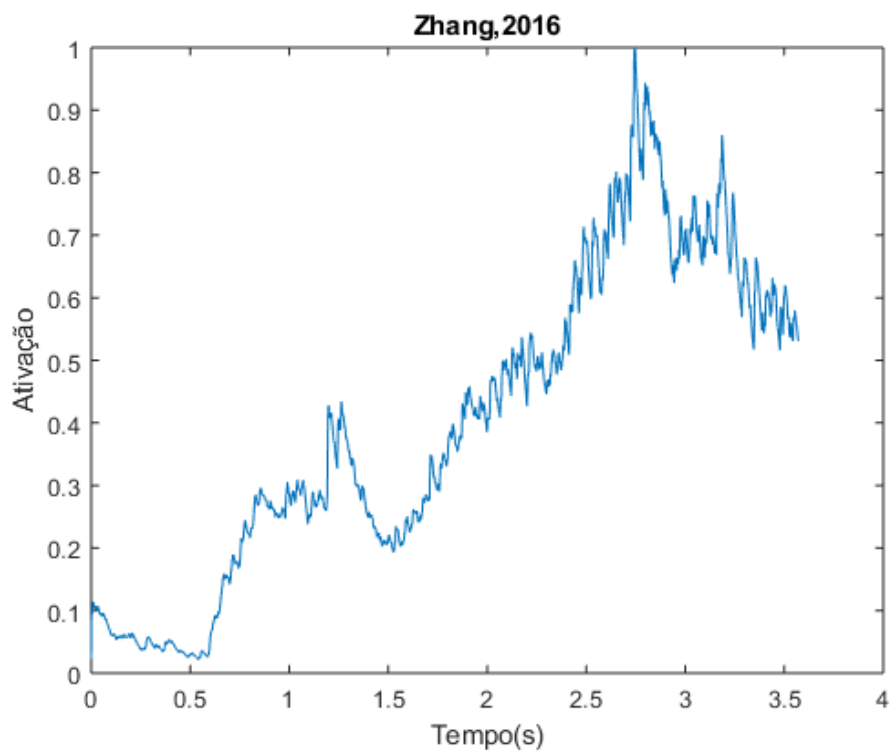


Figura 20: Sinal LHB Obtido pelo movimento de flexão com filtros aplicados segundo (7)

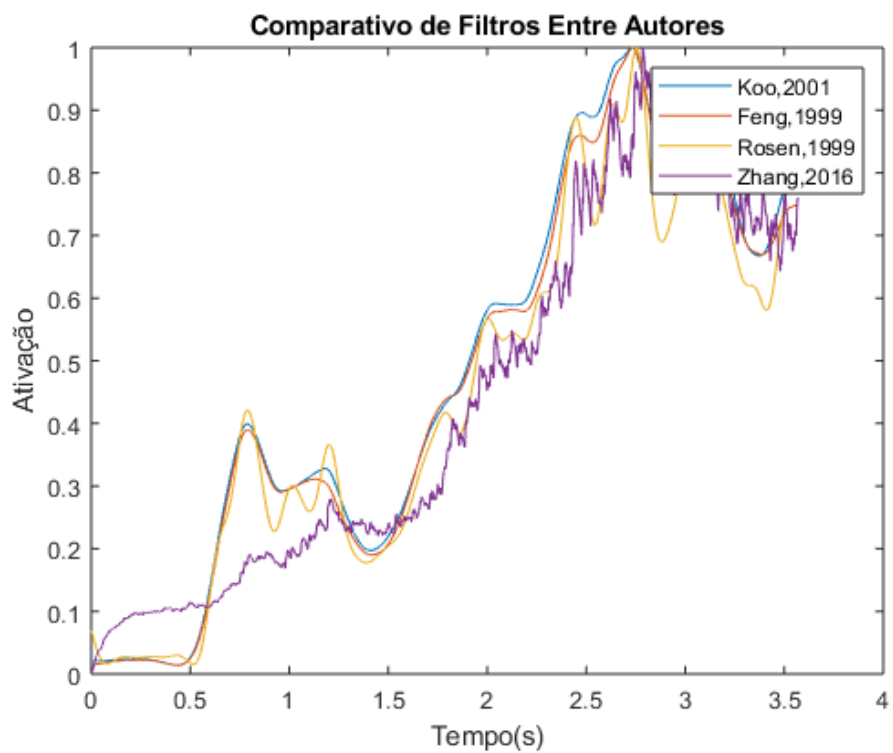


Figura 21: Sinal LHB manipulado conforme os estudos de (5), (6), (4) e (7)

Reitera-se que o filtro do sinal de EMG deve ser realizado em todos os sinais captados para cada músculo, sendo assim, utilizando a filtragem proposta por (4) foi obtido os seguintes sinais de EMG para LHB, SHB, BRA, BRD, LnGHT, LatHT e MHT.

#### 4.6 Sinal de EMG processado em teste de flexão e extensão

Para o movimento de extensão flexão foram utilizados os mesmos filtros utilizados por (21) e descritos neste capítulo. Com relação ao tempo de simulação padronizado foi de 1.9 segundos para a extensão e 3.5 segundos para a flexão, estes valores foram considerados através de uma análise do padrão das amostras obtidas.

Para ambos os movimentos foram realizados 2 captações de dados através dos sensores de EMG de superfície e do goniômetro. A ideia de manter pelo menos duas amostras dos sinais visa garantir uma boa qualidade nos dados obtidos e evitar que em caso de falha dos sensores ou falha no procedimento de execução se permaneça sem sinais.

As Figuras 22 e 23 apresentam os dados de EMG processados de dois testes de extensão realizados com o mesmo indivíduo saudável e de idade mediana. Analisando ambos os testes podemos verificar que o pico de ativação do músculo ocorre no início do movimento para praticamente todos os músculos.

Na Figura 24 (a) e (b) podemos verificar um comparativos entre os dados de EMG processado para ambas as amostras de extensão. Nos dois casos o pico de ativação foi antes de 1 segundo.

Nas Figuras 25 e 26 podemos observar o comportamento do sinal de EMG processado para o movimento de flexão de um mesmo paciente com repetição de movimento para obtenção de duas amostras.

Analisando a Figura 27 percebe-se que diferentemente da extensão, na flexão o pico de ativação na maioria dos músculos ocorreu depois de 1 segundo.

#### 4.7 Sinal do Goniômetro

O goniômetro ou eletrogoniômetro é um tipo de sensor que é posicionado nas juntas a fim de medir seu descolamento angular da mesma. Na Figura 28 podemos observar um exemplo destes sensores.

Em (4) houve a utilização de um eletrogoniômetro flexível que foi posicionado na lateral do braço até o antebraço para medir o deslocamento angular do cotovelo que estava posicionado na posição totalmente supinada. O ângulo 0 foi definido com o braço totalmente estendido.

Foi realizado a mesma simulação considerando o ângulo 0 com o braço estendido



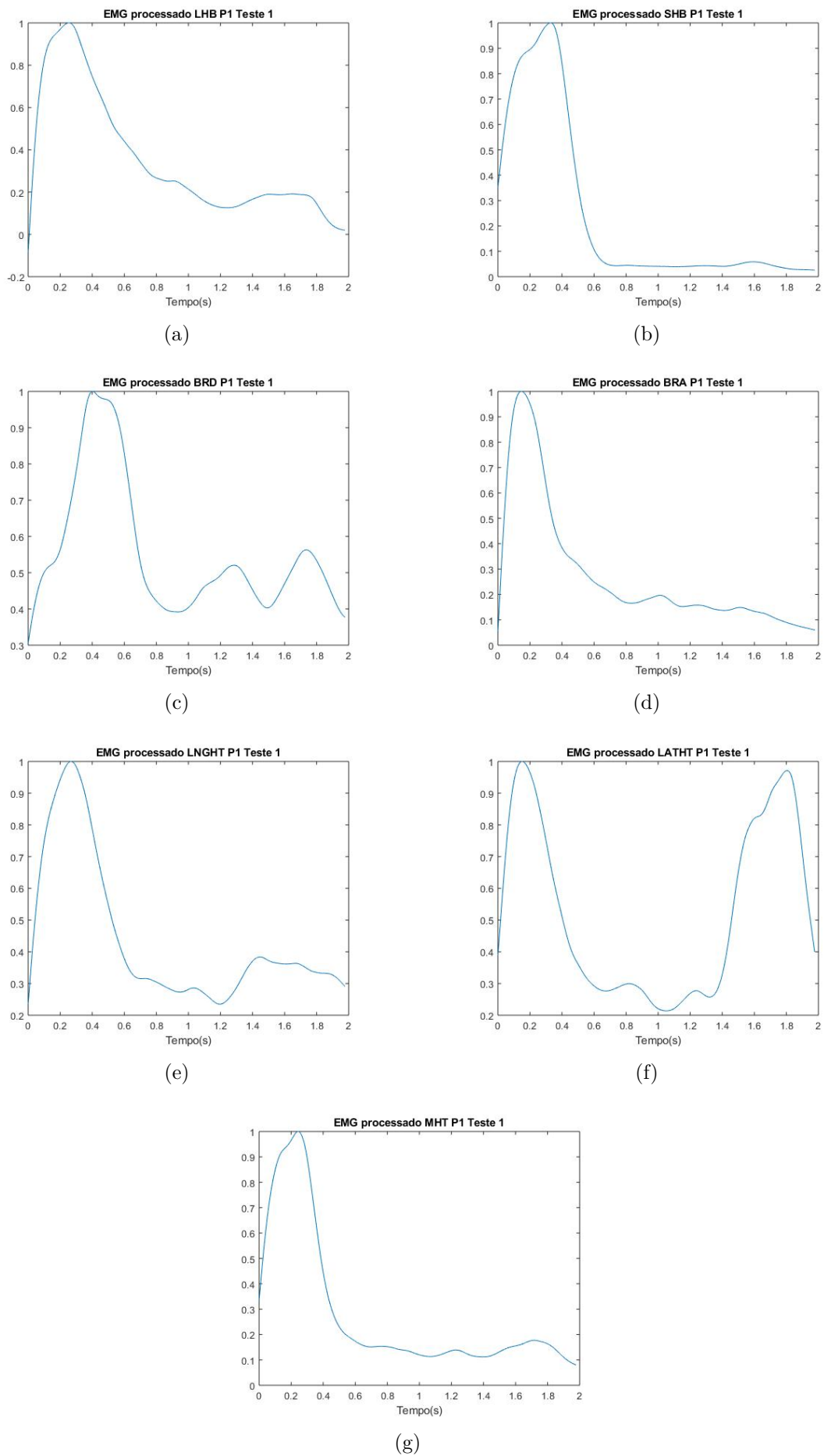


Figura 22: EMG Processado para o movimento de Extensão P1 Teste 1

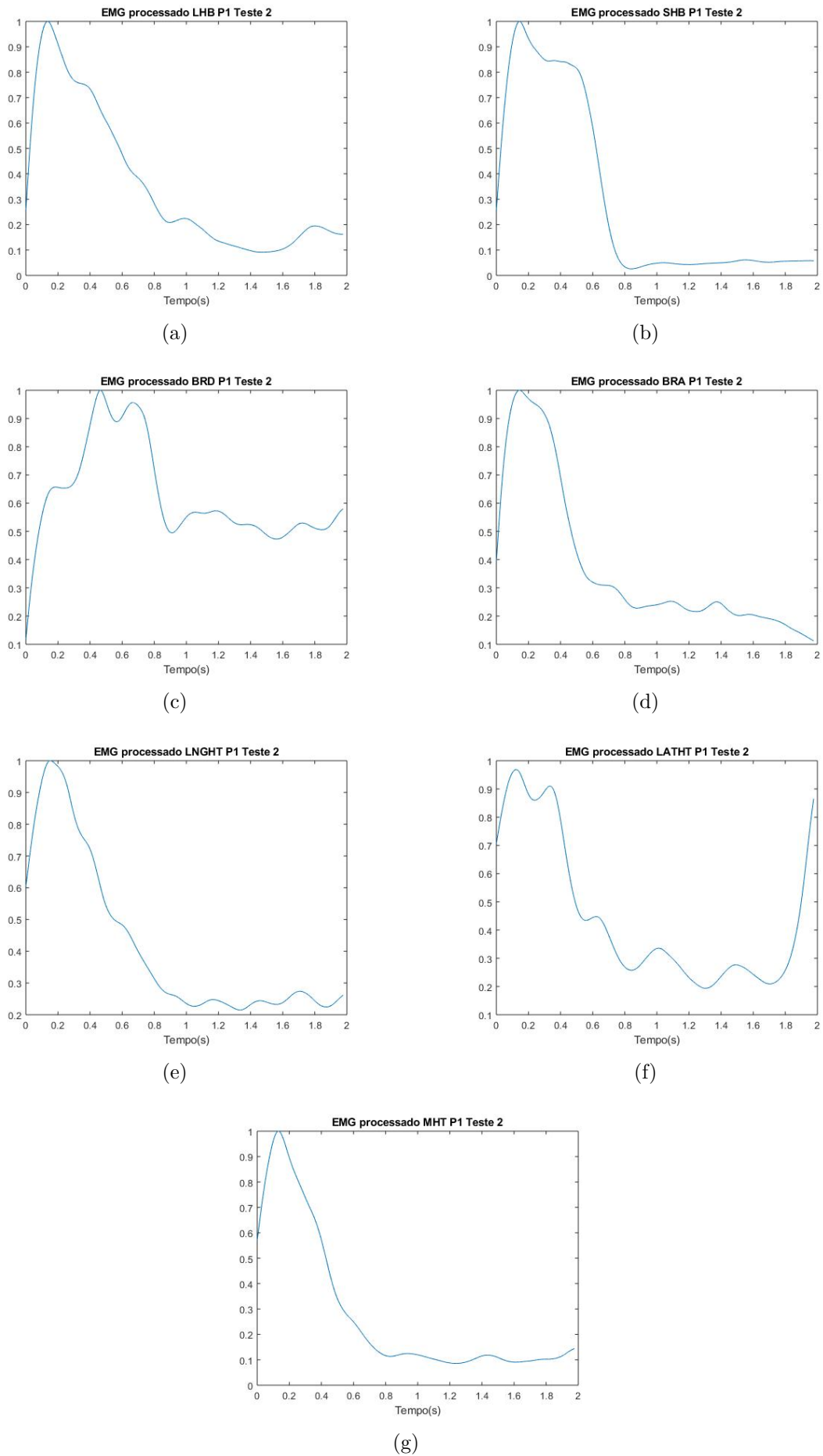


Figura 23: EMG Processado para o movimento de Extensão P1 Teste 2

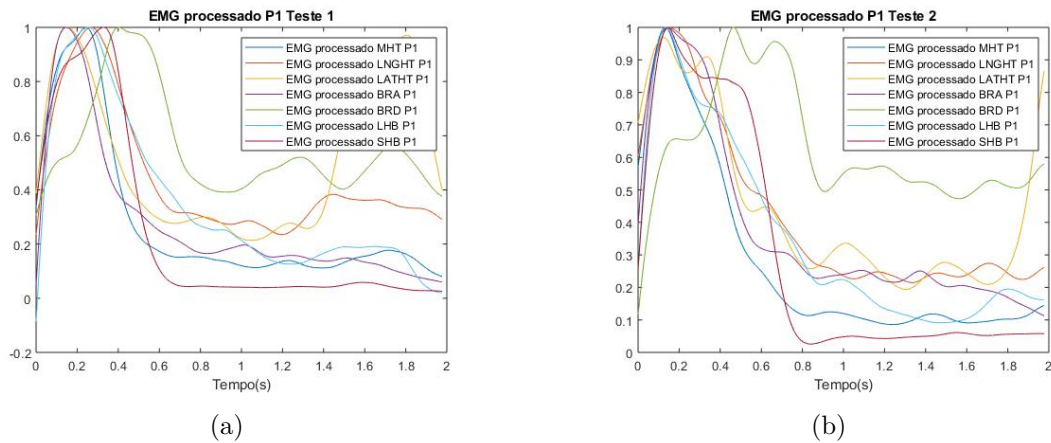


Figura 24: Comparação dos resultados de EMG Processado para o movimento de Extensão P1 teste 1 e teste 2.

e  $107^\circ$  seria o ângulo máximo obtido pela flexão, que por questões anatômicas de nosso corpo não chega a  $180^\circ$ . A literatura indica que o ângulo máximo de flexão é  $120^\circ$ , porém observado as amostras obtidas percebeu-se a limitação era  $107^\circ$ .

A frequência de amostragem foi de 2500Hz e o sinal obtido foi filtrado utilizando um filtro Butterworth passa-baixa de primeira ordem com frequência de corte de 6 Hz, o resultado obtido pode ser observado na Figura 29.

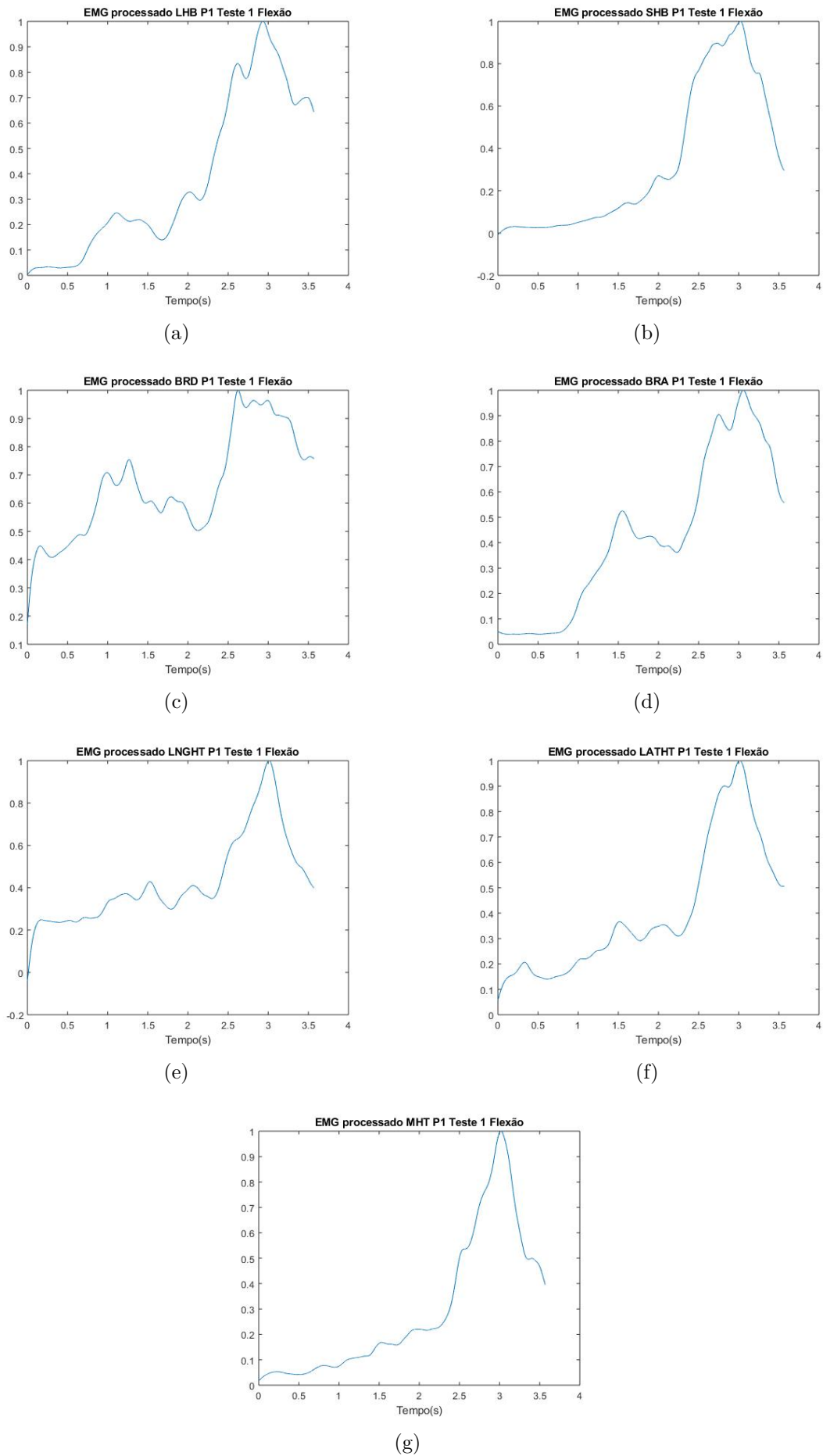


Figura 25: EMG Processado para o movimento de flexão P1 Teste 1

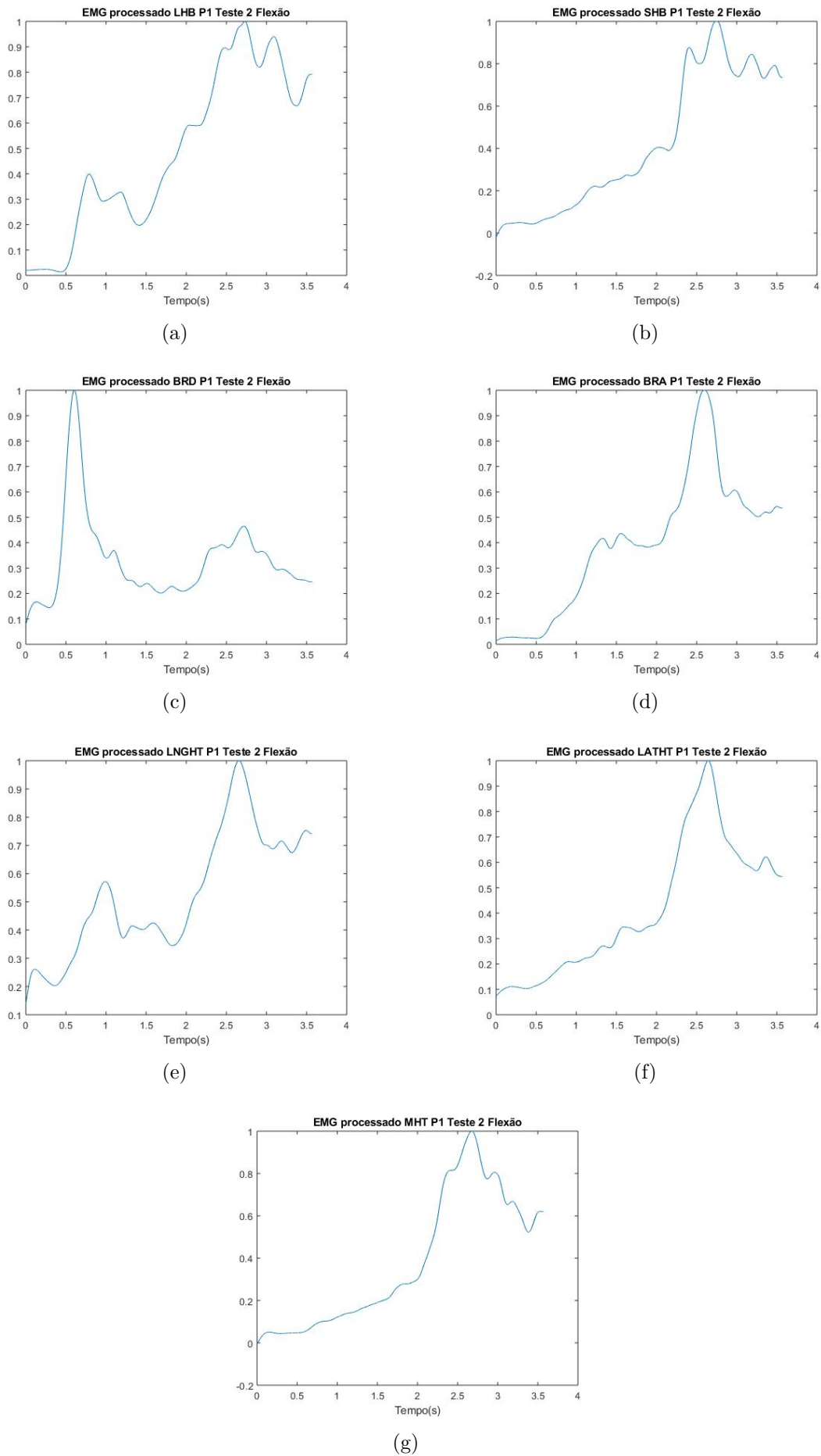


Figura 26: EMG Processado para o movimento de flexão P1 Teste 2

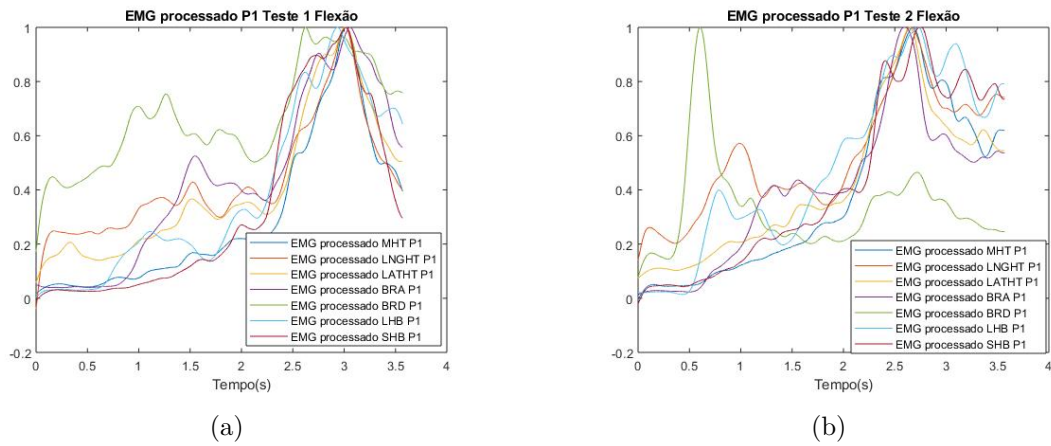


Figura 27: Comparação dos resultados de EMG Processado para o movimento de flexão P1 teste 1 e teste 2.



Figura 28: Goniômetro produzido pela Bimetrics..

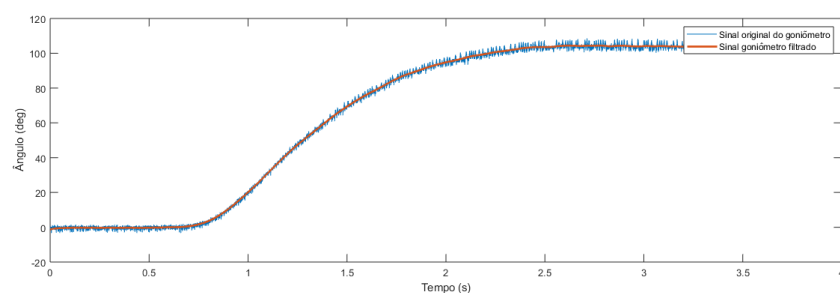


Figura 29: Sinal obtido através do goniômetro e sinal pós-filtragem.

## 5 MODELOS MUSCULOESQUELÉTICOS

O interesse em verificar o comportamento do corpo humano e sua anatomia foi um dos impulsores para o desenvolvimento de modelos matemáticos para realizar esta descrição. Um dos primeiros modelos músculo-esqueléticos desenvolvidos foi o modelo de Hill desenvolvido por (14) e até os dias atuais é um dos mais utilizados como base para outros modelos que foram desenvolvidos ao longo do tempo.

Este modelo forneceu o entendimento matemático formal das relações entre a realização de força muscular em relação à velocidade da contração.

Com esse mesmo objetivo outro modelo que é considerado importante é o modelo de Huxley (Huxley,1957) que formalizou seus estudos considerando a tecnologia eletrônica disponível na época. Este modelo descreve como os potenciais de ação nos neurônios motores são ativados e como se propagam. Neste modelo cada componente da célula excitável é considerado um elemento elétrico.

Em modelos do tipo Hill o músculo se comporta como um grande sarcômero com comprimento e força dimensionados. Nele, cada músculo foi modelado como uma unidade biomecânica composta por três componentes em paralelo: Elemento Contrátil (CE), Elemento não-linear elástico (PE) e Elemento Viscoso (VE), conforme a Figura 30. O elemento elástico tem por finalidade representar a rigidez muscular passiva, o elemento viscoso tem por finalidade representar a viscosidade muscular e o elemento contrátil paralelo realizando a representação da dinâmica de ativação-contração. Todos estes elementos em série com um elemento elástico que representa tendão.

Na Figura 30 é apresentado o modelo a ser considerado neste trabalho, A variável  $M$  indica a massa do membro superior, ou seja, do braço;  $T$  representa o tendão,  $l_m$  o comprimento da fibra muscular,  $l_{mt}$  o comprimento músculo-tendão e  $l_t$  o comprimento do tendão.

Com o passar dos anos, muitas pesquisas foram desenvolvidas em torno dos modelos músculo-esqueléticos e o modelo de Hill foi sendo atualizado de acordo com a aplicação que se estava pretendendo. Alguns exemplos são: (31), (29), (18), (66), (6), entre outros.

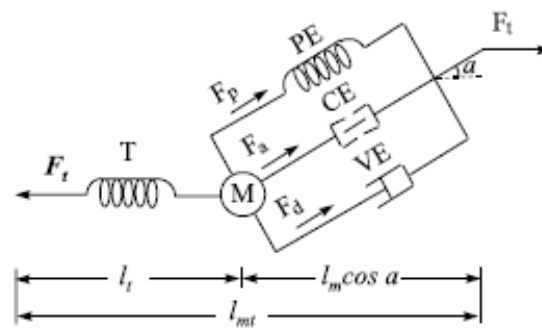


Figura 30: Modelo de Hill

Em 1994 (29) apresentou um modelo muscular para membros superiores baseado no modelo de Hill. Este modelo inicialmente utilizava parâmetros obtidos através da dissecação de cadáveres, porém levava em consideração a anatomia corporal. Alguns autores, como (31), (5), (4), (17), (18), (7), (50) e (39) posteriormente desenvolveram seus modelos baseados no modelo desenvolvido por (29).

A simulação dinâmica de movimento humano tornou-se uma ferramenta valiosa para pesquisadores e clínicos com o intuito de entender como funciona o carregamento musculoesquelético, a coordenação muscular e otimizações do movimento humano em suas atividades (37).

A utilização de modelos musculares é importante para a pesquisa de bioengenharia nas áreas de estimulação elétrica neuromuscular, protética e na restauração da função motora de pessoas prejudicadas por deficiência (6). Em (31) foi descrito um modelo musculoesquelético para o movimento de flexão e extensão do cotovelo humano e o movimento de pronação e supinação do antebraço.

Já em (5) foi desenvolvido um modelo musculoesquelético de superfície eletromiográfico para prever a trajetória articular utilizando como base o modelo de (29) e sua contribuição foi realizar a comparação entre um indivíduo normal e espástico. Os resultados obtidos por (18) mostraram a viabilidade da utilização de modelos músculo esqueléticos com base nas informações do EMG para predição de movimento, tanto de pessoas saudáveis como com algum grau de debilidade.

No trabalho de (36) é utilizado como base o modelo de (16), onde o músculo é modelado como um tipo de elástico preso aos pontos de origem e inserção. Neste modelo o músculo é modelado com outras estruturas anatômicas que simulam tecidos, ossos. Estes obstáculos podem ser modelados como estruturas cilindros ou esferas ou até mesmo uma combinação de ambos. Assim como (36), a definição dos músculos de (42) também segue esta linha.

No trabalho desenvolvido por (18) foi utilizado um modelo desenvolvido do tipo Hill combinado com um modelo geométrico e utilização de parâmetros *in vivo*, diferenciando pacientes saudáveis e espásticos em movimentos de flexão voluntária do



cotovelo. São considerados em seus estudos os músculos Bíceps, Braquial, Branquiorradial e Tríceps. Em (18) também foi utilizada a ultrassonografia para medição do comprimento ideal do músculo e ângulo de penação de cada músculo flexor.

Os modelos músculo esqueléticos podem ter diversas aplicações e este é um ponto a ser considerado na escolha do modelo a ser utilizado. Devido a adequação dos parâmetros e complexidade das equações para o problema se deve buscar modelos que possuam similaridade com o problema proposto.

(75) realizou simulações de segurança em veículos. Utilizando um laboratório para a simulação de colisões e capotamentos onde foi verificado os níveis de segurança utilizando bonecos. No trabalho de (6) foram desenvolvidos dois modelos um baseado em Hill e outro em rede neural com aplicação a reabilitação de pacientes.

A modelagem músculo esqueléticas considerando as limitações e diferenças entre pacientes saudáveis e espásticos é um dos pontos mais importantes para garantir um modelo que interprete mais corretamente a estrutura corporal do paciente.

Modelos extremamente simplistas pode gerar previsões que causam desordem. O grande desafio é encontrar um modelo simplificado mais apropriado para o problema a ser estudado (67). O fornecimento de informações como a natureza do distúrbio em um paciente com espasticidade podem ser adquiridas a partir da modelagem musculoesquelética de movimentos como o do cotovelo, a partir destas informações é possível obter informações úteis na reabilitação do paciente (5).

A literatura técnica apresenta que 5 parâmetros são fundamentais para a definição de um modelo músculo-esquelético, onde 4 são específicas do músculo e uma relacionada ao tendão que é o comprimento repouso do tendão. Os quatro parâmetros relacionados ao músculo são o comprimento ideal da fibra muscular, o pico da força isométrica, a velocidade máxima de encurtamento muscular e o ângulo de penação (45).

Parâmetros estruturais musculares importantes são o comprimento do tendão em repouso ( $l_{to}$ ), comprimento ideal do músculo ( $l_{mo}$ ) e área da secção transversal fisiológica ( $PCSA$ ) estes parâmetros relacionados ao comprimento muscular e tendinoso são importantes para determinar a faixa de operação fisiológica do músculo dentro de uma relação força-comprimento (4), (53) inclui também a massa muscular e a densidade como parâmetros importantes.

O conhecimento do músculo parético através de suas propriedades e a capacidade de obtenção de estimativas das forças musculares ao longo do movimento em pessoas que sofreram um AVC gera potenciais clínicos significativos podendo ser utilizado para avaliação da reabilitação do paciente (18). Articulações como o cotovelo estão envolvidos em atividades diárias, um paciente com espasticidade frequentemente terá limitações de movimento e até mesmo incapacidade considerável (5).

Além da diferenciação de pacientes saudáveis e espásticos a utilização de

parâmetros do corpo humano baseados em dissecação de cadáver podem gerar inconsistências pela redução de massa que este sofre após a morte.

Os primeiros modelos matemáticos desenvolvidos levavam em consideração parâmetros obtidos a partir da dissecação de corpos mortos ou, posteriormente, tomografia destes cadáveres, estes modelos foram utilizados durante anos, porém se tornaram obsoletos quando surge a tecnologia de ultrassonografias para estimação de dimensões e parâmetros para estes modelos.

Nos estudos de (16) foram realizadas as estimações de diversos parâmetros baseados em experimentos com tomografia de cadáveres e utilizando medições *in vivo* somente para o torque máximo do ombro, cotovelo e pulso.

Para (15) um dos principais problemas envolvendo a modelagem humana é a obtenção de parâmetros que definam adequadamente as propriedades que definam o modelo. Ainda salienta que este problema faz com que muitos grupos realizem a simplificação da estrutura de seus modelos, linearize elementos e não use um modelo explícito. Esse tipo de simplificação pode gerar uma pouca percepção ou desinformação. Segundo ele, qualquer modelo que não utilize um elemento elástico não-linear em série com o elemento contráctil terá um valor limitado. Estes critérios são importantes pois a maioria dos movimentos humanos envolvem muito mais músculo necessários matematicamente para a realização de uma tarefa macroscópica. A abordagem básica de agregar músculos sinérgicos agrupados de forma que todos tenham uma neuro-excitação de igual nível (medido utilizando EMG) é útil quando as tarefas envolvem apenas uma articulação.

Dados provenientes de cadáveres possuem limitação em sua utilidade pois os músculos de um cadáver sofrem uma diminuição e podem se degradar com facilidade. Estas mudanças nas características fisiológicas podem afetar nos resultados, além do fato de que a grande maioria dos estudos com cadáveres não utilizou indivíduos que possuíam algum tipo de deficiência ou incapacidade (18).

Em 1988 (15) apresentou que a estimação de parâmetros é um dos aspectos mais importantes da modelagem biomecânica muscular. Para (15) os parâmetros vão garantir a relação não-linear da estrutura do modelo muscular clássico desenvolvido anteriormente por Hill.

Já nos estudos de (52) foram examinados parâmetros lineares de comprimento de largura do bíceps branquial de fetos humanos. O que não nos garante bons parâmetros para a aplicação pretendidas deste projeto.

A utilização de parâmetros de cadáveres pode ser observada nos trabalhos de (72), (15), (29), entre outros. Já os trabalhos de (45) e (69) apresentam também parâmetros baseados em análises com animais.

A força gerada por um músculo irá depender da ativação muscular, de sua área fisiológica da secção transversal do músculo, ângulo de penação e curvas força-

comprimento e força-velocidade para o músculo em questão. (45)

O entendimento sobre estes parâmetros obtidos através de ultrassom in vivo em indivíduos após acidentes vasculares cerebrais utilizando-os em modelos musculares (18).

A utilização de um modelo mais simplificado ou não dependerá do tipo de aplicação a ser utilizado. A escolha por um modelo mais abrangente pode levar a necessidade de parâmetros mais precisos e uma matemática mais complexa, tornando o equacionamento mais complexo e custoso (53).

A tecnologia de ultrassonografia vêm sendo utilizada como um método viável para mediar parâmetros da arquitetura muscular in vivo (18).

Em (18) é apresentado que os parâmetros de arquitetura muscular obtidos através de ultrassom podem ser incorporados a modelagem de contração isométrica.

A incorporação de parâmetros in vivo medidos através de ultrassonografia e a modelagem matemática incluindo pessoas acometidas por um acidente vascular cerebral e saudáveis. Realização da estimação de forças musculares individuais dos músculos ao longo do movimento voluntário do cotovelo para pacientes acometidos ou não por acidente vascular cerebral (18).

A estimação de parâmetros in vivo de indivíduos normais e hemiparéticos através da modelagem neuro musculoesquelética em combinação com medições de forma experimental foram apresentadas em (4) com o intuito de realizar uma comparação entre as diferenças biomecânicas destes dois tipos de grupos de indivíduos.

Os parâmetros de musculotendão podem variar entre os sujeitos e por isso deve-se estimar-los em uma base específica do assunto estudado. As estimativas cuidadosas destes parâmetros in vivo são pontos fundamentais para o sucesso das simulações neuromusculoesqueléticas modernas (4).

A interação entre a arquitetura muscular e a geometria articular sobre as características de força e geração de torque dos músculos do cotovelo também foi investigada. (4)

A medição direta das forças musculares individuais ainda esta além do atual estado da arte, mas a estimação das forças musculares individuais in vivo tem grande utilidade para entender os mecanismos das lesões e prever resultados de intervenções cirúrgicas (17).

Em (5) foi abordada a importância do uso de modelos específicos para espásticos e a necessidade do uso de parâmetros *in vivo*.

Um modelo dependerá de suas complexidade e sua precisão fisiológica com relação aos parâmetros, modelos extremamente simplistas ou extremamente complexos podem ser aplicados dependendo do fenômeno que se necessita estudar (45).

## 6 MODELO MUSCULOESQUELÉTICO DE GIAT

A escolha do modelo de Giat descrito em (29) e atualizado por (21) ocorreu devido a necessidade de um modelo muscular de membros superiores que pudesse ser utilizado tanto para pacientes saudáveis quanto para espásticos, que considerasse parâmetros musculares *in vivo* e que utilizasse EMG para captação de sinais mioelétricos da contração muscular.

Ao longo da revisão bibliográfica verificou-se a importância do uso de parâmetros em seres vivos e também a distinção entre modelos baseados somente em pacientes saudáveis ou somente em pacientes espásticos.

O modelo de Giat apresentado primeiramente em (76) e posteriormente apresentado em (29) é um modelo musculoesquelético dos membros superiores que analisa 7 músculos (*Bíceps* (LHB e SHB), *Braquial* (BRA), *Braquiorradial* (BRD), *Tríceps Longo* (LNGHT), *Tríceps Lateral* (LATHT) e *Tríceps Medial* (MHT)).

Este modelo tem sido utilizado até os dias atuais sendo aplicado principalmente em linhas de pesquisa que consideram diferenças no modelo matemático para pacientes espásticos e saudáveis como (5), (4), (5) e (7).

Este modelo teve suas características estruturais mantidas, porém (21) realizou revisões principalmente na obtenção de parâmetros e na utilização de parâmetros *in vivo* com a distinção de comprimentos musculares em repouso e máximo estresse muscular distintos para pacientes saudáveis e acometidos por enfermidade prévia.

A relação entre os comprimentos do músculo ( $l_m$ ), comprimento do tendão ( $l_t$ ) e comprimento músculo-tendão ( $l_{mt}$ ) é dada pela Equação 1 de (21) conforme a Figura 30.

$$l_{mt} = l_m \cdot \cos \alpha + l_t \quad (1)$$

Assume-se que todas as fibras musculares estão orientadas em paralelo possuindo mesmo tamanho e assumem um mesmo ângulo de penetração  $\alpha$ , ou seja, ângulo entre a direção das fibras musculares.

Os parâmetros de ângulo de penetração  $\alpha$  para cada músculo e a área da secção

transversal PCSA são dados na Tabela 6 de acordo com os estudos de (77).

Músculo	$\alpha(^{\circ})$	$PCSA(cm^2)$
Long Head Biceps Brachii (LHB)	0	2,5
Short Head Biceps Brachii (SHB)	0	2,1
Brachialis (BRA)	0	5,4
Brachioradialis (BRD)	0	1,2
Triceps Medial (MHT)	0	
Triceps Lateral (LaHT)	8	10,5
Triceps Longitudinal (LngHT)	10	4,3

Tabela 6: Ângulo de Penação e área da secção Transversal para cada músculo.

Em modelos anteriores apresentados por (76), (78), (5) os parâmetros de máximo estresse isométrico muscular ( $\sigma_m$ ) e área da secção transversal do músculo ( $PCSA$ ), eram baseados em dados cadavéricos.

Os parâmetros apresentados por (77) para PCSA são baseados em escala cadavérica. Por isso com base na necessidade de parâmetros *in vivo* (21) apresentou a Equação 2 realizando o cálculo de PCSA a partir da relação entre os parâmetros *in vivo* e de cadáver.

$$PCSA_i = PCSA_c \cdot \left(\frac{Circ}{Circ_c}\right)^2 \quad (2)$$

onde  $PCSA_c$  é a área da secção transversal do músculo em questão estimada em cadáveres,  $Circ$  é a circunferência do músculo do paciente em questão,  $Circ_c$  é o comprimento da circunferência do músculo estimada em cadáveres considerada como 21 cm em (21).

Conforme os estudos de (29) e (21) a equação do movimento para cada músculo ao longo do eixo do tendão é dada pela Equação 3.

$$M\ddot{l}_m \cos \alpha = F_t - F_m \cos \alpha \quad (3)$$

onde  $M$  representa a massa do membro superior que é considerada por (21) como 2.2% da massa do corpo de um indivíduo,  $\ddot{l}_m$  a aceleração muscular.  $F_t$  é a força do tendão e  $F_m$  é força muscular que é composta pela soma da força dos elementos passivo ( $F_p$ ) e ativo ( $F_a$ ), dada pela Equação 4.

$$F_m = F_p + F_a \quad (4)$$

A força do componente ativo, por sua vez, é modelada a partir da força isométrica ( $F_z$ ), relação força-comprimento das fibras ( $f_l$ ), relação força-velocidade ( $f_v$ ) e a

ativação muscular ( $a$ ), dada na Equação 5.

$$F_a = F_Z \cdot f_l \cdot f_v \cdot a \quad (5)$$

A força isométrica máxima  $F_Z$  é dada pela Equação 6 apresentada abaixo, onde  $PCSA$  é a área da secção transversal do músculo.

$$F_z = \sigma_m \cdot PCSA \quad (6)$$

Em (21) foi estimado o parâmetro  $\sigma_m$  onde ele foi caracterizado por dois tipos  $\sigma_e$  que é o estresse máximo para a extensão, onde considera que os músculos (MHT, LatHt, Lnght) são protagonistas do movimento e  $\sigma_f$  que é o estresse máximo para a flexão, onde considera que os músculos (LHB, SHB, BRA e BRD) são os principais e ainda para pacientes espásticos e normais. Para pacientes normais e espásticos  $\sigma_e$  é considerado o mesmo como  $128,93N/cm^2$ ,  $\sigma_f$  para pacientes normais é considerado  $129,37N/cm^2$  e para pacientes espásticos  $96,61N/cm^2$ .

Um ponto importante desenvolvido no trabalho de (21) é a estimação dos parâmetros de comprimento do músculo em repouso ( $l_{mo}$ ) e comprimento do tendão em repouso ( $l_{to}$ ). Foram estimados os comprimentos citados acima para 7 músculos em pacientes espásticos e saudáveis. Na Tabela 7 e Tabela 8 são apresentados os parâmetros segundo estudo de (21) para pacientes saudáveis e espásticos, respectivamente.

Músculo	$l_{mo}$ (cm)	$l_{to}$ (cm)
LHB	11,31	25,91
SHB	14,71	21,57
BRA	10,14	3,49
BRD	23,76	8,96
MHT	4,79	11,69
LATHT	10,58	14,68
LNGHT	16,13	19,11

Tabela 7: Comprimentos ótimos de tendão e músculo em repouso para pacientes saudáveis

A partir dos parâmetros estimados de  $l_{mo}$  e  $l_{to}$  podemos calcular o comprimento músculo-tendão em repouso, dado pela Equação 7 conforme apresentado em (76).

$$l_{mto} = l_{to} + l_{mo} \quad (7)$$

Também podemos calcular  $l_{tc}$ , que é o comprimento do tendão onde a determinada força que troca de uma região não-linear para linear de acordo com os estudos

Músculo	$l_{mo}(\text{cm})$	$l_{to}(\text{cm})$
LHB	12,52	25,71
SHB	13,46	24,37
BRA	11,53	2,54
BRD	22,42	11,57
MHT	7,99	7,89
LATHT	8,03	16,16
LNGHHT	14,63	19,89

Tabela 8: Comprimentos ótimos de tendão e músculo em repouso para pacientes espásticos

de (76). Seu equacionamento é dado pela Equação 8

$$l_{tc} = 1,02.l_{to} \quad (8)$$

O comprimento músculo-tendão  $l_{mt}$  e o moment arm  $MA$  foram obtidos através do software de simulação OpenSIM. Para captação de  $l_{mt}$  e  $MA$  foram setados os movimentos de flexão ou extensão e seus resultados foram salvos em um arquivo de dados. Os dados obtidos serão utilizados como parâmetros para a simulação de movimento dos pacientes. Este arquivo pode ser importado através do software MATLAB tornando-se uma matriz de dados de comprimento músculo-tendão e moment arm.

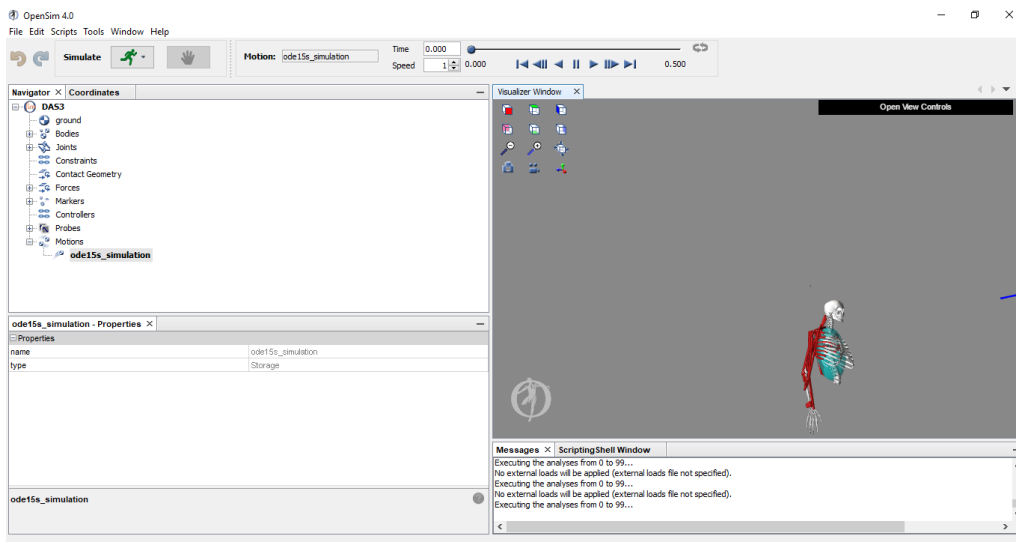


Figura 31: OpenSIM software.

O equacionamento da força do tendão  $F_t$  que é a relação da força do tendão em função da força isométrica  $F_Z$  é dada pela Equação 9.

$$\frac{F_t}{F_z} = \begin{cases} A_t[e^{(k_{te}\varepsilon_t)} - 1] & 0 \leq \varepsilon_t \leq \varepsilon_c \\ k_t(\varepsilon_t - \varepsilon_c) + \frac{F_c}{F_z} & \varepsilon_t \geq \varepsilon_c \end{cases} \quad (9) \quad (10)$$

onde  $\varepsilon_t = \frac{l_t - l_{t0}}{l_{t0}}$  e  $\varepsilon_c = \frac{l_{tc} - l_{t0}}{l_{t0}}$ ,  $k_{te} = 81,1438(m^{-1})$ ,  $k_t = 37,5(Nm^{-1})$ ,  $A_t = 0,1238(N)$  e a razão  $\frac{F_c}{F_z} = 0,5$ . Sabe-se que a equação  $\varepsilon_c = 0,02$ . A variável  $F_c$  é a força referente ao comprimento do tendão

A força do elemento passivo, conforme citado anteriormente é  $F_p$  considerada a relação comprimento-tensão do tendão que é dada pela Equação 11 conforme (21) e (76). Onde  $K_{pe} = \frac{4,525}{l_{m0}}(N)$  e  $A_p = 0,129F_z(N)$ .

$$F_p(l_m) = A_p[e^{(K_{pe}(l_m - l_{m0}))} - 1] \quad (11)$$

As forças referentes ao componente ativo são dadas por  $f_l$  e  $f_v$ . A relação entre o tamanho do sarcômero a uma força normalizada na velocidade zero é descrita pela relação Força-comprimento ( $f_l$ ) apresentada na Equação 12.

$$f_l(l_m) = F_z \cdot \sin(b_1 \cdot \underline{l_m}^2 + b_2 \cdot \underline{l_m} + b_3) \quad (12)$$

onde  $\underline{l_m} = \frac{l_m}{l_{m0}}$  e as constantes da curva  $b_1 = -1,317$ ,  $b_2 = -0,403$  e  $b_3 = 2,454$  são encontrados em (76).

A Relação Força-velocidade no elemento contráctil representa o comportamento da fibra em função das velocidades (21). A Equação 13 dada por (76) representa este comportamento.

$$f_v(\dot{l}_m) = 1 + \arctan(c_1 \cdot \underline{\dot{l}_m}^3 + c_2 \cdot \underline{\dot{l}_m}^2 + c_3 \cdot \underline{\dot{l}_m}) \quad (13)$$

onde  $\underline{\dot{l}_m} = \frac{\dot{l}_m}{V_{max}}$ ,  $V_{max} = 10 \cdot l_{m0}(m/s)$  e as constantes da curva  $c_1 = -0,906$ ,  $c_2 = 4,501$  e  $c_3 = -2,024$  são encontrados em (76).

Isolando  $l_m$  na Equação 3 e substituindo as Equações 5 e 4 temos a equação da dinâmica do modelo músculo-tendão para cada músculo  $j$  generalizada pela Equação 14, conforme (21).

$$\ddot{l}_{mj} = \frac{1}{M} \cos \alpha$$



$$F_{tj} - \frac{1}{M}(f_{pj}(l_{mj}) + F_{zj}f_l(l_{mj})f_v(\dot{l}_{mj}).a)(14)$$

A equação de movimento da junta conforme (21) e (29) é dada pela Equação 15. A partir dessa equação será realizada a estimação do ângulo da junta do cotovelo para os movimentos de flexão e extensão e comprado seu resultado com o sinal de goniômetro obtido juntamente com os sinais de EMG. O capítulo 7 apresentará os resultados obtidos para a simulação deste modelo matemático através dos dados de EMG obtidos de um indivíduo saudável.

$$\ddot{q}(t) = \frac{1}{I_B} \sum_{j=1}^7 F_{tj} \cdot MA_j - \frac{3gLB_x}{L_B^2} \sin(q(t) + q_1) \quad (15)$$

onde  $g$  é a gravidade considerada  $9,8m/s^2$ ,  $q(t)$  é o ângulo do cotovelo predito pelo modelo,  $q_1$  é a constante considerada  $-60^\circ$  para a flexão e  $0^\circ$  para a extensão,  $LB_x$  é a distância entre o centro da junta do cotovelo até o centro de massa do braço( considerada 67,6% da distância do braço 23,55cm, conforme (21)),  $I_B$  é o momento de inércia do braço que é dado pela Equação 16.

$$I_B = M \cdot \left(\frac{82,7}{100} \cdot 23,55\right)^2 \quad (16)$$

## 7 SIMULAÇÃO DO MODELO MATEMÁTICO

O tempo de simulação do modelo dependerá do tamanho da amostra de EMG captada do paciente. Sendo assim tempo de simulação é setado de acordo com uma análise das médias de tempo das amostras de ativação muscular.

Para o desenvolvimento das equações e a simulação do modelo foi utilizado o software MATLAB.

O método de integração da Equação 14 e 15 de movimento para o ângulo do cotovelo foi o runge-kutta através da função ODE45.

Foram realizados 2 amostras de um mesmo indivíduo para cada movimento realizado, isso ocorreu a fim de garantir uma melhor qualidade dos dados de EMG.

Nas Figuras 32 e 33 podemos observar o comportamento do comprimento dos músculos ao longo do movimento de extensão partindo de um ângulo inicial de  $107^\circ$ , ou seja, com o braço totalmente flexionado até próximo a  $0^\circ$  simulando uma completa extensão até que o braço esteja paralelo ao corpo. Para ambos os testes podemos observar que o comportamento do comprimento muscular foi similar. Para o teste 1 seus  $\Delta lm$  ao longo do movimento foi de no máximo 0,764cm e, no caso do BRA 3,359cm.

Já para o teste 2 contido na Figura 33 os  $\Delta lm$  do músculo ao longo do movimento foram de no máximo 0,761cm e de 3,3387cm para o BRA.

Percebe-se que o  $\Delta lm$  para o BRA é maior que os demais, isso ocorreu pelo difícil acesso ao músculo que já havia sido descrito anteriormente neste trabalho através dos estudos de (21). Para uma medição mais precisa do BRA é necessário o uso de um sensor de EMG invasivo.

O modelo nos retornará uma predição do ângulo do cotovelo que será comparado com o medido pelo goniômetro.

Nas Figuras 36 e 37 podemos observar a predição do ângulo do cotovelo em comparação com o ângulo medido através do goniômetro para o mesmo tempo de simulação durante o movimento de flexão do cotovelo. Ambas as amostras são do mesmo indivíduo que não possui nenhum grau de espasticidade.

Para movimento de flexão considera-se zero graus o braço totalmente esticado

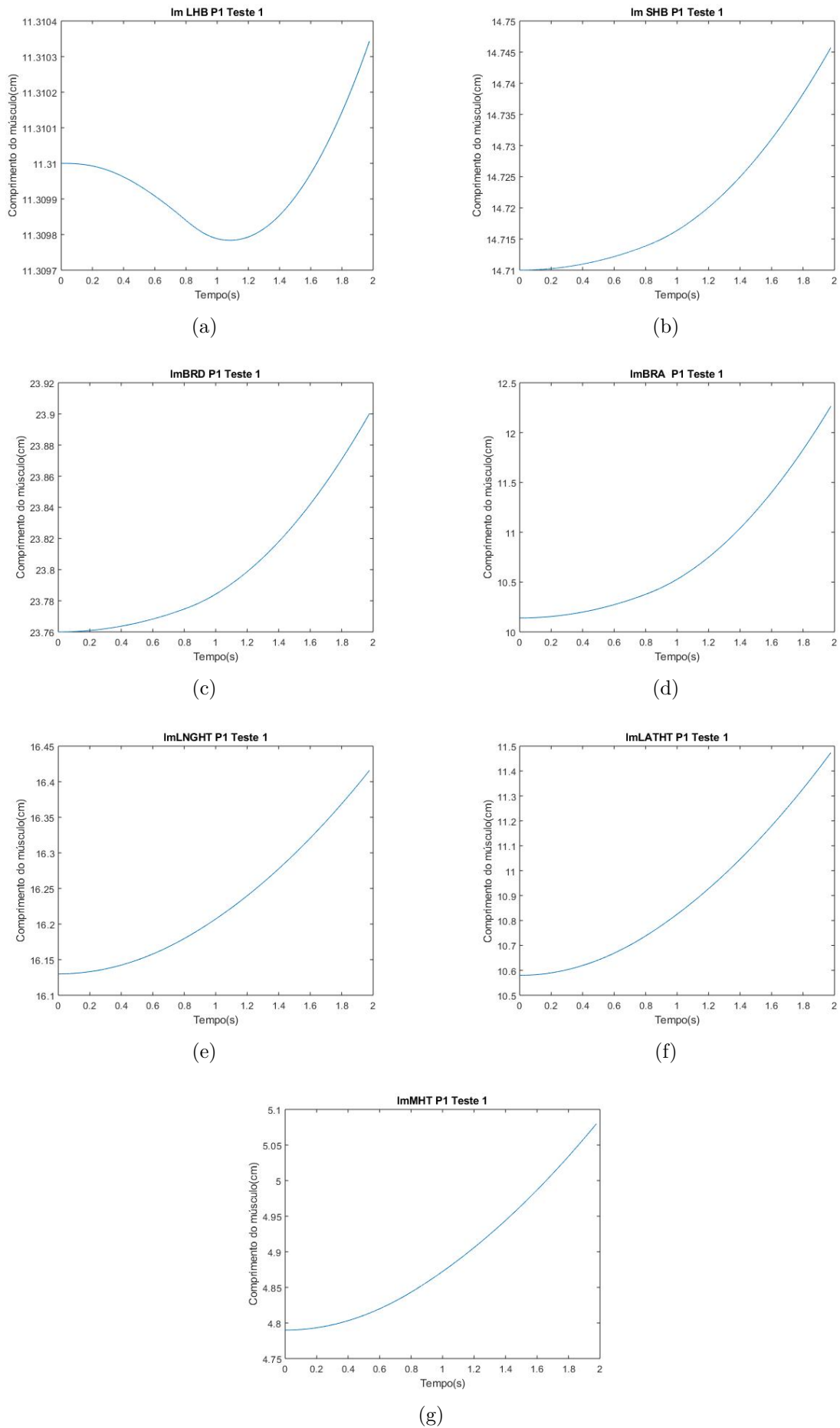
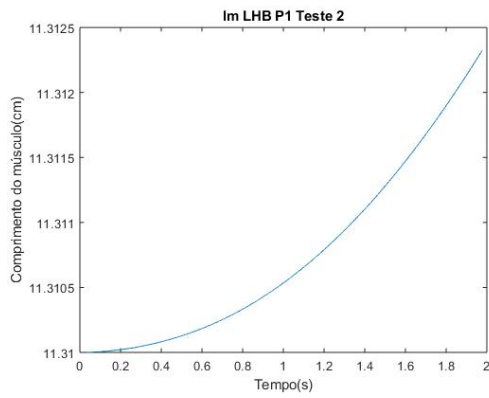
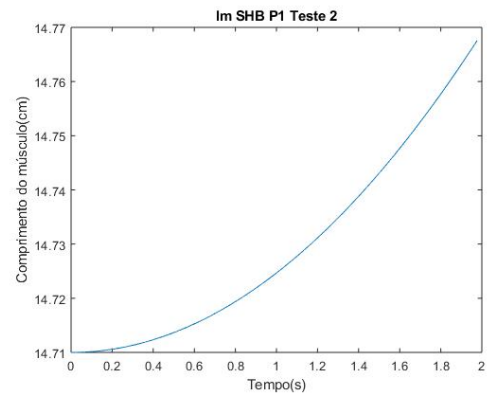


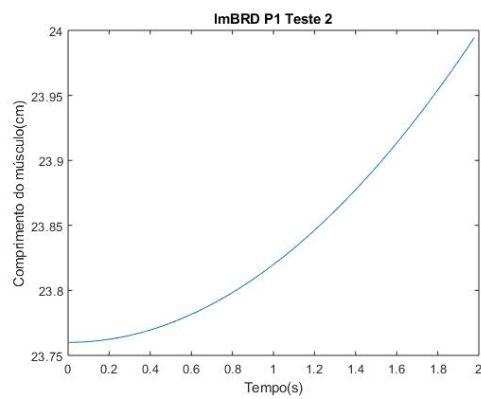
Figura 32: Comprimento muscular  $l_m$  durante o movimento de extensão de P1 teste 1.



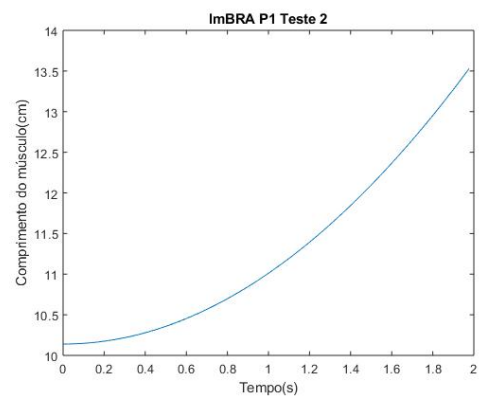
(a)



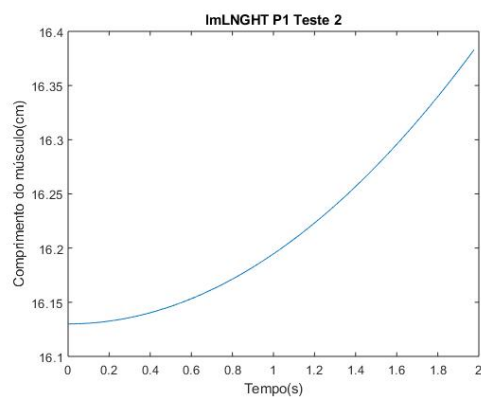
(b)



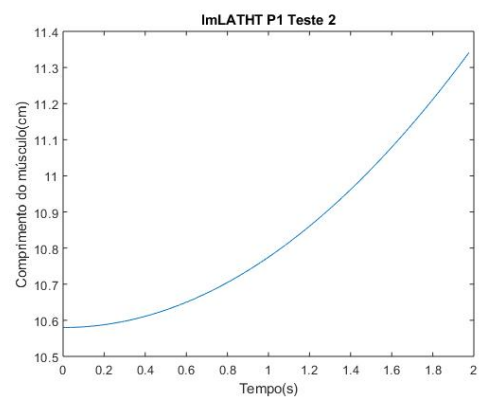
(c)



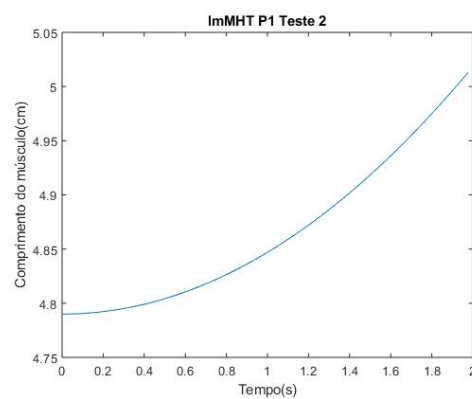
(d)



(e)



(f)



(g)

Figura 33: Comprimento muscular  $l_m$  durante o movimento de extensão de P1 teste 2.

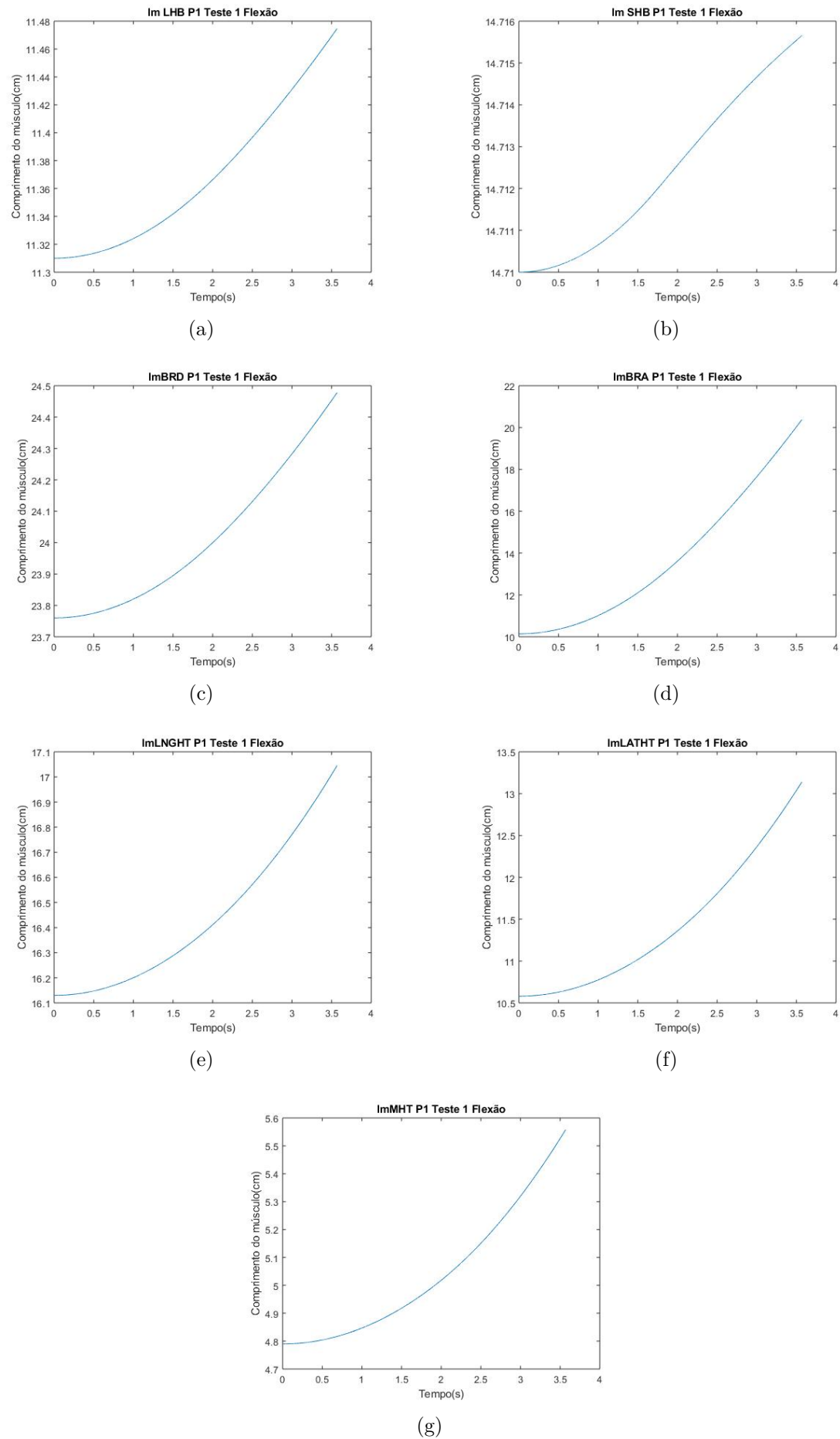
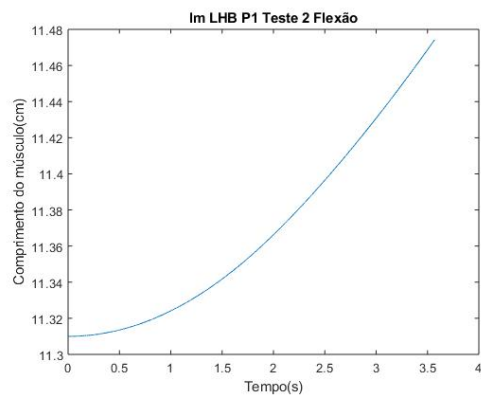
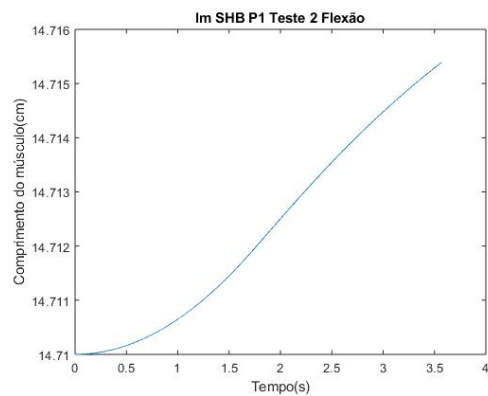


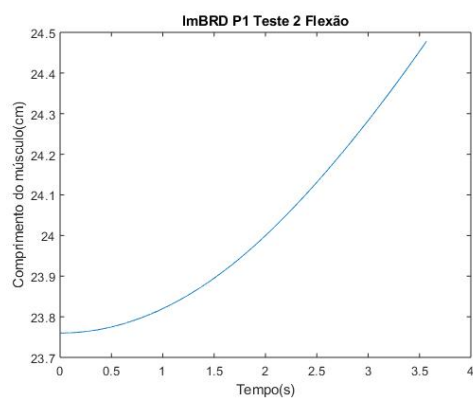
Figura 34: Comprimento muscular  $lm$  durante o movimento de flexão de P1 teste 1.



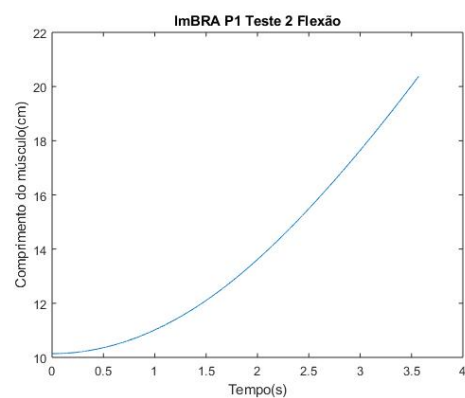
(a)



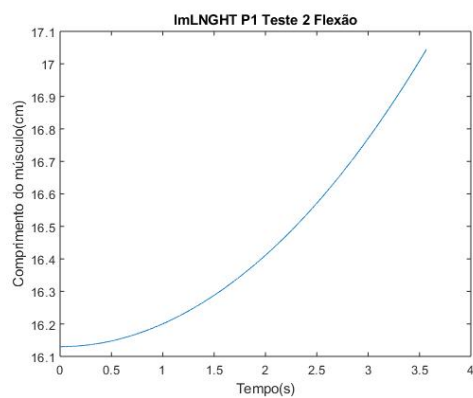
(b)



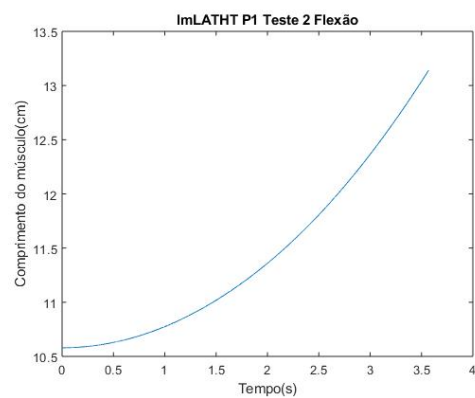
(c)



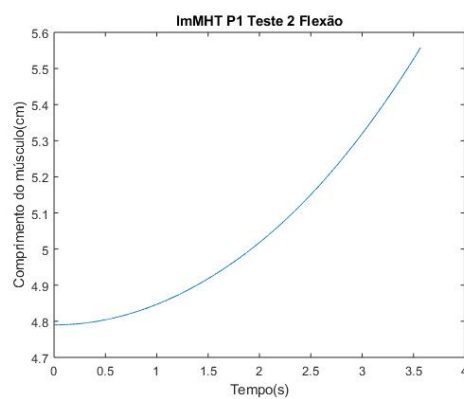
(d)



(e)



(f)



(g)

Figura 35: Comprimento muscular  $lm$  durante o movimento de flexão de P1 teste 2.

paralelo ao corpo e  $120^\circ$  para o braço totalmente flexionado, conforme autores como (6), (18), (5), (17), entre outros. Porém ao longo das captações de sinais percebeu-se que a máxima flexão captada pelo goniômetro utilizado neste projeto foi de  $107^\circ$ .

Para avaliar a qualidade de predição do ângulo do cotovelo foi calculado o erro RMS de cada amostra.

O erro *Root Mean Square* (RMS) para a predição descrita na Figura 36 é de 10,381 enquanto o segundo teste representado na Figura 37 obteve um erro RMS de 12,035.

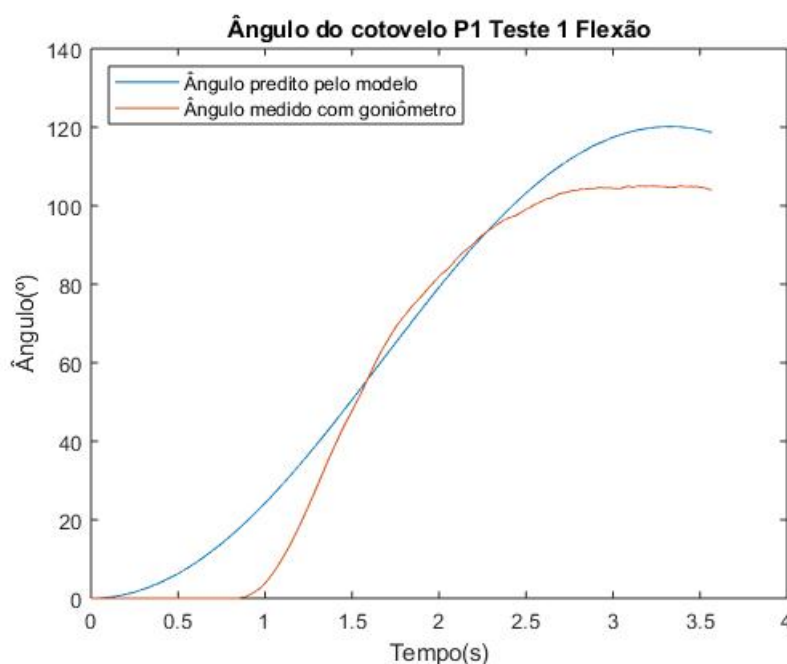


Figura 36: Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de flexão do paciente 1 no teste 1

Para o movimento de extensão as Figuras 38 e 39 representam a predição do ângulo do cotovelo durante o movimento de extensão para os testes 1 e 2, respectivamente.

Para o movimento de extensão a literatura considera que o ângulo inicial do cotovelo totalmente flexionado é de  $120^\circ$ , porém como já dito, durante as simulações o goniômetro atingia um máximo de  $107^\circ$ . Sendo assim, como ângulo inicial da simulação de predição do ângulo do cotovelo foi utilizado o valor de  $107^\circ$ . O braço totalmente estendido é considerado com o braço reto paralelo ao corpo. O erro RMS encontrado para a predição do ângulo do cotovelo para o teste 1 foi de 9,516 e para o teste 2 5,628.

Nas Figuras ?? e ?? é possível verificar a força muscular total para o movimento de flexão do mesmo indivíduo nos testes 1 e 2, onde se pode observar que o pico da força muscular ocorre depois de 1 segundo assim como na ativação proveniente do

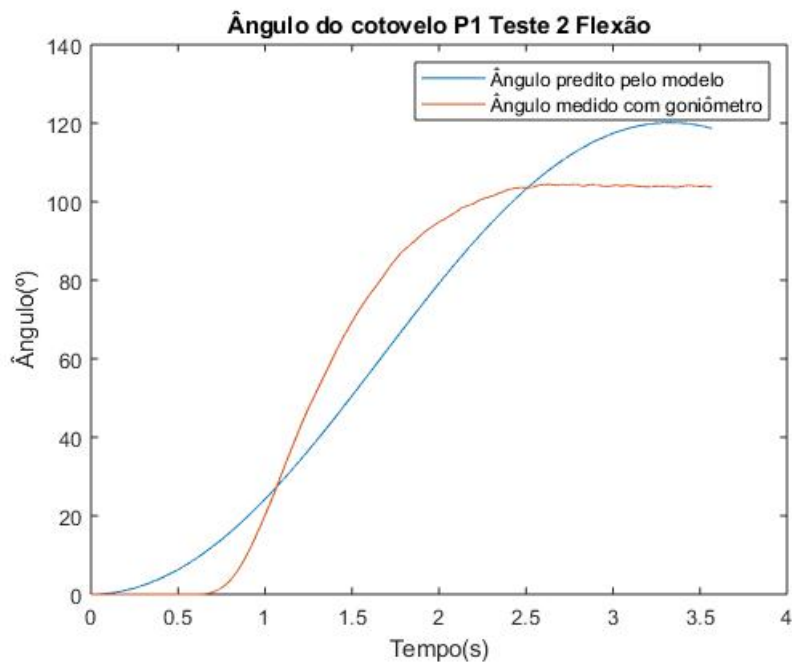


Figura 37: Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de flexão do paciente 1 no teste 2

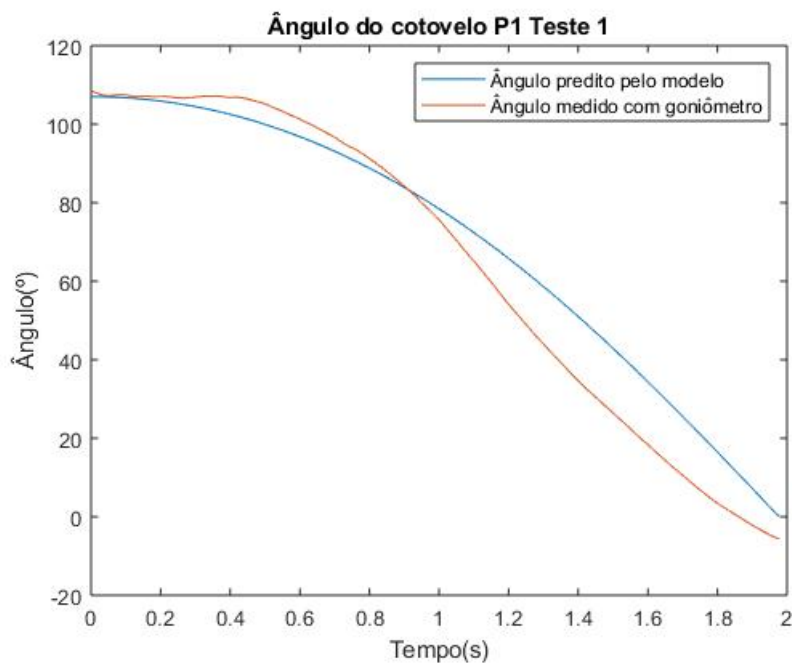


Figura 38: Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de extensão do paciente 1 no teste 1



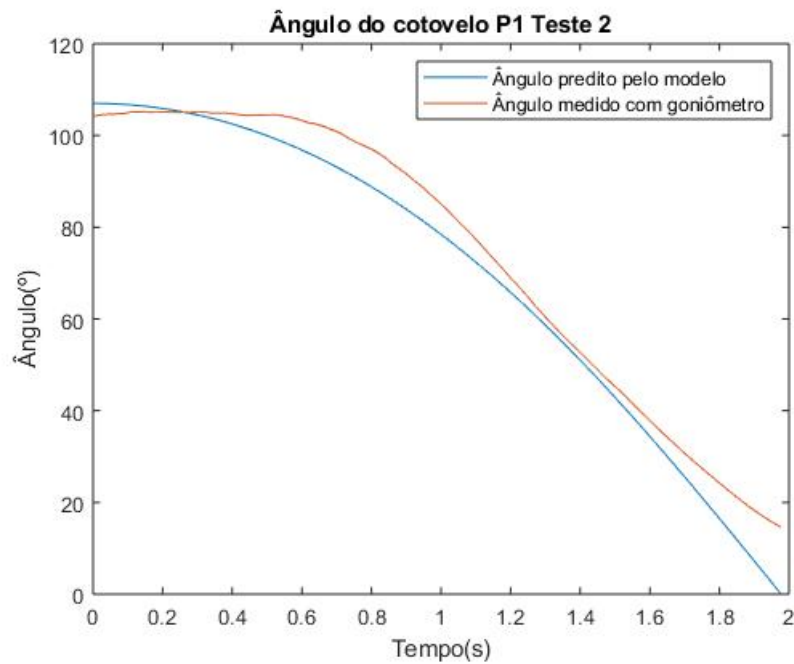


Figura 39: Predição do ângulo do cotovelo durante movimento de extensão do paciente 1 no teste 2

sinal de EMG para este movimento. Já nas Figuras 42 e 43 o pico de força muscular ocorreu antes de 1 segundo assim como ativação destes músculos.

Para ambos testes presentes na Figura pode-se perceber que assim como no comprimento do músculo, a força muscular de BRA também foge do padrão dos demais sinais. Isso deve aos problemas já descritos anteriormente com a captação de sinais para este músculo.

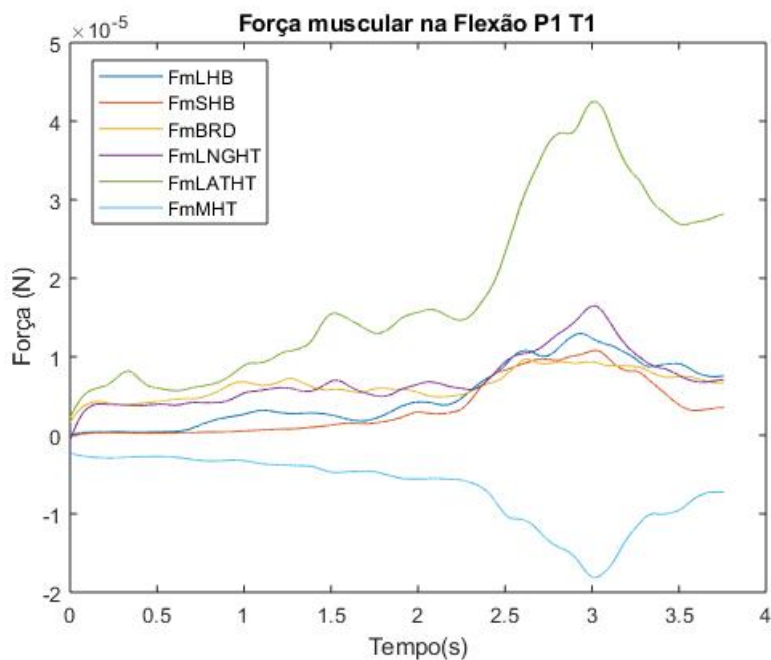


Figura 40: Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de flexão do P1 no teste 1.

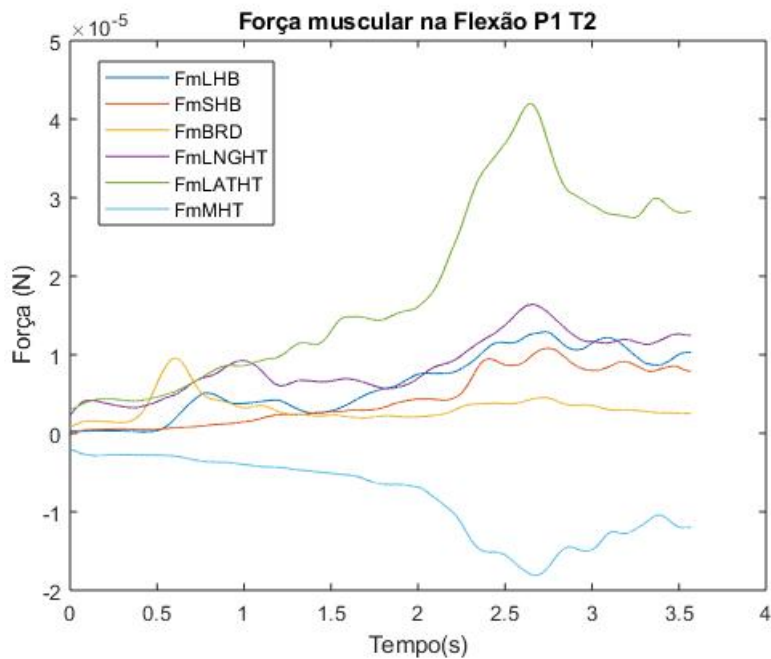


Figura 41: Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de flexão do P1 no teste 2.

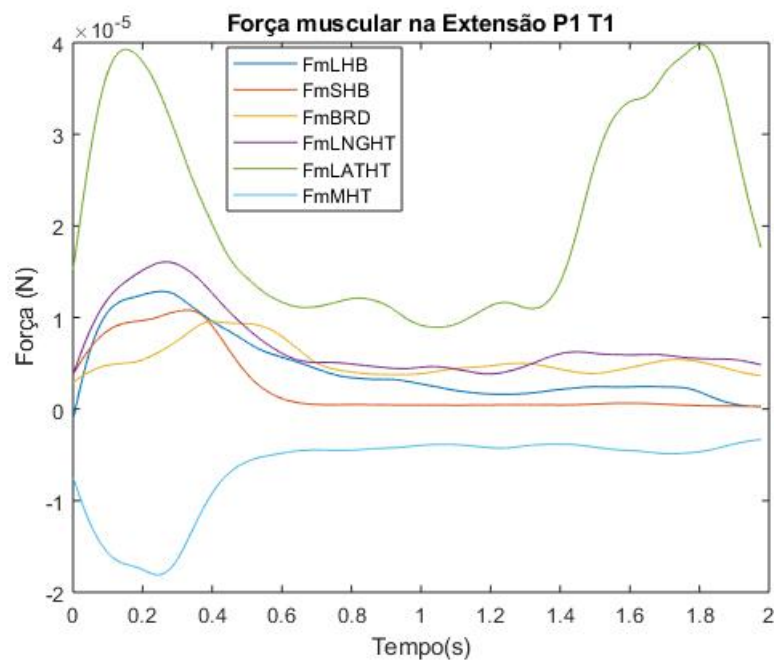


Figura 42: Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de extensão do P1 no teste 1.

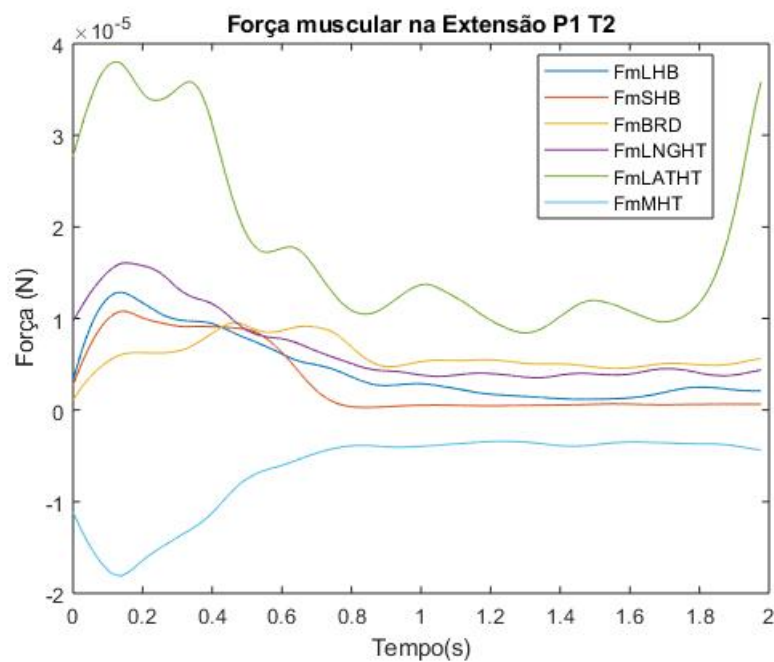
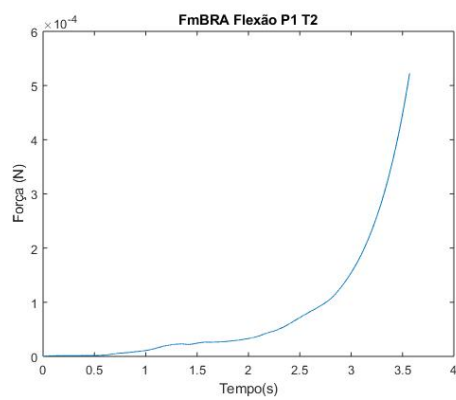
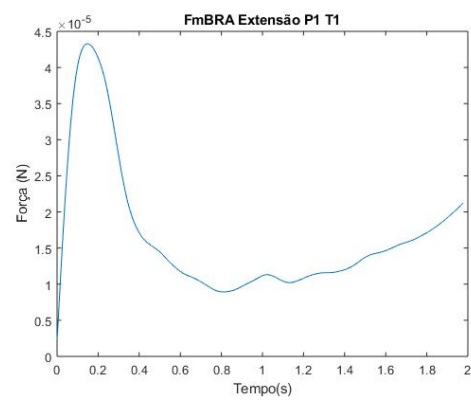


Figura 43: Força muscular dos músculos do braço durante o movimento de extensão do P1 no teste 2.



(a)



(b)

Figura 44: Força muscular durante o movimento de flexão e extensão de P1 teste 1.

## 8 TRABALHOS FUTUROS

Após a validação do modelo com pacientes saudáveis e espásticos a ideia é encapsular o modelo e criar um modelo de simulação de membros superiores no OpemSIM. Para isso é necessário realizar toda a programação para criar este novo modelo, incluir as equações desenvolvidas neste projeto e garantir que o modelo seja versátil tanto para pessoas saudáveis quanto para espásticos. Com a revisão bibliográfica realizada neste projeto ficou claro, além dos úmeros apresentados por (21) que há uma diferença nos parâmetros para estes dois grupos.

A decisão de não simplesmente utilizar um modelo já implementado na plataforma OpemSIM foi exatamente propor um modelo que seja mais adequado ao problema aqui exposto.

Considera incluir um sensor de torque e, para o músculo Brachialis, propor o uso de sensores invasivos de EMG para garantir uma melhor qualidade nos dados obtidos de cada paciente.

Outro ponto importante seria poder integrar este sistema de modelagem muscular com trabalhos direcionados a captação de movimentos via *Kinect* para realizar uma simulação em tempo real dos movimentos do paciente e seu posicionamento no espaço.

## 9 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi realizada a revisão bibliográfica sobre modelos músculo esqueléticos, escolha, simulação e verificação de resultados obtidos.

O modelo simulado retornou resultados considerados satisfatórios, porém foram identificados alguns pontos que podem ser otimizados para reduzir o erro RMS. Um desses pontos é avaliar o uso de sensores de EMG invasivos no músculo Braquial (BRA) visto que, assim como (21) este músculo é de difícil captação de dados utilizando o EMG de superfície.

Outro ponto a ser considerado é aumentar o número de entrada de sensores no dispositivo da Biometrics. Nosso hardware tinha limitação de 8 entradas, ou seja, os sete músculos descritos neste trabalho e o sensor de goniômetro. Considera-se necessário a utilização de pelo menos dois sensores de EMG de superfície em cada músculo para melhorar a qualidade dos dados obtidos e, também a inclusão de um sensor de torque.

A intenção principal é identificar o nível de espasticidade de cada paciente e suas debilidades para direcionamento de uma fisioterapia mais específica para cada caso.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) pessoas que sofrem de doenças cardiovasculares são consideradas vulneráveis ao COVID-19 e podem desenvolver maiores complicações. O COVID-19 que começou a ser identificado em dezembro de 2019 na China acabou espalhando-se e gerando uma pandemia mundial no ano de 2020. Dessa forma, os testes previstos para serem feitos a partir de abril de 2020 na Universidade Anhanguera de Rio Grande em parceria com a escola de fisioterapia e seus pacientes pós-AVC tiveram que ser suspensos e até o momento sem previsão de retorno.

## REFERÊNCIAS

- [1] MCLESTER, J.; ST. PIERRE, P. *Applied biomechanics*. Thomson Wadsworth, 2008.
- [2] SILVERTHORN, D. U.; JOHNSON, B. R.; OBER, W. C.; OBER, C. E.; IMPAGLIZZO, A.; SILVERTHORN, A. C. *Fisiologia humana*. 5. ed. Panamericana, 2010.
- [3] NETTER, F. H. *Atlas de anatomia humana*. 6. ed. Saunders, 2011.
- [4] KOO, T.; MAK, A.; HUNG, L. 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. cited By 34.
- [5] FENG, C.; MAK, A.; KOO, T. A surface emg driven musculoskeletal model of the elbow flexion-extension movement in normal subjects and in subjects with spasticity. *Journal of Musculoskeletal Research*, v. 3, n. 2, p. 109–123, 1999. cited By 12.
- [6] ROSEN, J.; FUCHS, M.; ARCAN, M. Performances of hill-type and neural network muscle models - toward a myosignal-based exoskeleton. *Computers and Biomedical Research*, v. 32, n. 5, p. 415–439, 1999. cited By 80.
- [7] ZHANG, S.; GUO, S.; GAO, B.; HUANG, Q.; PANG, M.; HIRATA, H.; ISHIHARA, H. Muscle strength assessment system using semg-based force prediction method for wrist joint. *Journal of Medical and Biological Engineering*, v. 36, n. 1, p. 121–131, 2016. cited By 16.
- [8] JAYANETHTHI, V.; VILORIA, J.; WIEDEMANN, L.; JARRETT, C.; MCDAID, A. Robotic assessment of neuromuscular characteristics using musculoskeletal models: A pilot study. *Computers in Biology and Medicine*, v. 86, p. 82–89, 2017. cited By 3.

- [9] BRASIL. *Relatório mundial sobre a deficiência*. Governo do estado de são paulo. secretária de direitos da pessoa com deficiência. ed. 2011.
- [10] OMS. *Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral*. Editora ms os 2013/0542. ed. 2011.
- [11] VANOGLIO, F.; BERNOCCHI, P.; MULè, C.; GAROFALI, F.; MORA, C.; TAVEGGIA, G.; SCALVINI, S.; LUISA, A. Feasibility and efficacy of a robotic device for hand rehabilitation in hemiplegic stroke patients: A randomized pilot controlled study. *Clinical rehabilitation*, v. 31, n. 3, p. 351–360, 2017. Cited By :20.
- [12] SARACINO, L.; RUFFALDI, E.; GRAZIANO, A.; AVIZZANO, C. A. Fusion of wearable sensors and mobile haptic robot for the assessment in upper limb rehabilitation. In: . c2016. v. 0. p. 66–71, Cited By :1.
- [13] SARACINO, L.; AVIZZANO, C. A.; RUFFALDI, E.; CAPPIELLO, G.; CURTO, Z.; SCOGLIO, A. Motore++ a portable haptic device for domestic rehabilitation. In: . c2016. p. 728–734, Cited By :2.
- [14] HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, v. 126, n. 843, p. 136–195, 1938.
- [15] WINTERS, J.; STARK, L. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *Journal of Biomechanics*, v. 21, n. 12, p. 1027–1041, 1988. cited By 196.
- [16] GARNER, B.; PANDY, M. Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 4, n. 2, p. 93–126, 2001. cited By 145.
- [17] KOO, T.; MAK, A. Feasibility of using emg driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, n. 1, p. 12–26, 2005. cited By 72.
- [18] LI, L.; TONG, K.; HU, X.; HUNG, L.; KOO, T. Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific emg-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke. *Clinical Biomechanics*, v. 24, n. 1, p. 101–109, 2009. cited By 25.
- [19] BIONICS HARMONIC, I. Harmony: Shoulder and arm exoskeleton, 2011.
- [20] GLOREHA. Gloreha. grab your life., 2020.



- [21] KOO, K.-K. T. *Neuromusculoskeletal modeling of the elbow joint in subjects with and without spasticity*. 2002. Tese (Doutorado em Física) - The Hong Kong Polytechnic University, 2002.
- [22] CHADWICK, E. K.; BLANA, D.; KIRSCH, R. F.; VAN DEN BOGERT, A. J. Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 61, n. 7, p. 1947–1956, 2014.
- [23] MANTOAN, A.; PIZZOLATO, C.; SARTORI, M.; SAWACHA, Z.; COBELLI, C.; REGGIANI, M. Motonms: A matlab toolbox to process motion data for neuromusculoskeletal modeling and simulation. *Source Code for Biology and Medicine*, v. 10, n. 1, 2015.
- [24] LAME, G. *Systematic literature reviews: An introduction*. 2019.
- [25] HIGGINS, J. Cochrane handbook for systematic reviews of interventions. version 5.1.0 [updated march 2011]. the cochrane collaboration. *www.cochrane-handbook.org*, 2011.
- [26] DOS REIS, I. M. M.; OHARA, D. G.; JANUÁRIO, L. B.; BASSO-VANELLI, R. P.; OLIVEIRA, A. B.; JAMAMI, M. Surface electromyography in inspiratory muscles in adults and elderly individuals: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 44, p. 139–155, 2019.
- [27] ZAJAC, F. 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. cited By 1986.
- [28] PANDY, M. Moment arm of a muscle force. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 27, p. 79–107, 1999. cited By 52.
- [29] GIAT, Y.; MIZRAHI, J.; LEVINE, W. S.; CHEN, J. Simulation of distal tendon transfer of the biceps brachii and the brachialis muscles. *Journal of Biomechanics*, v. 27, n. 8, p. 1005–1014, 1994.
- [30] BUENO, D.; MONTANO, L. Neuromusculoskeletal model self-calibration for on-line sequential bayesian moment estimation. *Journal of Neural Engineering*, v. 14, n. 2, 2017. cited By 1.
- [31] GONZALEZ, R.; HUTCHINS, E.; BARR, R.; ABRAHAM, L. Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 118, n. 1, p. 32–40, 1996. cited By 55.

- [32] LOUIS, N.; GORCE, P. Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: A comparative study. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 47, n. 11, p. 1173–1179, 2009. cited By 7.
- [33] WEN, J.; RAISON, M.; ACHICHE, S. Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces. *Journal of Biomechanics*, v. 80, p. 151–158, 2018. cited By 0.
- [34] TOGO, S.; IMAMIZU, H. Empirical evaluation of voluntarily activatable muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, v. 11, 2017. cited By 1.
- [35] DAI, C.; BARDIZBANIAN, B.; CLANCY, E. Comparison of constant-posture force-varying emg-force dynamic models about the elbow. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 25, n. 9, p. 1529–1538, 2017. cited By 1.
- [36] CAVALLARO, E.; ROSEN, J.; PERRY, J.; BURNS, S. Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 53, n. 11, p. 2387–2396, 2006. cited By 136.
- [37] CAMILLERI, M.; HULL, M. Are the maximum shortening velocity and the shape parameter in a hill-type model of whole muscle related to activation? *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 11, p. 2172–2180, 2005. cited By 21.
- [38] CARLOS, Q.; MARGARIDA, A.; JORGE, A.; GONCALVES, S.; JOAõ, F. Influence of the musculotendon dynamics on the muscle force-sharing problem of the shoulder—a fully inverse dynamics approach. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 140, n. 7, 2018. cited By 1.
- [39] KANG, M.; SHIN, C.; YOO, H. Modeling of stretch reflex activation considering muscle type. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 65, n. 5, p. 980–988, 2018. cited By 0.
- [40] JALALEDDINI, K.; GOLKAR, M.; KEARNEY, R. Measurement of dynamic joint stiffness from multiple short data segments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 25, n. 7, p. 925–934, 2017. cited By 4.
- [41] KULKARNI, T.; UDDANWADIKER, R. Modeling of muscle force at varied joint angles of the human arm and estimation of gripping force using surface emg. *MCB Molecular and Cellular Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 99–117, 2016. cited By 0.

- [42] QUENTAL, C.; FOLGADO, J.; AMBRÓSIO, J.; MONTEIRO, J. Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multibody biomechanical models of the upper limb. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 18, n. 7, p. 749–759, 2015. cited By 15.
- [43] PAN, L.; CROUCH, D.; HUANG, H. Myoelectric control based on a generic musculoskeletal model: Toward a multi-user neural-machine interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 26, n. 7, p. 1435–1442, 2018. cited By 0.
- [44] DAO, T. Rigid musculoskeletal models of the human body systems: A review. *Journal of Musculoskeletal Research*, v. 19, n. 3, 2016. cited By 2.
- [45] VALERO-CUEVAS, F.; HOFFMANN, H.; KURSE, M.; KUTCH, J.; THEODOROU, E. Computational models for neuromuscular function. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 2, p. 110–135, 2009. cited By 60.
- [46] MOHAMMADI, H.; YAO, H.; KHADEMI, G.; NGUYEN, T.; SIMON, D.; RICHTER, H. Extended kalman filtering for state estimation of a hill muscle model. *IET Control Theory and Applications*, v. 12, n. 3, p. 384–394, 2018. cited By 1.
- [47] RÖHRLE, O.; SPRENGER, M.; SCHMITT, S. A two-muscle, continuum-mechanical forward simulation of the upper limb. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, v. 16, n. 3, p. 743–762, 2017. cited By 6.
- [48] XU, X.; LIN, J.-H.; MCGORRY, R. An entropy-assisted musculoskeletal shoulder model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 33, p. 103–110, 2017. cited By 0.
- [49] DAVIDSON, A.; CHARLES, S. Fundamental principles of tremor propagation in the upper limb. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 45, n. 4, p. 1133–1147, 2017. cited By 3.
- [50] YUWEI, W.; HANWU, H. Research on the motion characteristic of elbow joint angle based on the semg of single muscle. *Cogent Engineering*, v. 3, n. 1, 2016. cited By 0.
- [51] GUDARZI, M.; EHSANI, H.; ROSTAMI, M. A general-purpose framework to simulate musculoskeletal system of human body: using a motion tracking approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 19, n. 3, p. 306–319, 2016. cited By 3.

- [52] SZPINDA, M.; PARUSZEWSKA-ACHTEL, M.; DABROWSKA, M.; BARDURA, M.; ELMINOWSKA-WENDA, G.; SOBOLEWSKA, A.; SZPINDA, A. The normal growth of the biceps brachii muscle in human fetuses. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, v. 22, n. 1, p. 17–26, 2013. cited By 4.
- [53] PENNESTRÌ, E.; STEFANELLI, R.; VALENTINI, P.; VITA, L. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *Journal of Biomechanics*, v. 40, n. 6, p. 1350–1361, 2007. cited By 62.
- [54] LANGENDERFER, J.; LASCALZA, S.; MELL, A.; CARPENTER, J.; KUHN, J.; HUGHES, R. An emg-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force. *Computers in Biology and Medicine*, v. 35, n. 1, p. 25–39, 2005. cited By 33.
- [55] RAIKOVA, R.; ALADJOV, H. Comparison between two muscle models under dynamic conditions. *Computers in Biology and Medicine*, v. 35, n. 5, p. 373–387, 2005. cited By 3.
- [56] LI, F.; LI, H.; HU, W.; SU, S.; WANG, B. Simulation of muscle activation with coupled nonlinear fe models. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 16, n. 6, 2016. cited By 3.
- [57] MIZRAHI, J. Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics. *Journal of Medical and Biological Engineering*, v. 35, n. 1, p. 1–20, 2015. cited By 3.
- [58] GUIGON, E.; BARADUC, P.; DESMURGET, M. Computational motor control: Redundancy and invariance. *Journal of Neurophysiology*, v. 97, n. 1, p. 331–347, 2007. cited By 117.
- [59] LEMAY, M.; CRAGO, P. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 10, p. 1319–1330, 1996. cited By 147.
- [60] CHALLIS, J.; KERWIN, D. Determining individual muscle forces during maximal activity: Model development, parameter determination, and validation. *Human Movement Science*, v. 13, n. 1, p. 29–61, 1994. cited By 14.
- [61] HOGAN, N.; MANN, R. Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography—part i: Derivation of the optimal myoprocessor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-27, n. 7, p. 382–395, 1980. cited By 149.

- [62] TEKA, W.; HAMADE, K.; BARNETT, W.; KIM, T.; MARKIN, S.; RYBAK, I.; MOLKOV, Y. From the motor cortex to the movement and back again. *PLoS ONE*, v. 12, n. 6, 2017. cited By 3.
- [63] WINTER, S.; CHALLIS, J. The expression of the skeletal muscle force-length relationship in vivo: A simulation study. *Journal of Theoretical Biology*, v. 262, n. 4, p. 634–643, 2010. cited By 12.
- [64] AUDENAERT, A.; AUDENAERT, E. Global optimization method for combined spherical-cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 92, n. 1, p. 8–19, 2008. cited By 13.
- [65] STROEVE, S. Neuromuscular control model of the arm including feedback and feedforward components. *Acta Psychologica*, Amsterdam, v. 100, n. 1-2, p. 117–131, 1998. cited By 13.
- [66] STROEVE, S. A learning feedback and feedforward neuromuscular control model for two degrees of freedom human arm movements. *Human Movement Science*, v. 16, n. 5, p. 621–651, 1997. cited By 13.
- [67] WINTERS, J. How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination? *Human Movement Science*, v. 14, n. 4-5, p. 401–442, 1995. cited By 46.
- [68] UEYAMA, Y. Optimal feedback control to describe multiple representations of primary motor cortex neurons. *Journal of Computational Neuroscience*, v. 43, n. 1, p. 93–106, 2017. cited By 0.
- [69] SIEBERT, T.; TILL, O.; BLICKHAN, R. Work partitioning of transversally loaded muscle: Experimentation and simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 17, n. 3, p. 217–229, 2014. cited By 24.
- [70] MENDELL, L. Central partitioning may be altered during high-frequency activation of the lamotoneuron connection. *Behavioral and Brain Sciences*, v. 12, n. 4, p. 665–666, 1989. cited By 0.
- [71] SHERIF, M.; GREGOR, R. Modelling myoelectric interference patterns during movement. *Medical amp; Biological Engineering amp; Computing*, v. 24, n. 1, p. 2–9, 1986. cited By 7.
- [72] CHAPMAN, A. The mechanical properties of human muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 13, n. 1, p. 443–501, 1985. cited By 26.

- [73] ALVES DE MOURA, *Estimativa do torque de flexão plantar isométrica a partir de modelos musculares com e sem reflexos neuromusculares*. 2010. Tese (Doutorado em Física) - Universidade Federal de Uberlândia, 2010.
- [74] MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. *Instrumentação em eletromiografia*. 2006.
- [75] HAUG, E.; CHOI, H.-Y.; ROBIN, S.; BEAUGONIN, M. Human models for crash and impact simulation. *Handbook of Numerical Analysis*, v. 12, p. 231–452, 2004. cited By 41.
- [76] GIAT, Y. *Prediction of muscular synergism and antagonism of human upper extremity: A dynamic optimization approach*. University of Maryland at College Park, 1990.
- [77] MURRAY, W.; BUCHANAN, T.; DELP, S. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 8, p. 943–952, 2000. cited By 210.
- [78] GIAT, Y.; MIZRAHI, J.; LEVY, M. A musculotendon model of the fatigue profiles of paralyzed quadriceps muscle under fes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 40, n. 7, p. 664–674, 1993. cited By 70.
- [79] PICCHIOTTI, M.; WESTON, E.; KNAPIK, G.; DUFOUR, J.; MARRAS, W. Impact of two postural assist exoskeletons on biomechanical loading of the lumbar spine. *Applied Ergonomics*, v. 75, p. 1–7, 2019. cited By 0.
- [80] HALILAJ, E.; RAJAGOPAL, A.; FITERAU, M.; HICKS, J.; HASTIE, T.; DELP, S. Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities. *Journal of Biomechanics*, v. 81, p. 1–11, 2018. cited By 1.
- [81] CROUCH, D.; PAN, L.; FILER, W.; STALLINGS, J.; HUANG, H. Comparing surface and intramuscular electromyography for simultaneous and proportional control based on a musculoskeletal model: A pilot study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 26, n. 9, p. 1735–1744, 2018. cited By 0.
- [82] ZHOU, Y.; JENKINS, M.; NAISH, M.; TREJOS, A. Characterization of parkinsonian hand tremor and validation of a high-order tremor estimator. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 26, n. 9, p. 1823–1834, 2018. cited By 0.
- [83] BRADLEY, C.; EMAMY, N.; ERTL, T.; GÖDDEKE, D.; HESSENTHALER, A.; KLOTZ, T.; KRÄMER, A.; KRONE, M.; MAIER, B.; MEHL, M.; RAU,

- T.; RÖHRLE, O. Enabling detailed, biophysics-based skeletal muscle models on hpc systems. *Frontiers in Physiology*, v. 9, n. JUL, 2018. cited By 1.
- [84] RAHMAN, M.; RENANI, M.; CIL, A.; STYLIANOU, A. Musculoskeletal model development of the elbow joint with an experimental evaluation. *Bio-engineering*, v. 5, n. 2, 2018. cited By 2.
- [85] AZIZPOUR, G.; LANCINI, M.; INCERTI, G.; GAFFURINI, P.; LEGNANI, G. An experimental method to estimate upper limbs inertial parameters during handcycling. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 34, n. 3, p. 175–183, 2018. cited By 0.
- [86] YAO, S.; ZHUANG, Y.; LI, Z.; SONG, R. Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an emg-driven musculoskeletal model. *Frontiers in Neurorobotics*, v. 12, n. APR, 2018. cited By 1.
- [87] LOBOV, S.; KRILOVA, N.; KASTALSKIY, I.; KAZANTSEV, V.; MAKAROV, V. Latent factors limiting the performance of semg-interfaces. *Sensors (Switzerland)*, v. 18, n. 4, 2018. cited By 3.
- [88] BLACHE, Y.; BEGON, M. Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 65, n. 4, p. 715–722, 2018. cited By 2.
- [89] RUFF, C. Functional morphology in the pages of the ajpa. *American Journal of Physical Anthropology*, v. 165, n. 4, p. 688–704, 2018. cited By 1.
- [90] GOLKAR, M.; JALALEDDINI, K.; KEARNEY, R. Emg-torque dynamics change with contraction bandwidth. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 26, n. 4, p. 807–816, 2018. cited By 0.
- [91] ACTIS, J.; NOLASCO, L.; GATES, D.; SILVERMAN, A. Lumbar loads and trunk kinematics in people with a transtibial amputation during sit-to-stand. *Journal of Biomechanics*, v. 69, p. 1–9, 2018. cited By 1.
- [92] ACTIS, J.; HONEGGER, J.; GATES, D.; PETRELLA, A.; NOLASCO, L.; SILVERMAN, A. Validation of lumbar spine loading from a musculoskeletal model including the lower limbs and lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, v. 68, p. 107–114, 2018. cited By 1.
- [93] CHEN, J.; ZHANG, X.; CHENG, Y.; XI, N. Surface emg based continuous estimation of human lower limb joint angles by using deep belief networks. *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 40, p. 335–342, 2018. cited By 2.

- [94] MULLER, A.; PONTONNIER, C.; DUMONT, G. The music method: a fast and quasi-optimal solution to the muscle forces estimation problem. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 21, n. 2, p. 149–160, 2018. cited By 1.
- [95] MURPHY, A.; MULDOON, S.; BAKER, D.; LASTOWKA, A.; BENNETT, B.; YANG, M.; BASSETT, D. Structure, function, and control of the human musculoskeletal network. *PLoS Biology*, v. 16, n. 1, 2018. cited By 3.
- [96] BLACHE, Y.; BEGON, M.; MICHAUD, B.; DESMOULINS, L.; ALLARD, P.; MASO, F. Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task. *PLoS ONE*, v. 12, n. 12, 2017. cited By 0.
- [97] SARSHARI, E.; FARRON, A.; TERRIER, A.; PIOLETTI, D.; MULLHAUPT, P. A simulation framework for humeral head translations. *Medical Engineering and Physics*, v. 49, p. 140–147, 2017. cited By 0.
- [98] PIZZOLATO, C.; LLOYD, D.; BARRETT, R.; COOK, J.; ZHENG, M.; BE-SIER, T.; SAXBY, D. Bioinspired technologies to connect musculoskeletal mechanobiology to the person for training and rehabilitation. *Frontiers in Computational Neuroscience*, v. 11, 2017. cited By 8.
- [99] MEHTA, S.; TYLER, A.; HAST, M. Understanding the basics of computational models in orthopaedics: A nonnumeric review for surgeons. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v. 25, n. 10, p. 684–692, 2017. cited By 2.
- [100] FALISSE, A.; VAN ROSSOM, S.; JONKERS, I.; DE GROOTE, F. Emg-driven optimal estimation of subject-specific hill model muscle-tendon parameters of the knee joint actuators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 64, n. 9, p. 2253–2262, 2017. cited By 8.
- [101] NA, Y.; KIM, J. Dynamic elbow flexion force estimation through a muscle twitch model and sEMG in a fatigue condition. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 25, n. 9, p. 1431–1439, 2017. cited By 3.
- [102] WIXTED, F.; O’ SULLIVAN, L. The moderating role of end-tidal  $\text{CO}_2$  on upper trapezius muscle activity in response to sustained attention. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 61, p. 1–12, 2017. cited By 2.



- [103] LI, J.; YE, Q.; DING, L.; LIAO, Q. Modeling and dynamic simulation of astronaut's upper limb motions considering counter torques generated by the space suit. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 20, n. 9, p. 929–940, 2017. cited By 0.
- [104] DAO, T.; HO BA THO, M.-C. A consistent data fusion approach for uncertainty quantification in rigid musculoskeletal simulation. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 17, n. 4, 2017. cited By 1.
- [105] MISGELD, B.; LÜKEN, M.; RIENER, R.; LEONHARDT, S. Observer-based human knee stiffness estimation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 64, n. 5, p. 1033–1044, 2017. cited By 2.
- [106] NATARAJ, R.; AUDU, M.; TRIOLO, R. Restoring standing capabilities with feedback control of functional neuromuscular stimulation following spinal cord injury. *Medical Engineering and Physics*, v. 42, p. 13–25, 2017. cited By 1.
- [107] ALWASEL, A.; YUNG, M.; ABDEL-RAHMAN, E.; WELLS, R.; HAAS, C. Fatigue detection using phase-space warping. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 139, n. 3, 2017. cited By 0.
- [108] JALALEDDINI, K.; MINOS NIU, C.; CHAKRAVARTHI RAJA, S.; JOON SOHN, W.; LOEB, G.; SANGER, T.; VALERO-CUEVAS, F. Neuro-morphic meets neuromechanics, part ii: The role of fusimotor drive. *Journal of Neural Engineering*, v. 14, n. 2, 2017. cited By 7.
- [109] DAL MASO, F.; BEGON, M.; RAISON, M. Methodology to customize maximal isometric forces for hill-type muscle models. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 33, n. 1, p. 80–86, 2017. cited By 1.
- [110] ZHENG, M.; ZOU, Z.; BARTOLO, P.; PEACH, C.; REN, L. Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 33, n. 2, 2017. cited By 4.
- [111] BLACHE, Y.; CREVEAUX, T.; DUMAS, R.; CHÈZE, L.; ROGOWSKI, I. Glenohumeral contact force during flat and topspin tennis forehand drives. *Sports Biomechanics*, v. 16, n. 1, p. 127–142, 2017. cited By 2.
- [112] RAJ, R.; SIVANANDAN, K. Elbow joint angle and elbow movement velocity estimation using narx-multiple layer perceptron neural network model with surface emg time domain parameters. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 30, n. 3, p. 515–525, 2017. cited By 2.

- [113] YASSIN, I.; JAILANI, R.; ALI, M.; BAHAROM, R.; HASSAN, A.; RIZMAN, Z. Comparison between cascade forward and multi-layer perceptron neural networks for narx functional electrical stimulation (fes)-based muscle model. *International Journal on Advanced Science, Engineering and Information Technology*, v. 7, n. 1, p. 215–221, 2017. cited By 13.
- [114] TU, X.; HAN, H.; HUANG, J.; LI, J.; SU, C.; JIANG, X.; HE, J. Upper limb rehabilitation robot powered by pams cooperates with fes arrays to realize reach-to-grasp trainings. *Journal of Healthcare Engineering*, v. 2017, 2017. cited By 1.
- [115] LI, X.-P.; HAN, J.-H.; GUO, B.-J.; ZHANG, Y.-B.; ZHAO, F.-F.; NORITSUGU, T. Development of wearable power assist robot for low back support using soft pneumatic actuators. *Zidonghua Xuebao/Acta Automatica Sinica*, v. 42, n. 12, p. 1849–1858, 2016. cited By 1.
- [116] WU, W.; LEE, P.; BRYANT, A.; GALEA, M.; ACKLAND, D. Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, v. 49, n. 15, p. 3626–3634, 2016. cited By 9.
- [117] KLAUER, C.; FERRANTE, S.; AMBROSINI, E.; SHIRI, U.; DÄHNE, F.; SCHMEHL, I.; PEDROCCHI, A.; SCHAUER, T. A patient-controlled functional electrical stimulation system for arm weight relief. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. 11, p. 1232–1243, 2016. cited By 6.
- [118] YEH, C.; YOUNG, H.; WANG, C.; WANG, Y.; LEE, P.; KANG, J.; LO, M. Quantifying spasticity with limited swinging cycles using pendulum test based on phase amplitude coupling. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 24, n. 10, p. 1081–1088, 2016. cited By 6.
- [119] QUENTAL, C.; FOLGADO, J.; AMBRÓSIO, J.; MONTEIRO, J. A new shoulder model with a biologically inspired glenohumeral joint. *Medical Engineering and Physics*, v. 38, n. 9, p. 969–977, 2016. cited By 4.
- [120] TORRICELLI, D.; GONZALEZ, J.; WECKX, M.; JIMÉNEZ-FABIÁN, R.; VANDERBORGHT, B.; SARTORI, M.; DOSEN, S.; FARINA, D.; LEFEBER, D.; PONS, J. Human-like compliant locomotion: State of the art of robotic implementations. *Bioinspiration and Biomimetics*, v. 11, n. 5, 2016. cited By 24.

- [121] KOMPF, J.; ARANDJELOVIĆ, O. Understanding and overcoming the sticking point in resistance exercise. *Sports Medicine*, v. 46, n. 6, p. 751–762, 2016. cited By 7.
- [122] SARTORI, M.; LLYOD, D.; FARINA, D. Neural data-driven musculoskeletal modeling for personalized neurorehabilitation technologies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 63, n. 5, p. 879–893, 2016. cited By 29.
- [123] WALKER, D.; STRUK, A.; MATSUKI, K.; WRIGHT, T.; BANKS, S. How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty? *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 25, n. 4, p. 581–588, 2016. cited By 5.
- [124] MODENESE, L.; CESERACCIU, E.; REGGIANI, M.; LLOYD, D. Estimation of musculotendon parameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique. *Journal of Biomechanics*, v. 49, n. 2, p. 141–148, 2016. cited By 18.
- [125] COPUR, E.; FREEMAN, C.; CHU, B.; LAILA, D. System identification for fcs-based tremor suppression. *European Journal of Control*, v. 27, p. 45–59, 2016. cited By 0.
- [126] RUKINA, N.; KUZNETSOV, A.; BORZIKOV, V.; KOMKOVA, O.; BELOVA, A. Surface electromyography: Its role and potential in the development of exoskeleton (review). *Sovremennyye Tehnologii v Medecine*, v. 8, n. 2, p. 109–117, 2016. cited By 3.
- [127] NAGARAJAN, U.; AGUIRRE-OLLINGER, G.; GOSWAMI, A. Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 75, p. 310–324, 2016. cited By 11.
- [128] HAYASHIBE, M. Evoked electromyographically controlled electrical stimulation. *Frontiers in Neuroscience*, v. 10, n. JUL, 2016. cited By 3.
- [129] CHEN, Y.; YANG, Z.; WANG, J. Eyebrow emotional expression recognition using surface emg signals. *Neurocomputing*, v. 168, p. 871–879, 2015. cited By 11.
- [130] PIZZOLATO, C.; LLOYD, D.; SARTORI, M.; CESERACCIU, E.; BESIER, T.; FREGLY, B.; REGGIANI, M. Ceinms: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 14, p. 3929–3936, 2015. cited By 43.

- [131] RAZAVIAN, R.; MEHRABI, N.; MCPHEE, J. A model-based approach to predict muscle synergies using optimization: Application to feedback control. *Frontiers in Computational Neuroscience*, v. 9, n. OCT, 2015. cited By 10.
- [132] OTTEN, A.; VOORT, C.; STIENEN, A.; AARTS, R.; VAN ASSELDONK, E.; VAN DER KOOIJ, H. Limpact:a hydraulically powered self-aligning upper limb exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 20, n. 5, p. 2285–2298, 2015. cited By 39.
- [133] MARTINS, A.; QUENTAL, C.; FOLGADO, J.; AMBRÓSIO, J.; MONTEIRO, J.; SARMENTO, M. Computational reverse shoulder prosthesis model: Experimental data and verification. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 12, p. 3242–3251, 2015. cited By 0.
- [134] VALERO-CUEVAS, F.; COHN, B.; YNGVASON, H.; LAWRENCE, E. Exploring the high-dimensional structure of muscle redundancy via subject-specific and generic musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 11, p. 2887–2896, 2015. cited By 22.
- [135] HAURAIX, H.; FOURÉ, A.; DOREL, S.; CORNU, C.; NORDEZ, A. Muscle and tendon stiffness assessment using the alpha method and ultrafast ultrasound. *European Journal of Applied Physiology*, v. 115, n. 7, p. 1393–1400, 2015. cited By 1.
- [136] YANG, Z.; CHEN, Y.; TANG, Z.; WANG, J. Surface emg based handgrip force predictions using gene expression programming. *Neurocomputing*, v. 207, p. 568–579, 2015. cited By 7.
- [137] LEE, J.; ASAKAWA, D.; DENNERLEIN, J.; JINDRICH, D. Finger muscle attachments for an opensim upper-extremity model. *PLoS ONE*, v. 10, n. 4, 2015. cited By 5.
- [138] PHOMSOUPHA, M.; LAFFAYE, G. The science of badminton: Game characteristics, anthropometry, physiology, visual fitness and biomechanics. *Sports Medicine*, v. 45, n. 4, p. 473–495, 2015. cited By 28.
- [139] ZADPOOR, A.; WEINANS, H. Patient-specific bone modeling and analysis: The role of integration and automation in clinical adoption. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 5, p. 750–760, 2015. cited By 12.
- [140] SAMANI, A.; PONTONNIER, C.; DUMONT, G.; MADELEINE, P. Shoulder kinematics and spatial pattern of trapezius electromyographic activity in real and virtual environments. *PLoS ONE*, v. 10, n. 3, 2015. cited By 6.

- [141] BLAJER, W.; DZIEWIECKI, K.; MAZUR, Z. An improved inverse dynamics formulation for estimation of external and internal loads during human sagittal plane movements. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 18, n. 4, p. 362–375, 2015. cited By 5.
- [142] HICKS, J.; UCHIDA, T.; SETH, A.; RAJAGOPAL, A.; DELP, S. Is my model good enough? best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 137, n. 2, 2015. cited By 99.
- [143] XU, D.; ZHANG, S.; WEI, H. Virtual musculoskeletal control model with a spindle-like fuzzy algorithm for robotic compliance. *Applied Mathematical Modelling*, v. 39, n. 12, p. 3265–3279, 2015. cited By 1.
- [144] FREEMAN, C.; EXELL, T.; MEADMORE, K.; HALLEWELL, E.; HUGHES, A.-M. Computational models of upper-limb motion during functional reaching tasks for application in fes-based stroke rehabilitation. *Biomedizinische Technik*, v. 60, n. 3, p. 179–191, 2015. cited By 7.
- [145] QUAINÉ, F.; PACLET, F.; VIGOUROUX, L.; MOUTET, F. Understanding of hand muscles involvement: Towards a linkage between biomechanical modeling and motor control theories. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, v. 12, n. 90, p. 19–28, 2015. cited By 0.
- [146] TIBOLD, R.; FUGLEVAND, A. Prediction of muscle activity during loaded movements of the upper limb. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 12, n. 1, 2015. cited By 6.
- [147] YOUNG, W. Electrical stimulation and motor recovery. *Cell Transplantation*, v. 24, n. 3, p. 429–446, 2015. cited By 11.
- [148] OYEWOLE, S. Enhancing ergonomic safety effectiveness of repetitive job activities: Prediction of muscle fatigue in dominant and nondominant arms of industrial workers. *Human Factors and Ergonomics In Manufacturing*, v. 24, n. 6, p. 585–600, 2014. cited By 2.
- [149] LI, F.; SU, S.-C.; HU, W.; HUANG, J.; YANG, J.-K. Finite element analysis of active muscle response based on parameters of constitutive models. *Hunan Daxue Xuebao/Journal of Hunan University Natural Sciences*, v. 41, n. 10, p. 49–54, 2014. cited By 2.
- [150] ISON, M.; ARTEMIADIS, P. The role of muscle synergies in myoelectric control: Trends and challenges for simultaneous multifunction control. *Journal of Neural Engineering*, v. 11, n. 5, 2014. cited By 59.

- [151] ABD RAZAK, N.; ABU OSMAN, N.; GHOLIZADEH, H.; ALI, S. Biomechanics principle of elbow joint for transhumeral prostheses: Comparison of normal hand, body-powered, myoelectric and air splint prostheses. *BioMedical Engineering Online*, v. 13, n. 1, 2014. cited By 1.
- [152] PÉREZ-RODRÍGUEZ, R.; RODRÍGUEZ, C.; COSTA, ; CÁCERES, C.; TORMOS, J.; MEDINA, J.; GÓMEZ, E. Anticipatory assistance-as-needed control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurorehabilitation. *Expert Systems with Applications*, v. 41, n. 8, p. 3922–3934, 2014. cited By 10.
- [153] KIM, W.; LEE, H.; LIM, D.; HAN, J.; SHIN, K.; HAN, C. Development of a muscle circumference sensor to estimate torque of the human elbow joint. *Sensors and Actuators, A: Physical*, v. 208, p. 95–103, 2014. cited By 12.
- [154] MOISSENET, F.; CHÈZE, L.; DUMAS, R. A 3d lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 1, p. 50–58, 2014. cited By 37.
- [155] BOLSTERLEE, B.; VEEGER, H.; VAN DER HELM, F. Modelling clavicular and scapular kinematics: From measurement to simulation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 52, n. 3, p. 283–291, 2014. cited By 19.
- [156] HENDERSON, G.; UEDA, J. Pneumatically powered robotic exercise device to induce a specific force profile in target lower extremity muscles. *Robotica*, v. 32, n. 8, p. 1281–1299, 2014. cited By 1.
- [157] VILIMEK, M. An artificial neural network approach and sensitivity analysis in predicting skeletal muscle forces. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, v. 16, n. 3, p. 119–127, 2014. cited By 8.
- [158] REN, L.; QIAN, Z.; REN, L. Biomechanics of musculoskeletal system and its biomimetic implications: A review. *Journal of Bionic Engineering*, v. 11, n. 2, p. 159–175, 2014. cited By 8.
- [159] WILLIAMS, I.; CONSTANDINO, T. Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: A simulation study. *Frontiers in Neuroscience*, , n. 8 JUN, 2014. cited By 2.
- [160] STEGMAN, K.; DJURICKOVIC, S.; DECHEV, N. In vivo estimation of flexor digitorum superficialis tendon displacement with speckle tracking on 2-d ul-

- trasound images using laplacian, gaussian and rayleigh techniques. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 40, n. 3, p. 568–582, 2014. cited By 8.
- [161] ARZI, H.; KRASOVSKY, T.; PRITSCH, M.; LIEBERMANN, D. Movement control in patients with shoulder instability: A comparison between patients after open surgery and nonoperated patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 23, n. 7, p. 982–992, 2014. cited By 7.
- [162] GOUDRIAAN, M.; JONKERS, I.; VAN DIEEN, J.; BRUIJN, S. Arm swing in human walking: What is their drive? *Gait and Posture*, v. 40, n. 2, p. 321–326, 2014. cited By 18.
- [163] BONNEAU, N.; BAYLAC, M.; GAGEY, O.; TARDIEU, C. Functional integrative analysis of the human hip joint: The three-dimensional orientation of the acetabulum and its relation with the orientation of the femoral neck. *Journal of Human Evolution*, v. 69, n. 1, p. 55–69, 2014. cited By 5.
- [164] ELIAS, L.; WATANABE, R.; KOHN, A. Spinal mechanisms may provide a combination of intermittent and continuous control of human posture: Predictions from a biologically based neuromusculoskeletal model. *PLoS Computational Biology*, v. 10, n. 11, 2014. cited By 29.
- [165] PIOVESAN, D.; PIEROBON, A.; DI ZIO, P.; LACKNER, J. Experimental measure of arm stiffness during single reaching movements with a time-frequency analysis. *Journal of Neurophysiology*, v. 110, n. 10, p. 2484–2496, 2013. cited By 19.
- [166] ZADPOOR, A. Open forward and inverse problems in theoretical modeling of bone tissue adaptation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, v. 27, p. 249–261, 2013. cited By 24.
- [167] PRINOLD, J.; MASJEDI, M.; JOHNSON, G.; BULL, A. Musculoskeletal shoulder models: A technical review and proposals for research foci. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 227, n. 10, p. 1041–1057, 2013. cited By 11.
- [168] BOLSTERLEE, B.; VEEGER, D.; CHADWICK, E. Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 51, n. 9, p. 953–963, 2013. cited By 39.
- [169] BENSAMOUN, S.; DAO, T.; CHARLEUX, F.; HO BA THO, M.-C. Estimation of muscle force derived from in vivo mr elastography tests: A preliminary study. *Journal of Musculoskeletal Research*, v. 16, n. 3, 2013. cited By 4.

- [170] WAGNER, D.; STEPANYAN, V.; SHIPPEN, J.; DEMERS, M.; GIBBONS, R.; ANDREWS, B.; CREASEY, G.; BEAUPRE, G. Consistency among musculoskeletal models: Caveat utilitor. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 41, n. 8, p. 1787–1799, 2013. cited By 10.
- [171] ARSLAN, Y.; JINHA, A.; KAYA, M.; HERZOG, W. Prediction of muscle forces using static optimization for different contractile conditions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 13, n. 3, 2013. cited By 2.
- [172] MITCHELL, S.; PAYNE, T.; BIBB, R. Design of human surrogates for the study of biomechanical injury: A review. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 41, n. 1, p. 51–89, 2013. cited By 14.
- [173] BENNOUR, S.; ZARROUK, N.; DOGUI, M.; ROMDHANE, L.; MERLET, J.-P. Biomechanical model of the knee to estimate the musculotendinous forces during an isometric extension. *Lecture Notes in Mechanical Engineering*, v. 1, p. 27–35, 2013. cited By 0.
- [174] FARINA, D.; NEGRO, F. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, v. 5, p. 3–14, 2012. cited By 37.
- [175] COLLOUD, F.; AMARANTINI, D.; RAO, G.; MARTIN, L.; CAHOUEËT, V.; BERTON, E. Emg-based estimation of muscular efforts exerted during human movements. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, v. 75, p. 27–37, 2012. cited By 0.
- [176] WILLARD, F.; VLEEMING, A.; SCHUENKE, M.; DANNEELS, L.; SCHLEIP, R. The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations. *Journal of Anatomy*, v. 221, n. 6, p. 507–536, 2012. cited By 105.
- [177] TING, L.; CHVATAL, S.; SAFAVYNIA, S.; LUCAS MCKAY, J. Review and perspective: Neuromechanical considerations for predicting muscle activation patterns for movement. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, v. 28, n. 10, p. 1003–1014, 2012. cited By 36.
- [178] STOPS, A.; WILCOX, R.; JIN, Z. Computational modelling of the natural hip: A review of finite element and multibody simulations. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 15, n. 9, p. 963–979, 2012. cited By 26.



- [179] FAVRE, P.; SENTELER, M.; HIPPEL, J.; SCHERRER, S.; GERBER, C.; SNEDEKER, J. An integrated model of active glenohumeral stability. *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 13, p. 2248–2255, 2012. cited By 24.
- [180] RANKIN, J.; NEPTUNE, R. Musculotendon lengths and moment arms for a three-dimensional upper-extremity model. *Journal of Biomechanics*, v. 45, n. 9, p. 1739–1744, 2012. cited By 13.
- [181] NATARAJAN, G.; WININGER, M.; KIM, N.; CRAELIUS, W. Relating biceps emg to elbow kinematics during self-paced arm flexions. *Medical Engineering and Physics*, v. 34, n. 5, p. 617–624, 2012. cited By 6.
- [182] HASHEMI, J.; MORIN, E.; MOUSAVI, P.; MOUNTJOY, K.; HASHTRUDI-ZAAD, K. Emg-force modeling using parallel cascade identification. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 3, p. 469–477, 2012. cited By 21.
- [183] HIRASHIMA, M.; NOZAKI, D. Learning with slight forgetting optimizes sensorimotor transformation in redundant motor systems. *PLoS Computational Biology*, v. 8, n. 6, 2012. cited By 12.
- [184] VETTE, A.; YOSHIDA, T.; THRASHER, T.; MASANI, K.; POPOVIC, M. A comprehensive three-dimensional dynamic model of the human head and trunk for estimating lumbar and cervical joint torques and forces from upper body kinematics. *Medical Engineering and Physics*, v. 34, n. 5, p. 640–649, 2012. cited By 13.
- [185] HASSON, C.; CALDWELL, G. Effects of age on mechanical properties of dorsiflexor and plantarflexor muscles. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 40, n. 5, p. 1088–1101, 2012. cited By 24.
- [186] MCKAY, J.; TING, L. Optimization of muscle activity for task-level goals predicts complex changes in limb forces across biomechanical contexts. *PLoS Computational Biology*, v. 8, n. 4, 2012. cited By 30.
- [187] TANG, G.; QIAN, L.-W.; WEI, G.-F.; WANG, H.-S.; WANG, C.-T. Development of software for human muscle force estimation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 15, n. 3, p. 275–283, 2012. cited By 5.
- [188] TADDEI, F.; MARTELLI, S.; VALENTE, G.; LEARDINI, A.; BENEDETTI, M.; MANFRINI, M.; VICECONTI, M. Femoral loads during gait in a patient with massive skeletal reconstruction. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 3, p. 273–280, 2012. cited By 19.

- [189] TANIGUCHI, S.; KINO, H.; OZAWA, R.; ISHIBASHI, R.; UEMURA, M.; KANAOKA, K.; KAWAMURA, S. Inverse dynamics of human passive motion based on iterative learning control. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics Part A: Systems and Humans*, v. 42, n. 2, p. 307–315, 2012. cited By 13.
- [190] NATARAJ, R.; AUDU, M.; KIRSCH, R.; TRIOLO, R. Center of mass acceleration feedback control for standing by functional neuromuscular stimulation: A simulation study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 49, n. 2, p. 279–296, 2012. cited By 13.
- [191] GUSTUS, A.; STILLFRIED, G.; VISSER, J.; JÖRNTELL, H.; VAN DER SMAGT, P. Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications. *Biological Cybernetics*, v. 106, n. 11-12, p. 741–755, 2012. cited By 27.
- [192] HECKMAN, C.; ENOKA, R. Motor unit. *Comprehensive Physiology*, v. 2, n. 4, p. 2629–2682, 2012. cited By 107.
- [193] KING, M.; GLYNN, J.; MITCHELL, S. Subject-specific computer simulation model for determining elbow loading in one-handed tennis backhand groundstrokes. *Sports Biomechanics*, v. 10, n. 4, p. 391–406, 2011. cited By 5.
- [194] DANIEL, M. Role of optimization criterion in static asymmetric analysis of lumbar spine load. *Wiener Medizinische Wochenschrift*, v. 161, n. 19-20, p. 477–485, 2011. cited By 7.
- [195] MARTELLI, S.; TADDEI, F.; CAPPELLO, A.; VAN SINT JAN, S.; LEARDINI, A.; VICECONTI, M. Effect of sub-optimal neuromotor control on the hip joint load during level walking. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 9, p. 1716–1721, 2011. cited By 27.
- [196] BROOKHAM, R.; MIDDLEBROOK, E.; GREWAL, T.-J.; DICKERSON, C. The utility of an empirically derived co-activation ratio for muscle force prediction through optimization. *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 8, p. 1582–1587, 2011. cited By 20.
- [197] CAVALCANTI GARCIA, M.; VIEIRA, T. Surface electromyography: Why, when and how to use it [la electromiografía de superficie: ¿qué es, qué se busca con ella y cómo usarla?]. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, v. 4, n. 1, p. 17–28, 2011. cited By 14.
- [198] PUSTOC'H, A.; BONNEFOY, A.; LABESSE-JIED, F.; LAVIGNE, A.; CHEZE, L. Assessment of the influence of foot orthoses in the hip loading

- conditions during walking: A single case study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 14, n. 4, p. 389–398, 2011. cited By 2.
- [199] VETTE, A.; YOSHIDA, T.; THRASHER, T.; MASANI, K.; POPOVIC, M. A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling. *Medical Engineering and Physics*, v. 33, n. 1, p. 70–79, 2011. cited By 14.
- [200] GROESEL, M.; ZSOLDOS, R.; KOTSCHWAR, A.; GFOEHLER, M.; PEHAM, C. A preliminary model study of the equine back including activity of longissimus dorsi muscle. *Equine Veterinary Journal*, v. 42, n. SUPPL. 38, p. 401–406, 2010. cited By 14.
- [201] PANDY, M.; ANDRIACCHI, T. Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 12, p. 401–433, 2010. cited By 152.
- [202] UEDA, J.; MING, D.; KRISHNAMOORTHY, V.; SHINOHARA, M.; OGASAWARA, T. Individual muscle control using an exoskeleton robot for muscle function testing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 18, n. 4, p. 339–350, 2010. cited By 61.
- [203] CHEN, X.; ZHENG, Y.-P.; GUO, J.-Y.; SHI, J. Sonomyography (smg) control for powered prosthetic hand: A study with normal subjects. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 36, n. 7, p. 1076–1088, 2010. cited By 27.
- [204] STAUDENMANN, D.; ROELEVELD, K.; STEGEMAN, D.; VAN DIEEN, J. Methodological aspects of semg recordings for force estimation - a tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 3, p. 375–387, 2010. cited By 156.
- [205] ERIKSSON, A.; NORDMARK, A. Temporal finite element formulation of optimal control in mechanisms. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, v. 199, n. 25-28, p. 1783–1792, 2010. cited By 9.
- [206] JAGODNIK, K.; VAN DEN BOGERT, A. Optimization and evaluation of a proportional derivative controller for planar arm movement. *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 6, p. 1086–1091, 2010. cited By 17.
- [207] LE, F.; MARKOVSKY, I.; FREEMAN, C.; ROGERS, E. Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients. *Control Engineering Practice*, v. 18, n. 4, p. 396–407, 2010. cited By 78.

- [208] KULAS, A.; HORTOBÁGYI, T.; DEVITA, P. The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *Journal of Athletic Training*, v. 45, n. 1, p. 5–15, 2010. cited By 28.
- [209] LAN, L.; ZHU, K.; WEN, C. Design of a threshold fes control system for arm movement. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, v. 9, n. 4, p. 449–479, 2009. cited By 5.
- [210] SHI, J.; ZHENG, Y.; CHEN, X.; XIE, H. Modeling the relationship between wrist angle and muscle thickness during wrist flexion-extension based on the bone-muscle lever system: A comparison study. *Medical Engineering and Physics*, v. 31, n. 10, p. 1255–1260, 2009. cited By 8.
- [211] RAVICHANDIRAN, K.; RAVICHANDIRAN, M.; OLIVER, M.; SINGH, K.; MCKEE, N.; AGUR, A. Determining physiological cross-sectional area of extensor carpi radialis longus and brevis as a whole and by regions using 3d computer muscle models created from digitized fiber bundle data. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 95, n. 3, p. 203–212, 2009. cited By 19.
- [212] RUCKSTUHL, H.; KRZYCKI, J.; PETROU, N.; FAVRE, P.; HORN, T.; SCHMID, S.; STUSSI, E. Shoulder abduction moment arms in three clinically important positions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, v. 18, n. 4, p. 632–638, 2009. cited By 7.
- [213] DEAN, J.; KUO, A. Elastic coupling of limb joints enables faster bipedal walking. *Journal of the Royal Society Interface*, v. 6, n. 35, p. 561–573, 2009. cited By 36.
- [214] FAVRE, P.; SNEDEKER, J.; GERBER, C. Numerical modelling of the shoulder for clinical applications. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, v. 367, n. 1895, p. 2095–2118, 2009. cited By 25.
- [215] ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A.; BAZRGARI, B.; PARNIANPOUR, M. Application of a kinematics-driven approach in human spine biomechanics during an isometric lift. *Scientia Iranica*, v. 15, n. 5, p. 596–612, 2008. cited By 2.
- [216] DICKERSON, C.; HUGHES, R.; CHAFFIN, D. Experimental evaluation of a computational shoulder musculoskeletal model. *Clinical Biomechanics*, v. 23, n. 7, p. 886–894, 2008. cited By 28.

- [217] ANDERSON, C.; FUGLEVAND, A. Probability-based prediction of activity in multiple arm muscles: Implications for functional electrical stimulation. *Journal of Neurophysiology*, v. 100, n. 1, p. 482–494, 2008. cited By 9.
- [218] CHENG, E.; LOEB, G. On the use of musculoskeletal models to interpret motor control strategies from performance data. *Journal of Neural Engineering*, v. 5, n. 2, p. 232–253, 2008. cited By 15.
- [219] SONG, D.; LAN, N.; LOEB, G.; GORDON, J. Model-based sensorimotor integration for multi-joint control: Development of a virtual arm model. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 36, n. 6, p. 1033–1048, 2008. cited By 38.
- [220] LO, J.; ASHTON-MILLER, J. Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall. *Journal of Biomechanics*, v. 41, n. 9, p. 1969–1977, 2008. cited By 23.
- [221] WU, J.; AN, K.-N.; CUTLIP, R.; KRAJNAK, K.; WELCOME, D.; DONG, R. Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping. *Journal of Biomechanics*, v. 41, n. 3, p. 668–676, 2008. cited By 40.
- [222] HILL, A.; BULL, A.; WALLACE, A.; JOHNSON, G. Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion. *Gait and Posture*, v. 27, n. 2, p. 177–188, 2008. cited By 21.
- [223] MCKAY, J.; TING, L. Functional muscle synergies constrain force production during postural tasks. *Journal of Biomechanics*, v. 41, n. 2, p. 299–306, 2008. cited By 41.
- [224] BONNEFOY, A.; ROBERT, T.; DUMAS, R.; CHEZE, L. Advanced biomechanical methods for the computation of joint moments and muscular forces [méthodes biomécaniques avancées pour le calcul des moments articulaires et des forces musculaires]. *IRBM*, v. 29, n. 4, p. 272–277, 2008. cited By 2.
- [225] DICKERSON, C.; CHAFFIN, D.; HUGHES, R. A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 10, n. 6, p. 389–400, 2007. cited By 72.
- [226] TING, L.; MCKAY, J. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, v. 17, n. 6, p. 622–628, 2007. cited By 196.

- [227] DAVOODI, R.; URATA, C.; HAUSCHILD, M.; KHACHANI, M.; LOEB, G. Model-based development of neural prostheses for movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 11, p. 1909–1918, 2007. cited By 29.
- [228] DELP, S.; ANDERSON, F.; ARNOLD, A.; LOAN, P.; HABIB, A.; JOHN, C.; GUENDELMAN, E.; THELEN, D. Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 54, n. 11, p. 1940–1950, 2007. cited By 1373.
- [229] GATTI, C.; DICKERSON, C.; CHADWICK, E.; MELL, A.; HUGHES, R. Comparison of model-predicted and measured moment arms for the rotator cuff muscles. *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 6, p. 639–644, 2007. cited By 29.
- [230] GUIGON, E.; BARADUC, P.; DESMURGET, M. Coding of movement- and force-related information in primate primary motor cortex: A computational approach. *European Journal of Neuroscience*, v. 26, n. 1, p. 250–260, 2007. cited By 17.
- [231] ERDEMIR, A.; MCLEAN, S.; HERZOG, W.; VAN DEN BOGERT, A. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 2, p. 131–154, 2007. cited By 444.
- [232] KRUIDHOF, J.; PANDY, M. Effect of muscle wrapping on model estimates of neck muscle strength. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 9, n. 6, p. 343–352, 2006. cited By 13.
- [233] PICK, A.; COLE, D. Measurement of driver steering torque using electromyography. *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Transactions of the ASME*, v. 128, n. 4, p. 960–968, 2006. cited By 39.
- [234] WILKENFELD, A.; AUDU, M.; TRIOLO, R. Feasibility of functional electrical stimulation for control of seated posture after spinal cord injury: A simulation study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 43, n. 2, p. 139–151, 2006. cited By 28.
- [235] ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks. *Medical Engineering and Physics*, v. 28, n. 6, p. 504–514, 2006. cited By 61.
- [236] SCHILLING, N.; PETROVITCH, A. Postnatal allometry of the skeleton in tupaia glis (scandentia: Tupaiidae) and galea musteloides (rodentia: Caviidae)

- a test of the three-segment limb hypothesis. *Zoology*, v. 109, n. 2, p. 148–163, 2006. cited By 15.
- [237] VICECONTI, M.; TESTI, D.; TADDEI, F.; MARTELLI, S.; CLAPWORTHY, G.; VAN SINT JAN, S. Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus: Status and key issues. *Proceedings of the IEEE*, v. 94, n. 4, p. 725–738, 2006. cited By 41.
- [238] PIAZZA, S. Muscle-driven forward dynamic simulations for the study of normal and pathological gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 3, 2006. cited By 33.
- [239] FERNANDEZ, J.; PANDY, M. Integrating modelling and experiments to assess dynamic musculoskeletal function in humans. *Experimental Physiology*, v. 91, n. 2, p. 371–382, 2006. cited By 51.
- [240] LANGENDERFER, J.; CARPENTER, J.; JOHNSON, M.; AN, K.-N.; HUGHES, R. A probabilistic model of glenohumeral external rotation strength for healthy normals and rotator cuff tear cases. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 34, n. 3, p. 465–476, 2006. cited By 17.
- [241] LEE, P.; GRANATA, K. Interface stability influences torso muscle recruitment and spinal load during pushing tasks. *Ergonomics*, v. 49, n. 3, p. 235–248, 2006. cited By 7.
- [242] VAN SINT JAN, S. Introducing anatomical and physiological accuracy in computerized anthropometry for increasing the clinical usefulness of modeling systems. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, v. 17, n. 4, p. 249–274, 2005. cited By 18.
- [243] WAGNER, H.; ANDERS, C.; PUTA, C.; PETROVITCH, A.; MÖRL, F.; SCHILLING, N.; WITTE, H.; BLICKHAN, R. Musculoskeletal support of lumbar spine stability. *Pathophysiology*, v. 12, n. 4, p. 257–265, 2005. cited By 26.
- [244] CHALFOUN, J.; YOUNES, R.; RENAULT, M.; OUEZDOU, F. Forces, activation and displacement prediction during free movement in the hand and forearm. *Journal of Robotic Systems*, v. 22, n. 11, p. 653–660, 2005. cited By 14.
- [245] WANG, S.; BAIN, P.; AZIZ, T.; LIU, X. The direction of oscillation in spiral drawings can be used to differentiate distal and proximal arm tremor. *Neuroscience Letters*, v. 384, n. 1-2, p. 188–192, 2005. cited By 15.

- [246] KROSSHAUG, T.; ANDERSEN, T.; OLSEN, O.-E.; MYKLEBUST, G.; BAHR, R. Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: Limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*, v. 39, n. 6, p. 330–339, 2005. cited By 96.
- [247] PAN, P.; PESHKIN, M.; COLGATE, J.; LYNCH, K. Static single-arm force generation with kinematic constraints. *Journal of Neurophysiology*, v. 93, n. 5, p. 2752–2765, 2005. cited By 18.
- [248] GOODMAN, H.; CHOUEKA, J. Biomechanics of the flexor tendons. *Hand Clinics*, v. 21, n. 2, p. 129–149, 2005. cited By 24.
- [249] REINBOLT, J.; SCHUTTE, J.; FREGLY, B.; KOH, B.; HAFTKA, R.; GEORGE, A.; MITCHELL, K. Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 3, p. 621–626, 2005. cited By 133.
- [250] WANG, W.; CROMPTON, R. Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 12, p. 1831–1836, 2004. cited By 41.
- [251] LIN, H.-T.; SU, F.-C.; WU, H.-W.; AN, K.-N. Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 218, n. 4, p. 213–221, 2004. cited By 30.
- [252] VAN DER BURG, J.; KINGMA, I.; VAN DIEËN, J. Is the trunk movement more perturbed after an asymmetric than after a symmetric perturbation during lifting? *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 7, p. 1071–1077, 2004. cited By 2.
- [253] MCGILL, K. Surface electromyogram signal modelling. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 42, n. 4, p. 446–454, 2004. cited By 30.
- [254] HIDLER, J.; SCHMIT, B. Evidence for force-feedback inhibition in chronic stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 12, n. 2, p. 166–176, 2004. cited By 9.
- [255] YANG, Y.; WANG, R.; JIA, X.; JIN, D. Synergetic dynamic model of rapid human elbow joint movements. *Qinghua Daxue Xuebao/Journal of Tsinghua University*, v. 44, n. 5, p. 653–656, 2004. cited By 2.



- [256] DHAHER, Y. Joint-afferent-mediated muscle activations yield a near-maximum torque response of the quadriceps. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 133, n. 1-2, p. 1–17, 2004. cited By 3.
- [257] RAIKOVA, R.; ALADJOV, H. Simulation of the motor units control during a fast elbow flexion in the sagittal plane. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 2, p. 227–238, 2004. cited By 11.
- [258] WANG, W.; CROMPTON, R.; CAREY, T.; GÜNTHER, M.; LI, Y.; SAVAGE, R.; SELLERS, W. Comparison of inverse-dynamics musculo-skeletal models of al 288-1 australopithecus afarensis and knm-wt 15000 homo ergaster to modern humans, with implications for the evolution of bipedalism. *Journal of Human Evolution*, v. 47, n. 6, p. 453–478, 2004. cited By 50.
- [259] RAIKOVA, R.; ALADJOV, H. The influence of the way the muscle force is modeled on the predicted results obtained by solving indeterminate problems for a fast elbow flexion. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v. 6, n. 3, p. 181–196, 2003. cited By 13.
- [260] REEVES, N.; CHOLEWICKI, J. Modeling the human lumbar spine for assessing spinal loads, stability, and risk of injury. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 31, n. 1-2, p. 73–139, 2003. cited By 39.
- [261] DIPIETRO, L.; SABATINI, A.; DARIO, P. Artificial neural network model of the mapping between electromyographic activation and trajectory patterns in free-arm movements. *Medical and Biological Engineering and Computing*, v. 41, n. 2, p. 124–132, 2003. cited By 22.
- [262] RAIKOVA, R.; ALADJOV, H. Hierarchical genetic algorithm versus static optimization - investigation of elbow flexion and extension movements. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 8, p. 1123–1135, 2002. cited By 34.
- [263] ZAJAC, F.; NEPTUNE, R.; KAUTZ, S. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part i: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, v. 16, n. 3, p. 215–232, 2002. cited By 330.
- [264] PANDY, M. Computer modeling and simulation of human movement. *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 3, p. 245–273, 2001. cited By 311.
- [265] CHENG, E.; SCOTT, S. Morphometry of macaca mulatta forelimb. i. shoulder and elbow muscles and segment inertial parameters. *Journal of Morphology*, v. 245, n. 3, p. 206–224, 2000. cited By 66.

- [266] CHENG, E.; BROWN, I.; LOEB, G. Virtual muscle: A computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 101, n. 2, p. 117–130, 2000. cited By 128.
- [267] SANGER, T. Human arm movements described by a low-dimensional superposition of principal components. *Journal of Neuroscience*, v. 20, n. 3, p. 1066–1072, 2000. cited By 67.
- [268] SCHOLZ, J.; SCHONER, G.; LATASH, M. Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research*, v. 135, n. 3, p. 382–404, 2000. cited By 204.
- [269] ERIK MATHIASSEN, S.; ÅHSBERG, E. Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 24, n. 3, p. 315–329, 1999. cited By 42.
- [270] RAIKOVA, R. About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v. 32, n. 7, p. 689–694, 1999. cited By 29.
- [271] STROEVE, S. An analysis of learning control by backpropagation through time. *Neural Networks*, v. 11, n. 4, p. 709–721, 1998. cited By 3.
- [272] UCHIYAMA, T.; BESSHO, T.; AKAZAWA, K. Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. *Journal of Biomechanics*, v. 31, n. 6, p. 545–554, 1998. cited By 18.
- [273] RICHMOND, F. Elements of style in neuromuscular architecture. *American Zoologist*, v. 38, n. 4, p. 729–742, 1998. cited By 15.
- [274] WESTGAARD, R.; WINKEL, J. Ergonomic intervention research for improved musculoskeletal health: A critical review. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 20, n. 6, p. 463–500, 1997. cited By 243.
- [275] PRILUTSKY, B.; HERZOG, W.; ALLINGER, T. Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 10, p. 1025–1033, 1997. cited By 34.
- [276] CHERON, G.; BENGOTXEA, A.; POZZO, T.; BOURGEOIS, M.; DRAYE, J. Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control*, v. 105, n. 1, p. 58–71, 1997. cited By 33.

- [277] TSIRAKOS, D.; BALZOPoulos, V.; BARTLETT, R. Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, v. 25, n. 4-5, p. 371–407, 1997. cited By 92.
- [278] NUSSBAUM, M.; CHAFFIN, D. Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n. 1, p. 25–34, 1996. cited By 53.
- [279] RASCHKE, U.; CHAFFIN, D. Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: An investigation of the length and velocity emg-force relationships. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 12, p. 1597–1604, 1996. cited By 23.
- [280] GIAT, Y.; MIZRAHI, J.; LEVY, M. A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent fes. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 118, n. 3, p. 357–366, 1996. cited By 34.
- [281] NIEMINEN, H.; NIEMI, J.; TAKALA, E.-P.; VIKARI-JUNTURA, E. Load-sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks. *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 5, p. 555–566, 1995. cited By 48.
- [282] NUSSBAUM, M.; CHAFFIN, D.; MARTIN, B. A back-propagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions. *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 9, p. 1015–1024, 1995. cited By 46.
- [283] GORDON, J.; GHILARDI, M.; COOPER, S.; GHEZ, C. Accuracy of planar reaching movements - ii. systematic extent errors resulting from inertial anisotropy. *Experimental Brain Research*, v. 99, n. 1, p. 112–130, 1994. cited By 257.
- [284] GERDES, V.; HAPPEE, R. The use of an internal representation in fast goal-directed movements: a modelling approach. *Biological Cybernetics*, v. 70, n. 6, p. 513–524, 1994. cited By 25.
- [285] HAPPEE, R. Goal-directed arm movements. ii: A kinematic model and its relation to emg records. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 3, n. 1, p. 13–23, 1993. cited By 12.
- [286] HAWKINS, D.; HULL, M. An activation-recruitment scheme for use in muscle modeling. *Journal of Biomechanics*, v. 25, n. 12, p. 1467–1476, 1992. cited By 15.

- [287] VELTINK, P.; CHIZECK, H.; CRAGO, P.; EL-BIALY, A. Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 39, n. 4, p. 368–380, 1992. cited By 68.
- [288] CALDWELL, G.; CHAPMAN, A. The general distribution problem: A physiological solution which includes antagonism. *Human Movement Science*, v. 10, n. 4, p. 355–392, 1991. cited By 14.
- [289] MOHAMED, A.; PRASAD, T. Analysis of the neuromuscular system using random parameter models. *Mathematical and Computer Modelling*, v. 13, n. 4, p. 19–36, 1990. cited By 2.
- [290] CALDWELL, G.; CHAPMAN, A. Applied muscle modelling: Implementation of muscle-specific models. *Computers in Biology and Medicine*, v. 19, n. 6, p. 417–434, 1989. cited By 8.
- [291] LAGASSÉ, P.; ROY, M.-A. Functional electrical stimulation and the reduction of co-contraction in spastic biceps brachii. *Clinical Rehabilitation*, v. 3, n. 2, p. 111–116, 1989. cited By 9.
- [292] WARREN, R. The use of mathematical models in perceptual theory. *Behavioral and Brain Sciences*, v. 12, n. 4, p. 776, 1989. cited By 0.
- [293] WALLACH, L.; WALLACH, M. How best to critique egoism? *Behavioral and Brain Sciences*, v. 12, n. 4, p. 726–727, 1989. cited By 0.
- [294] TAYLOR, A. Is sensory-motor partitioning a good hypothesis? *Behavioral and Brain Sciences*, v. 12, n. 4, p. 669–670, 1989. cited By 0.
- [295] MCGILL, S.; NORMAN, R. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics*, v. 30, n. 11, p. 1565–1588, 1987. cited By 112.
- [296] ABBS, J.; GRACCO, V.; COLE, K. Control of multimovement coordination: Sensorimotor mechanisms in speech motor programming. *Journal of Motor Behavior*, v. 16, n. 2, p. 195–232, 1984. cited By 151.
- [297] LEE, W. Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action. *Journal of Motor Behavior*, v. 16, n. 2, p. 135–170, 1984. cited By 128.
- [298] SEIREG, A.; ARVIKAR, R. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, v. 6, n. 3, p. 313–322, IN19–IN20, 323–326”, 1973. cited By 252.

- [299] AOI, S.; OHASHI, T.; BAMBA, R.; FUJIKI, S.; TAMURA, D.; FUNATO, T.; SENDA, K.; IVANENKO, Y.; TSUCHIYA, K. Neuromusculoskeletal model that walks and runs across a speed range with a few motor control parameter changes based on the muscle synergy hypothesis. *Scientific Reports*, v. 9, n. 1, 2019. cited By 0.

## ANEXO A LISTA DE ARTIGOS DA REVISÃO SISTEMÁTICA

Conforme a pesquisa estruturada realizada na base da SCOPUS descrita no anteriormente. Obtive a seguinte lista de artigos relacionados com os termos buscados. A Tabela 9 indica a lista completa.

Tabela 9: Lista de Artigos retornados pela base SCOPUS na pesquisa estruturada.

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Picchiotti M.T., Weston E.B., Knapik G.G., Dufour J.S., Marras W.S.	Impact of two postural assist exoskeletons on biomechanical loading of the lumbar spine	2019	(79)
Halilaj E., Rajagopal A., Fiterau M., Hicks J.L., Hastie T.J., Delp S.L.	Machine learning in human movement biomechanics: Best practices, common pitfalls, and new opportunities	2018	(80)
Crouch D.L., Pan L., Filer W., Stallings J.W., Huang H.	Comparing surface and intramuscular electromyography for simultaneous and proportional control based on a musculoskeletal model: A pilot study	2018	(81)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Zhou Y., Jenkins M.E., Naish M.D., Trejos A.L.	Characterization of parkinsonian hand tremor and validation of a high-order tremor estimator	2018	(82)
Bradley C.P., Emamy N., Ertl T., Göddecke D., Hes- sentha- ler A., Klotz T., Krämer A., Krone M., Maier B., Mehl M., Rau T., Röhrle O.	Enabling detailed, biophysics-based skeletal muscle models on HPC systems	2018	(83)
Wen J., Raison M., Achiche S.	Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces	2018	(33)
Carlos Q., Marga- rida A., Jorge A., Goncalves S.B., João F.	Influence of the Musculotendon Dynamics on the Muscle Force-Sharing Problem of the Shoulder-A Fully Inverse Dynamics Approach	2018	(38)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Rahman M., Renani M.S., Cil A., Stylianou A.P.	Musculoskeletal model development of the elbow joint with an experimental evaluation	2018	(84)
Azizpour G., Lancini M., Incerti G., Gaffurini P., Legnani G.	An experimental method to estimate upper limbs inertial parameters during handcycling	2018	(85)
Pan L., Crouch D.L., Huang H.	Myoelectric Control Based on a Generic Musculoskeletal Model: Toward a Multi-User Neural-Machine Interface	2018	(43)
Valentin J., Sprenger M., Pflüger D., Röhrle O.	Myoelectric Control Based on a Generic Musculoskeletal Model: Toward a Multi-User Neural-Machine Interface	2018	(43)
Yao S., Zhuang Y., Li Z., Song R.	Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an EMG-driven musculoskeletal model	2018	(86)
Lobov S., Krilova N., Kastalskiy I., Kazantsev V., Makarov V.A.	Latent factors limiting the performance of sEMG-interfaces	2018	(87)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Blache Y., Begon M.	Influence of Shoulder Kinematic Estimate on Joint and Muscle Mechanics Predicted by Musculoskeletal Model	2018	(88)
Ruff C.B.	Functional morphology in the papes of the AJPA	2018	(89)
Golkar M.A., Jalaled- dini K., Kearney R.E.	EMG-Torque Dynamics Change with Contraction Bandwidth	2018	(90)
Actis J.A., Nolasco L.A., Gates D.H., Silverman A.K.	Lumbar loads and trunk kinematics in people with a transtibial amputation during sit-to-stand	2018	(91)
Kang M.J., Shin C.S., Yoo H.H.	Modeling of Stretch Reflex Activation Considering Muscle Type	2018	(39)
Actis J.A., Honegger J.D., Gates D.H., Petrella A.J., No- lasco L.A., Silverman A.K.	Validation of lumbar spine loading from a musculoskeletal model including the lower limbs and lumbar spine	2018	(92)
Chen J., Zhang X., Cheng Y., Xi N.	Surface EMG based continuous estimation of human lower limb joint angles by using deep belief networks	2018	(93)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Muller A., Pontonnier C., Dumont G.	The MusIC method: a fast and quasi-optimal solution to the muscle forces estimation problem	2018	(94)
Murphy A.C., Mul- doon S.F., Baker D., Lastowka A., Ben- nett B., Yang M., Bassett D.S.	Structure, function, and control of the human musculoskeletal network	2018	(95)
Blache Y., Begon M., Michaud B., Des- moulins L., Allard P., Maso F.D.	Muscle function in glenohumeral joint stability during lifting task	2017	(96)
Sarshari E., Farron A., Terrier A., Pio- letti D., Mullhaupt P.	A simulation framework for humeral head translations	2017	(97)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Pizzolato C., Lloyd D.G., Barrett R.S., Cook J.L., Zheng M.H., Bessier T.F., Saxby D.J.	Bioinspired technologies to connect musculoskeletal mechanobiology to the person for training and rehabilitation	2017	(98)
Mehta S., Tyler A., Hast M.	Understanding the Basics of Computational Models in Orthopaedics: A Nonnumeric Review for Surgeons	2017	(99)
Mohammadi H., Yao H., Khadem G., Nguyen T.T., Simon D., Richter H.	Extended Kalman filtering for state estimation of a Hill muscle model	2018	(46)
Falisse A., Van Rossom S., Jonkers I., De Groote F.	EMG-Driven Optimal Estimation of Subject-SPECIFIC Hill Model Muscle-Tendon Parameters of the Knee Joint Actuators	2017	(100)
Na Y., Kim J.	Dynamic Elbow Flexion Force Estimation Through a Muscle Twitch Model and sEMG in a Fatigue Condition	2017	(101)
Wixted F., O' Sullivan L.	The moderating role of end-tidal CO <sub>2</sub> on upper trapezius muscle activity in response to sustained attention	2017	(102)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Togo S., Imamizu H.	Empirical evaluation of voluntarily activatable muscle synergies	2017	(34)
Dai C., Bardizbanian B., Clancy E.A.	Comparison of Constant-Posture Force-Varying EMG-Force Dynamic Models about the Elbow	2017	(35)
Li J., Ye Q., Ding L., Liao Q.	Modeling and dynamic simulation of astronaut's upper limb motions considering counter torques generated by the space suit	2017	(103)
Ueyama Y.	Optimal feedback control to describe multiple representations of primary motor cortex neurons	2017	(68)
Jayaneththi V.R., Vi- lora J., Wiede- mann L.G., Jar- rett C., McDaid A.J.	Robotic assessment of neuromuscular characteristics using musculoskeletal models: A pilot study	2017	(8)
Dao T.T., Ho Ba Tho M.-C.	A consistent data fusion approach for uncertainty quantification in rigid musculoskeletal simulation	2017	(104)
Jalaleddini K., Gol- kar M.A., Kearney R.E.	Measurement of Dynamic Joint Stiffness from Multiple Short Data Segments	2017	(40)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Röhrle O., Sprenger M., Schmitt S.	A two-muscle, continuum-mechanical forward simulation of the upper limb	2017	(47)
Misgeld B.J.E., Lüken M., Riener R., Leonhardt S.	Observer-Based Human Knee Stiffness Estimation	2017	(105)
Teka W.W., Hamade K.C., Barnett W.H., Kim T., Markin S.N., Rybak I.A., Molkov Y.I.	From the motor cortex to the movement and back again	2017	(62)
Xu X., Lin J.-H., McGorry R.W.	An entropy-assisted musculoskeletal shoulder model	2017	(48)
Nataraj R., Audu M.L., Triolo R.J.	Restoring standing capabilities with feedback control of functional neuromuscular stimulation following spinal cord injury	2017	(106)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Alwasel A., Yung M., Abdel-Rahman E.M., Wells R.P., Haas C.T.	Fatigue detection using phase-space warping	2017	(107)
Jalaleddini K., Minos Niu C., Chakravarthi Raja S., Joon Sohn W., Loeb G.E., Sanger T.D., Valero-Cuevas F.J.	Neuromorphic meets neuromechanics, part II: The role of fusimotor drive	2017	(108)
Davidson A.D., Charles S.K.	Fundamental Principles of Tremor Propagation in the Upper Limb	2017	(49)
Dal Maso F., Begon M., Raison M.	Methodology to customize maximal isometric forces for hill-type muscle models	2017	(109)
Zheng M., Zou Z., Bartolo P.J.D.S., Peach C., Ren L.	Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques	2017	(110)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Borbély B.J., Szolgay P.	Real-time inverse kinematics for the upper limb: A model-based algorithm using segment orientations	2017	( ? )
Blache Y., Creveaux T., Dumas R., Chèze L., Rogowski I.	Glenohumeral contact force during flat and topspin tennis forehand drives	2017	(111)
Raj R., Sivanandan K.S.	Elbow joint angle and elbow movement velocity estimation using NARX-multiple layer perceptron neural network model with surface EMG time domain parameters	2017	(112)
Yassin I.M., Jailani R., Ali M.S.A.M., Baharom R., Hassan A.H.A., Rizman Z.I.	Comparison between cascade forward and multi-layer perceptron neural networks for NARX functional electrical stimulation (FES)-based muscle model	2017	(113)
Tu X., Han H., Huang J., Li J., Su C., Jiang X., He J.	Upper Limb Rehabilitation Robot Powered by PAMs Cooperates with FES Arrays to Realize Reach-to-Grasp Trainings	2017	(114)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Bueno D.R., Montano L.	Neuromusculoskeletal model self-calibration for on-line sequential Bayesian moment estimation	2017	(30)
Li X.-P., Han J.-H., Guo B.-J., Zhang Y.-B., Zhao F.-F., Noritsugu T.	Development of wearable power assist robot for low back support using soft pneumatic actuators	2016	(115)
Wu W., Lee P.V.S., Bryant A.L., Galea M., Ackland D.C.	Subject-specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function	2016	(116)
Klauer C., Ferrante S., Ambrosini E., Shiri U., Dähne F., Schmehl I., Pedrocchi A., Schauer T.	A patient-controlled functional electrical stimulation system for arm weight relief	2016	(117)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Yeh C.H., Young H.W.V., Wang C.Y., Wang Y.H., Lee P.L., Kang J.H., Lo M.T.	Quantifying Spasticity With Limited Swinging Cycles Using Pendulum Test Based on Phase Amplitude Coupling	2016	(118)
YuWei W., HanWu H.	Research on the motion characteristic of elbow joint angle based on the sEMG of single muscle	2016	(50)
Quental C., Folgado J., Ambrósio J., Monteiro J.	A new shoulder model with a biologically inspired glenohumeral joint	2016	(119)
Dao T.T.	Rigid musculoskeletal models of the human body systems: A review	2016	(44)
Torricelli D., Gonzalez J., Weckx M., Jiménez-Fabián R., Vanderborght B., Sartori M., Dosen S., Farina D., Lefebber D., Pons J.L.	Human-like compliant locomotion: State of the art of robotic implementations	2016	(120)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Kompf J., Arand- jelović O.	Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise	2016	(121)
Sartori M., Llyod D.G., Farina D.	Neural data-driven musculoskele- tal modeling for personalized neu- rorehabilitation technologies	2016	(122)
Walker D.R., Struk A.M., Matsuki K., Wright T.W., Banks S.A.	How do deltoid muscle moment arms change after reverse total shoulder arthroplasty?	2016	(123)
Li F., Li H., Hu W., Su S., Wang B.	SIMULATION of MUSCLE ACTIVATION with COUPLED NONLINEAR FE MODELS	2016	(56)
Modenese L., Cese- racciu E., Reggiani M., Lloyd D.G.	Estimation of musculotendon pa- rameters for scaled and subject specific musculoskeletal models using an optimization technique	2016	(124)
Zhang S., Guo S., Gao B., Huang Q., Pang M., Hirata H., Ishihara H.	Muscle strength assessment sys- tem using sEMG-based force pre- diction method for wrist joint	2016	(7)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Copur E.H., Freeman C.T., Chu B., Laila D.S.	System identification for FES-based tremor suppression	2016	(125)
Rukina N.N., Kuznetsov A.N., Borzиков V.V., Komkova O.V., Belova A.N.	Surface electromyography: Its role and potential in the development of exoskeleton (review)	2016	(126)
Gudarzi M., Ehsani H., Rostami M.	A general-purpose framework to simulate musculoskeletal system of human body: using a motion tracking approach	2016	(51)
Nagarajan U., Aguirre-Ollinger G., Goswami A.	Integral admittance shaping: A unified framework for active exoskeleton control	2016	(127)
Hayashibe M.	Evoked electromyographically controlled electrical stimulation	2016	(128)
Chen Y., Yang Z., Wang J.	Eyebrow emotional expression recognition using surface EMG signals	2015	(129)
Continua na próxima página			

**Tabela 9 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Pizzolato C., Lloyd D.G., Sartori M., Ceseracciu E., Besier T.F., Fregly B.J., Reggiani M.	CEINMS: A toolbox to investigate the influence of different neural control solutions on the prediction of muscle excitation and joint moments during dynamic motor tasks	2015	(130)
Razavian R.S., Mehrabi N., McPhee J.	A model-based approach to predict muscle synergies using optimization: Application to feedback control	2015	(131)
Otten A., Voort C., Stienen A., Aarts R., Van Asseldonk E., Van Der Kooij H.	LIMPACT: A Hydraulically Powered Self-Aligning Upper Limb Exoskeleton	2015	(132)
Martins A., Quental C., Folgado J., Ambrósio J., Monteiro J., Sarmento M.	Computational reverse shoulder prosthesis model: Experimental data and verification	2015	(133)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Valero-Cuevas F.J., Cohn B.A., Yngva-son H.F., Lawrence E.L.	Exploring the high-dimensional structure of muscle redundancy via subject-specific and generic musculoskeletal models	2015	(134)
Hauraix H., Fouré A., Dorel S., Cornu C., Nordez A.	Muscle and tendon stiffness assessment using the alpha method and ultrafast ultrasound	2015	(135)
Yang Z., Chen Y., Tang Z., Wang J.	Surface EMG based handgrip force predictions using gene expression programming	2015	(136)
Kulkarni T., Ud-danwadi-ker R.	Modeling of muscle force at varied joint angles of the human arm and estimation of gripping force using surface EMG	2016	(41)
Lee J.H., Asakawa D.S., Dennerlein J.T., Jindrich D.L.	Finger muscle attachments for an OpenSim upper-extremity model	2015	(137)
Phomsoupha M., Laf-faye G.	The Science of Badminton: Game Characteristics, Anthropometry, Physiology, Visual Fitness and Biomechanics	2015	(138)
Continua na próxima página			

**Tabela 9 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Zadpoor A.A., Weinans H.	Patient-specific bone modeling and analysis: The role of integration and automation in clinical adoption	2015	(139)
Samani A., Pontonnier C., Dumont G., Madeleine P.	Shoulder kinematics and spatial pattern of trapezius electromyographic activity in real and virtual environments	2015	(140)
Blajer W., Dziewiecki K., Mazur Z.	An improved inverse dynamics formulation for estimation of external and internal loads during human sagittal plane movements	2015	(141)
Hicks J.L., Uchida T.K., Seth A., Rajagopal A., Delp S.L.	Is My Model Good Enough? Best Practices for Verification and Validation of Musculoskeletal Models and Simulations of Movement	2015	(142)
Quental C., Folgado J., Ambrósio J., Monteiro J.	Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multi-body biomechanical models of the upper limb	2015	(42)
Chèze L., Moissenet F., Dumas R.	State of the art and current limits of musculo-skeletal models for clinical applications	2015	(? )
Xu D., Zhang S., Wei H.	Virtual musculoskeletal control model with a spindle-like fuzzy algorithm for robotic compliance	2015	(143)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Freeman C., Exell T., Meadmore K., Hallewell E., Hughes A.-M.	Computational models of upper-limb motion during functional reaching tasks for application in FES-based stroke rehabilitation	2015	(144)
Quaine F., Paclet F., Vigouroux L., Moutet F.	Understanding of hand muscles involvement: Towards a linkage between biomechanical modeling and motor control theories	2015	(145)
Tibold R., Fuglevand A.J.	Prediction of muscle activity during loaded movements of the upper limb	2015	(146)
Young W.	Electrical stimulation and motor recovery	2015	(147)
Oyewole S.A.	Enhancing ergonomic safety effectiveness of repetitive job activities: Prediction of muscle fatigue in dominant and nondominant arms of industrial workers	2014	(148)
Li F., Su S.-C., Hu W., Huang J., Yang J.-K.	Finite element analysis of active muscle response based on parameters of constitutive models	2014	(149)
Ison M., Artemiadis P.	The role of muscle synergies in myoelectric control: Trends and challenges for simultaneous multifunction control	2014	(150)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Abd Razak N.A., Abu Osman N.A., Gholizadeh H., Ali S. (151)	Biomechanics principle of elbow joint for transhumeral prostheses: Comparison of normal hand, body-powered, myoelectric	air splint prostheses	2014
Pérez-Rodríguez R., Rodríguez C., Costa Ú., Cáceres C., Tormos J.M., Medina J., Gómez E.J.	Anticipatory assistance-assisted control algorithm for a multijoint upper limb robotic orthosis in physical neurorehabilitation	2014	(152)
Kim W.S., Lee H.D., Lim D.H., Han J.S., Shin K.S., Han C.S.	Development of a muscle circumference sensor to estimate torque of the human elbow joint	2014	(153)
Mizrahi J.	Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics	2015	(57)
Moissenet F., Chèze L., Dumas R.	A 3D lower limb musculoskeletal model for simultaneous estimation of musculo-tendon, joint contact, ligament and bone forces during gait	2014	(154)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Bolsterlee B., Veeger H.E.J., van der Helm F.C.T.	Modelling clavicular and scapular kinematics: From measurement to simulation	2014	(155)
Henderson G.C., Ueda J.	Pneumatically powered robotic exercise device to induce a specific force profile in target lower extremity muscles	2014	(156)
Henderson G.C., Ueda J.	Pneumatically powered robotic exercise device to induce a specific force profile in target lower extremity muscles	2014	(156)
Vilimek M.	An artificial neural network approach and sensitivity analysis in predicting skeletal muscle forces	2014	(157)
Ren L., Qian Z., Ren L.	Biomechanics of musculoskeletal system and its biomimetic implications: A review	2014	(158)
Williams I., Constantinou T.G.	Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: A simulation study	2014	(159)
Stegman K.J., Djurickovic S., Dechev N.	InVivo Estimation of Flexor Digitorum Superficialis Tendon Displacement with Speckle Tracking on 2-D Ultrasound Images Using Laplacian, Gaussian and Rayleigh Techniques	2014	(160)
Arzi H., Krasovsky T., Pritsch M., Liebermann D.G.	Movement control in patients with shoulder instability: A comparison between patients after open surgery and nonoperated patients	2014	(161)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Goudriaan M., Jonkers I., van Dieen J.H., Bruijn S.M.	Arm swing in human walking: What is their drive?	2014	(162)
Bonneau N., Baylac M., Gagey O., Tardieu C.	Functional integrative analysis of the human hip joint: The three-dimensional orientation of the acetabulum and its relation with the orientation of the femoral neck	2014	(163)
Elias L.A., Watanabe R.N., Kohn A.F.	Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model	2014	(164)
Piovesan D., Pierobon A., Di Zio P., Lackner J.R.	Experimental measure of arm stiffness during single reaching movements with a time-frequency analysis	2013	(165)
Zadpoor A.A.	Open forward and inverse problems in theoretical modeling of bone tissue adaptation	2013	(166)
Prinold J.A.I., Masjedi M., Johnson G.R., Bull A.M.J.	Musculoskeletal shoulder models: A technical review and proposals for research foci	2013	(167)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Bolsterlee B., Veeger D.H.E.J., Chadwick E.K.	Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb	2013	(168)
Bensamoun S.F., Dao T.T., Charleux F., Ho Ba Tho M.-C.	Estimation of muscle force derived from in VIVO MR elastography tests: A preliminary study	2013	(169)
Wagner D.W., Stepanyan V., Shippen J.M., Demers M.S., Gibbons R.S., Andrews B.J., Creasey G.H., Beaupre G.S.	Consistency among musculoskeletal models: Caveat utilitor	2013	(170)
Arslan Y.Z., Jinha A., Kaya M., Herzog W.	Prediction of muscle forces using static optimization for different contractile conditions	2013	(171)
Mitchell S., Payne T., Bibb R.	Design of human surrogates for the study of biomechanical injury: A review	2013	(172)
Continua na próxima página			

**Tabela 9 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Siebert T., Till O., Blickhan R.	Work partitioning of transversally loaded muscle: Experimentation and simulation	2014	(69)
Bennour S., Zarrouk N., Dogui M., Romdhane L., Merlet J.-P.	Biomechanical model of the knee to estimate the musculotendinous forces during an isometric extension	2013	(173)
Farina D., Negro F.	Assessing the neural drive to muscle and translation to neuro-rehabilitation technologies	2012	(174)
Colloud F., Amarantini D., Rao G., Martin L., Cahouët V., Berton E.	EMG-based estimation of muscular efforts exerted during human movements	2012	(175)
Willard F.H., Vleeming A., Schuenke M.D., Danneels L., Schleip R.	The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations	2012	(176)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Ting L.H., Chvatal S.A., Sa- favynia S.A., Lu- cas Mckay J.	Review and perspective: Neu- romechanical considerations for predicting muscle activation pat- terns for movement	2012	(177)
Stops A., Wilcox R., Jin Z.	Computational modelling of the natural hip: A review of finite ele- ment and multibody simulations	2012	(178)
Favre P., Senteler M., Hipp J., Scher- rer S., Gerber C., Snedeker J.G.	An integrated model of active gle- nohumeral stability	2012	(179)
Rankin J.W., Neptune R.R.	Musculotendon lengths and moment arms for a three- dimensional upper-extremity model	2012	(180)
Natarajan G.S., Wi- ninger M., Kim N.H., Craelius W.	Relating biceps EMG to elbow kinematics during self-paced arm flexions	2012	(181)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Hashemi J., Morin E., Mousavi P., Mountjoy K., Hashtrudi-Zaad K.	EMG-force modeling using parallel cascade identification	2012	(182)
Hirashima M., Nozaki D.	Learning with slight forgetting optimizes sensorimotor transformation in redundant motor systems	2012	(183)
Vette A.H., Yoshida T., Thrascher T.A., Masani K., Popovic M.R.	A comprehensive three-dimensional dynamic model of the human head and trunk for estimating lumbar and cervical joint torques and forces from upper body kinematics	2012	(184)
Hasson C.J., Caldwell G.E.	Effects of age on mechanical properties of dorsiflexor and plantarflexor muscles	2012	(185)
McKay J.L., Ting L.H.	Optimization of muscle activity for task-level goals predicts complex changes in limb forces across biomechanical contexts	2012	(186)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Tang G., Qian L.- W., Wei G.-F., Wang H.- S., Wang C.-T.	Development of software for hu- man muscle force estimation	2012	(187)
Taddei F., Martelli S., Valente G., Lear- dini A., Benedetti M.G., Manfrini M., Vi- ceconti M.	Femoral loads during gait in a pa- tient with massive skeletal recons- truction	2012	(188)
Taniguchi S., Kino H., Ozawa R., Ishi- bashi R., Uemura M., Ka- naoka K., Kawamura S.	Inverse dynamics of human pas- sive motion based on iterative le- arning control	2012	(189)
Amarantini D., Ama- rantini D., Martin L., Cahouët V., Berton E.	EMG-based estimation of muscu- lar efforts exerted during human movements	2012	(175)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Nataraj R., Audu M.L., Kirsch R.F., Triolo R.J.	Center of mass acceleration feedback control for standing by functional neuromuscular stimulation: A simulation study	2012	(190)
Gustus A., Stillfried G., Visser J., Jörntell H., van der Smagt P.	Human hand modelling: kinematics, dynamics, applications	2012	(191)
Heckman C.J., Enoka R.M.	Motor unit	2012	(192)
King M.A., Glynn J.A., Mitchell S.R.	Subject-specific computer simulation model for determining elbow loading in one-handed tennis backhand groundstrokes	2011	(193)
Daniel M.	Role of optimization criterion in static asymmetric analysis of lumbar spine load	2011	(194)
Martelli S., Taddei F., Cappello A., Van Sint Jan S., Lear dini A., Viceconti M.	Effect of sub-optimal neuromotor control on the hip joint load during level walking	2011	(195)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Brookham R.L., Mid- dlebrook E.E., Grewal T.-J., Dickerson C.R.	The utility of an empirically derived co-activation ratio for muscle force prediction through optimization	2011	(196)
Cavalcanti Garcia M.A., Vieira T.M.M.	Surface electromyography: Why, when and how to use it [la electromiografía de superficie: ¿qué es, qué se busca con ella y cómo usarla?]	2011	(197)
Pustoc'h A., Bon- nefoy A., Labesse- Jied F., Lavigne A., Cheze L.	Assessment of the influence of foot orthoses in the hip loading conditions during walking: A single case study	2011	(198)
Vette A.H., Yoshida T., Th- rasher T.A., Ma- sani K., Popovic M.R.	A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling	2011	(199)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Groesel M., Zsoldos R.R., Kotschwar A., Gfoehler M., Peham C.	A preliminary model study of the equine back including activity of longissimus dorsi muscle	2010	(200)
Pandy M.G., Andriacchi T.P.	Muscle and joint function in human locomotion	2010	(201)
Ueda J., Ming D., Krishnamoorthy V., Shinohara M., Ogasawara T.	Individual muscle control using an exoskeleton robot for muscle function testing	2010	(202)
Chen X., Zheng Y.-P., Guo J.-Y., Shi J.	Sonomyography (smg) control for powered prosthetic hand: A Study with normal subjects	2010	(203)
Staudenmann D., Roelvelde K., Stegeman D.F., van Dieen J.H.	Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation - A tutorial and review	2010	(204)
Eriksson A., Nordmark A.	Temporal finite element formulation of optimal control in mechanisms	2010	(205)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Jagodnik K.M., van den Bogert A.J.	Optimization and evaluation of a proportional derivative controller for planar arm movement	2010	(206)
Le F., Markovskiy I., Freeman C.T., Rogers E.	Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients	2010	(207)
Szpinda M., Paruszevska-Achtel M., Dabrowska M., Badura M., Elminowska-Wenda G., Sobolewska A., Szpinda A.	The normal growth of the biceps brachii muscle in human fetuses	2013	(52)
Kulas A.S., Hortobágyi T., DeVita P.	The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing	2010	(208)
Lan L., Zhu K.Y., Wen C.Y.	Design of a threshold feedback control system for arm movement	2009	(209)
Shi J., Zheng Y., Chen X., Xie H.	Modeling the relationship between wrist angle and muscle thickness during wrist flexion-extension based on the bone-muscle lever system: A comparison study	2009	(210)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Winter S.L., Chailis J.H.	The expression of the skeletal muscle force-length relationship in vivo: A simulation study	2010	(63)
Ravichandiran K., Ravichandiran M., Oliver M.L., Singh K.S., McKee N.H., Agur A.M.R.	Determining physiological cross-sectional area of extensor carpi radialis longus and brevis as a whole and by regions using 3D computer muscle models created from digitized fiber bundle data	2009	(211)
Ruckstuhl H., Krzycki J., Petrou N., Favre P., Horn T., Schmid S., Stussi E.	Shoulder abduction moment arms in three clinically important positions	2009	(212)
Dean J.C., Kuo A.D.	Elastic coupling of limb joints enables faster bipedal walking	2009	(213)
Favre P., Snedeker J.G., Gerber C.	Numerical modelling of the shoulder for clinical applications	2009	(214)
Louis N., Gorce P.	Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: A comparative study	2009	(32)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Valero-Cuevas F.J., Hoffmann H., Kurse M.U., Kutch J.J., Theodorou E.A.	Computational Models for Neuro-muscular Function	2009	(45)
Li L., Tong K.Y., Hu X.L., Hung L.K., Koo T.K.K.	Incorporating ultrasound-measured muscletendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke	2009	(18)
Arjmand N., Shirazi-Adl A., Bazrgari B., Par-nianpour M.	Application of a kinematics-driven approach in human spine biomechanics during an isometric lift	2008	(215)
Dickerson C.R., Hughes R.E., Chaffin D.B.	Experimental evaluation of a computational shoulder musculoskeletal model	2008	(216)
Anderson C.V., Fuglevand A.J.	Probability-based prediction of activity in multiple arm muscles: Implications for functional electrical stimulation	2008	(217)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Cheng E.J., Loeb G.E.	On the use of musculoskeletal models to interpret motor control strategies from performance data	2008	(218)
Song D., Lan N., Loeb G.E., Gordon J.	Model-based sensorimotor integration for multi-joint control: Development of a virtual arm model	2008	(219)
Lo J., Ashton-Miller J.A.	Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall	2008	(220)
Wu J.Z., An K.-N., Cutlip R.G., Krajnak K., Welcome D., Dong R.G.	Analysis of musculoskeletal loading in an index finger during tapping	2008	(221)
Hill A.M., Bull A.M.J., Wallace A.L., Johnson G.R.	Qualitative and quantitative descriptions of glenohumeral motion	2008	(222)
McKay J.L., Ting L.H.	Functional muscle synergies constrain force production during postural tasks	2008	(223)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Bonneyfoy A., Robert T., Dumas R., Cheze L.	Advanced biomechanical methods for the computation of joint moments and muscular forces [Méthodes biomécaniques avancées pour le calcul des moments articulaires et des forces musculaires]	2008	(224)
Dickerson C.R., Chaffin D.B., Hughes R.E.	A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis	2007	(225)
Ting L.H., McKay J.L.	Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement	2007	(226)
Davoodi R., Urata C., Hauschild M., Khachani M., Loeb G.E.	Model-based development of neural prostheses for movement	2007	(227)
Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G.	OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement	2007	(228)

Continua na próxima página

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Gatti C.J., Dicker- son C.R., Chadwick E.K., Mell A.G., Hughes R.E.	Comparison of model-predicted and measured moment arms for the rotator cuff muscles	2007	(229)
Guigon E., Baraduc P., Des- murget M.	Coding of movement- and force- related information in primate primary motor cortex: A compu- tational approach	2007	(230)
Audenaert A., Au- denaert E.	Global optimization method for combined spherical-cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling	2008	(64)
Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A.J.	Model-based estimation of muscle forces exerted during movements	2007	(231)
Pennestrì E., Stefa- nelli R., Valentini P.P., Vita L.	Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb	2007	(53)
Kruidhof J., Pandy M.G.	Effect of muscle wrapping on model estimates of neck muscle strength	2006	(232)
Pick A.J., Cole D.J.	Measurement of driver steering torque using electromyography	2006	(233)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Guigon E., Baraduc P., Des- murget M.	Computational motor control: Redundancy and invariance	2007	(58)
Wilkenfeld A.J., Audu M.L., Triolo R.J.	Feasibility of functional electrical stimulation for control of seated posture after spinal cord injury: A simulation study	2006	(234)
Arjmand N., Shirazi- Adl A.	Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks	2006	(235)
Schilling N., Pe- trovitch A.	Postnatal allometry of the skele- ton in <i>Tupaia glis</i> (Scandentia: Tupaiaidae) and <i>Galea musteloides</i> (Rodentia: Caviidae) - A test of the three-segment limb hypothe- sis	2006	(236)
Viceconti M., Testi D., Taddei F., Mar- telli S., Clapworthy G.J., Van Sint Jan S.	Biomechanics modeling of the musculoskeletal apparatus: Sta- tus and key issues	2006	(237)
Piazza S.J.	Muscle-driven forward dynamic simulations for the study of nor- mal and pathological gait	2006	(238)
Fernandez J.W., Pandy M.G.	Integrating modelling and experi- ments to assess dynamic muscu- loskeletal function in humans	2006	(239)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Langenderfer J.E., Carpenter J.E., Johnson M.E., An K.-N., Hughes R.E.	A probabilistic model of glenohumeral external rotation strength for healthy normals and rotator cuff tear cases	2006	(240)
Lee P.J., Granata K.P.	Interface stability influences torso muscle recruitment and spinal load during pushing tasks	2006	(241)
Van Sint Jan S.	Introducing anatomical and physiological accuracy in computerized anthropometry for increasing the clinical usefulness of modeling systems	2005	(242)
Wagner H., Anders C., Puta C., Petrovitch A., Mörl F., Schilling N., Witte H., Blickhan R.	Musculoskeletal support of lumbar spine stability	2005	(243)
Chalfoun J., Younes R., Renault M., Ouezdou F.B.	Forces, activation and displacement prediction during free movement in the hand and forearm	2005	(244)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Cavallaro E.E., Rosen J., Perry J.C., Burns S.	Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm	2006	(36)
Wang S., Bain P.G., Aziz T.Z., Liu X.	The direction of oscillation in spiral drawings can be used to differentiate distal and proximal arm tremor	2005	(245)
Krosshaug T., Andersen T.E., Olsen O.-E.O., Myklebust G., Bahr R.	Research approaches to describe the mechanisms of injuries in sport: Limitations and possibilities	2005	(246)
Pan P., Peshkin M.A., Colgate J.E., Lynch K.M.	Static single-arm force generation with kinematic constraints	2005	(247)
Goodman H.J., Choueka J.	Biomechanics of the flexor tendons	2005	(248)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Reinbolt J.A., Schutte J.F., Fre- gly B.J., Koh B.I., Haftka R.T., Ge- orge A.D., Mitchell K.H.	Determination of patient-specific multi-joint kinematic models through two-level optimization	2005	(249)
Camilleri M.J., Hull M.L.	Are the maximum shortening velocity and the shape parameter in a Hill-type model of whole muscle related to activation?	2005	(37)
Koo T.K.K., Mak A.F.T.	Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow	2005	(17)
Langenderfer J., LaS- calza S., Mell A., Carpenter J.E., Kuhn J.E., Hughes R.E.	An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force	2005	(54)
Wang W.J., Crompton R.H.	Analysis of the human and ape foot during bipedal standing with implications for the evolution of the foot	2004	(250)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Haug E., Choi H.- Y., Robin S., Be- augonin M.	Human Models for Crash and Im- pact Simulation	2004	(75)
Lin H.-T., Su F.-C., Wu H.-W., An K.-N.	Muscle forces analysis in the shoulder mechanism during whe- elchair propulsion	2004	(251)
Van Der Burg J.C.E., Kingma I., Van Dieën J.H.	Is the trunk movement more per- turbed after an asymmetric than after a symmetric perturbation during lifting?	2004	(252)
McGill K.C.	Surface electromyogram signal modelling	2004	(253)
Hidler J.M., Schmit B.D.	Evidence for force-feedback inhi- bition in chronic stroke	2004	(254)
Yang Y., Wang R., Jia X., Jin D.	Synergetic dynamic model of ra- pid human elbow joint move- ments	2004	(255)
Dhaher Y.Y.	Joint-afferent-mediated muscle activations yield a near-maximum torque response of the quadriceps	2004	(256)
Raikova R.T., Aladjov Hr.Ts.	Simulation of the motor units control during a fast elbow flexion in the sagittal plane	2004	(257)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Wang W., Crompton R.H., Ca- rey T.S., Günther M.M., Li Y., Savage R., Sellers W.I.	Comparison of inverse-dynamics musculo-skeletal models of AL 288-1 Australopithecus afarensis and KNM-WT 15000 Homo ergaster to modern humans, with implications for the evolution of bipedalism	2004	(258)
Raikova R., Alad- jov H.	The influence of the way the muscle force is modeled on the predicted results obtained by solving indeterminate problems for a fast elbow flexion	2003	(259)
Reeves N.P., Cho- lewicki J.	Modeling the Human Lumbar Spine for Assessing Spinal Loads, Stability, and Risk of Injury	2003	(260)
Günther M., Ruder H.	Synthesis of two-dimensional human walking: A test of the - model	2003	( ? )
Dipietro L., Saba- tini A.M., Dario P.	Artificial neural network model of the mapping between electromyographic activation and trajectory patterns in free-arm movements	2003	(261)
Raikova R.T., Aladjov H.Ts.	Comparison between two muscle models under dynamic conditions	2005	(55)
Raikova R.T., Aladjov H.T.	Hierarchical genetic algorithm versus static optimization - Investigation of elbow flexion and extension movements	2002	(262)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Zajac F.E., Neptune R.R., Kautz S.A.	Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations	2002	(263)
Koo T.K.K, Mak A.F.T, Hung L.K	In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: Applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects	2002	(4)
Pandy M.G.	Computer modeling and simulation of human movement	2001	(264)
Cheng E.J., Scott S.H.	Morphometry of Macaca mulatta forelimb. I. Shoulder and elbow muscles and segment inertial parameters	2000	(265)
Cheng E.J., Brown I.E., Loeb G.E.	Virtual muscle: A computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control	2000	(266)
Sanger T.D.	Human arm movements described by a low-dimensional superposition of principal components	2000	(267)
Scholz J.P., Schoner G., Latash M.L.	Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting	2000	(268)
Pandy M.G.	Moment arm of a muscle force	1999	(28)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Erik Mathiassen S., Åhsberg E.	Prediction of shoulder flexion endurance from personal factors	1999	(269)
Garner B.A., Pandy M.G.	Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset	2001	(16)
Feng C.J., Mak A.F.T., Koo T.K.K.	A surface emg driven musculoskeletal model of the elbow flexion-extension movement in normal subjects and in subjects with spasticity	1999	(5)
Raikova R.	About weight factors in the non-linear objective functions used for solving indeterminate problems in biomechanics	1999	(270)
Rosen J., Fuchs M.B., Arcan M.	Performances of hill-type and neural network muscle models - Toward a myosignal-based exoskeleton	1999	(6)
Stroeve S.	An analysis of learning control by backpropagation through time	1998	(271)
Uchiyama T., Besho T., Akazawa K.	Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique	1998	(272)
Richmond F.J.R.	Elements of style in neuromuscular architecture	1998	(273)
Westgaard R.H., Winkel J.	Ergonomic intervention research for improved musculoskeletal health: A critical review	1997	(274)
Continua na próxima página			



Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Prilutsky B.I., Herzog W., Allinger T.L.	Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization	1997	(275)
Stroeve S.	Neuromuscular control model of the arm including feedback and feedforward components	1998	(65)
Cheron G., Bengoetxea A., Pozzo T., Bourgeois M., Draye J.P.	Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans	1997	(276)
Tsirakos D., Baltzopoulos V., Bartlett R.	Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem	1997	(277)
Stroeve S.	A learning feedback and feedforward neuromuscular control model for two degrees of freedom human arm movements	1997	(66)
Gonzalez R.V., Hutchins E.L., Barr R.E., Abraham L.D.	Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex	1996	(31)
Nussbaum M.A., Chaffin D.B.	Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso	1996	(278)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Raschke U., Chaffin D.B.	Support for a linear length-tension relation of the torso extensor muscles: An investigation of the length and velocity EMG-force relationships	1996	(279)
Giat Y., Mizrahi J., Levy M.	A model of fatigue and recovery in paraplegic's quadriceps muscle subjected to intermittent fes	1996	(280)
Lemay M.A., Crago P.E.	A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist	1996	(59)
Nieminen H., Niemi J., Takala E.-P., Viikari-Juntura E.	Load-sharing patterns in the shoulder during isometric flexion tasks	1995	(281)
Nussbaum M.A., Chaffin D.B., Martin B.J.	A back-propagation neural network model of lumbar muscle recruitment during moderate static exertions	1995	(282)
Gordon J., Ghilardi M.F., Cooper S.E., Ghez C.	Accuracy of planar reaching movements - II. Systematic extent errors resulting from inertial anisotropy	1994	(283)
Gerdes V.G.J., Happee R.	The use of an internal representation in fast goal-directed movements: a modelling approach	1994	(284)
Winters J.M.	How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination?	1995	(67)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Happee R.	Goal-directed arm movements. II: A kinematic model and its relation to EMG records	1993	(285)
Giat Y., Mizrahi J., Levy M.	A Musculotendon Model of the Fatigue Profiles of Paralyzed Quadriceps Muscle Under FES	1993	(78)
Hawkins D.A., Hull M.L.	An activation-recruitment scheme for use in muscle modeling	1992	(286)
Veltink P.H., Chizeck H.J., Crago P.E., El-Bialy A.	Nonlinear Joint Angle Control for Artificially Stimulated Muscle	1992	(287)
Caldwell G.E., Chapman A.E.	The general distribution problem: A physiological solution which includes antagonism	1991	(288)
Mohamed A.S.A., Prasad T.	Analysis of the neuromuscular system using random parameter models	1990	(289)
Caldwell G.E., Chapman A.E.	Applied muscle modelling: Implementation of muscle-specific models	1989	(290)
Lagassé P.P., Roy M.-A.	Functional electrical stimulation and the reduction of co-contraction in spastic biceps brachii	1989	(291)
Warren R.M.	The use of mathematical models in perceptual theory	1989	(292)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>	<b>Citação</b>
Wallach L., Wal- lach M.A.	How best to critique egoism?	1989	(293)
Challis J.H., Kerwin D.G.	Determining individual muscle forces during maximal activity: Model development, parameter determination, and validation	1994	(60)
Taylor A.	Is sensory-motor partitioning a good hypothesis?	1989	(294)
Mendell L.M.	Central partitioning may be altered during high-frequency activation of the lamotoneuron connection	1989	(70)
McGill S.M., Norman R.W.	Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression	1987	(295)
Winters J.M., Stark L.	Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints	1988	(15)
Sherif M.H., Gregor R.J.	Modelling myoelectric interference patterns during movement	1986	(71)
Abbs J.H., Gracco V.L., Cole K.J.	Control of multimovement coordination: Sensorimotor mechanisms in speech motor programming	1984	(296)
Lee W.A.	Neuromotor synergies as a basis for coordinated intentional action	1984	(297)
Chapman A.E.	The mechanical properties of human muscle	1985	(72)
Continua na próxima página			

Tabela 9 – Continuação conforme página anterior

Autor	Título do Trabalho	Ano	Citação
Seireg A., Arvikar R.J.	A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system	1973	(298)
Hogan N., Mann R.W.	Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography—Part I: Derivation of the Optimal Myoprocessor	1980	(61)
Aoi S., Ohashi T., Bamba R., Fujiki S., Tamura D., Funato T., Senda K., Iva- nenko Y., Tsuchiya K.	Neuromusculoskeletal model that walks and runs across a speed range with a few motor control parameter changes based on the muscle synergy hypothesis	2019	(299)

## ANEXO B LISTA DE ARTIGOS COM MAIOR RELEVÂNCIA

Tabela 10: Lista de Artigos de Alta relevância.

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Wen J., Raison M., Achiche S.	Using a cost function based on kinematics and electromyographic data to quantify muscle forces	2018
Carlos Q., Margarida A., Jorge A., Goncalves S.B., João F.	Influence of the Musculotendon Dynamics on the Muscle Force-Sharing Problem of the Shoulder- A Fully Inverse Dynamics Approach	2018
Pan L., Crouch D.L., Huang H.	Myoelectric Control Based on a Generic Musculoskeletal Model: Toward a Multi-User Neural-Machine Interface	2018
Valentin J., Sprenger M., Pflüger D., Röhrle O.	Gradient-based optimization with B-splines on sparse grids for solving forward-dynamics simulations of three-dimensional, continuum-mechanical musculoskeletal system models	2018
Kang M.J., Shin C.S., Yoo H.H.	Modeling of Stretch Reflex Activation Considering Muscle Type	2018
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Mohammadi H., Yao H., Khademi G., Nguyen T.T., Simon D., Richter H.	Extended Kalman filtering for state estimation of a Hill muscle model	2018
Togo S., Imamizu H.	Empirical evaluation of voluntarily activatable muscle synergies	2017
Dai C., Bardizbanian B., Clancy E.A.	Comparison of Constant-Posture Force-Varying EMG-Force Dynamic Models about the Elbow	2017
Ueyama Y.	Optimal feedback control to describe multiple representations of primary motor cortex neurons	2017
Jayaneththi V.R., Vilorio J., Wiedemann L.G., Jarrett C., McDaid A.J.	Robotic assessment of neuromuscular characteristics using musculoskeletal models: A pilot study	2017
Jalaleddini K., Golkar M.A., Kearney R.E.	Measurement of Dynamic Joint Stiffness from Multiple Short Data Segments	2017
Röhrle O., Sprenger M., Schmitt S.	A two-muscle, continuum-mechanical forward simulation of the upper limb	2017
Teka W.W., Hamade K.C., Barnett W.H., Kim T., Markin S.N., Rybak I.A., Molkov Y.I.	From the motor cortex to the movement and back again	2017
Xu X., Lin J.-H., McGorry R.W.	An entropy-assisted musculoskeletal shoulder model	2017
Davidson A.D., Charles S.K.	Fundamental Principles of Tremor Propagation in the Upper Limb	2017
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Bueno D.R., Montano L.	Neuromusculoskeletal model self-calibration for on-line sequential Bayesian moment estimation	2017
Dal Maso F., Begon M., Raison M.	Methodology to customize maximal isometric forces for hill-type muscle models	2017
Tu X., Han H., Huang J., Li J., Su C., Jiang X., He J.	Upper Limb Rehabilitation Robot Powered by PAMs Cooperates with FES Arrays to Realize Reach-to-Grasp Trainings	2017
YuWei W., HanWu H.	Research on the motion characteristic of elbow joint angle based on the sEMG of single muscle	2016
Dao T.T.	Rigid musculoskeletal models of the human body systems: A review	2016
Li F., Li H., Hu W., Su S., Wang B.	SIMULATION of MUSCLE ACTIVATION with COUPLED NONLINEAR FE MODELS	2016
Sartori M., Llyod D.G., Farina D.	Neural data-driven musculoskeletal modeling for personalized neurorehabilitation technologies	2016
Zhang S., Guo S., Gao B., Huang Q., Pang M., Hirata H., Ishihara H.	Muscle strength assessment system using sEMG-based force prediction method for wrist joint	2016
Gudarzi M., Ehsani H., Rostami M.	A general-purpose framework to simulate musculoskeletal system of human body: using a motion tracking approach	2016
Kulkarni T., Udandawadiker R.	Modeling of muscle force at varied joint angles of the human arm and estimation of gripping force using surface EMG	2016
Continua na próxima página		



**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Quental C., Folgado J., Ambrósio J., Monteiro J.	Critical analysis of musculoskeletal modelling complexity in multi-body biomechanical models of the upper limb	2015
Mizrahi J.	Mechanical impedance and its relations to motor control, limb dynamics, and motion biomechanics	2015
Siebert T., Till O., Blickhan R.	Work partitioning of transversally loaded muscle: Experimentation and simulation	2014
Vilimek M.	An artificial neural network approach and sensitivity analysis in predicting skeletal muscle forces	2014
Williams I., Constantinou T.G.	Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: A simulation study	2014
Zadpoor A.A.	Open forward and inverse problems in theoretical modeling of bone tissue adaptation	2013
Szpinda M., Paruszczyńska-Achtel M., Dąbrowska M., Badura M., Elmińska-Wenda G., Sobolewska A., Szpinda A.	The normal growth of the biceps brachii muscle in human fetuses	2013
Jagodnik K.M., van den Bogert A.J.	Optimization and evaluation of a proportional derivative controller for planar arm movement	2010
Winter S.L., Challis J.H.	The expression of the skeletal muscle force-length relationship in vivo: A simulation study	2010
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Louis N., Gorce P.	Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: A comparative study	2009
Valero-Cuevas F.J., Hoffmann H., Kurse M.U., Kutch J.J., Theodorou E.A.	Computational Models for Neuro-muscular Function	2009
Li L., Tong K.Y., Hu X.L., Hung L.K., Koo T.K.K.	Incorporating ultrasound-measured musculotendon parameters to subject-specific EMG-driven model to simulate voluntary elbow flexion for persons after stroke	2009
Audenaert A., Audenaert E.	Global optimization method for combined spherical-cylindrical wrapping in musculoskeletal upper limb modelling	2008
Pennestrì E., Stefanelli R., Valentini P.P., Vita L.	Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb	2007
Guigon E., Baraduc P., Desmurget M.	Computational motor control: Redundancy and invariance	2007
Cavallaro E.E., Rosen J., Perry J.C., Burns S.	Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm	2006
Camilleri M.J., Hull M.L.	Are the maximum shortening velocity and the shape parameter in a Hill-type model of whole muscle related to activation?	2005
Koo T.K.K., Mak A.F.T.	Feasibility of using EMG driven neuromusculoskeletal model for prediction of dynamic movement of the elbow	2005
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Langenderfer J., LaScalza S., Mell A., Carpenter J.E., Kuhn J.E., Hughes R.E.	An EMG-driven model of the upper extremity and estimation of long head biceps force	2005
Raikova R.T., Aladjov H.Ts.	Comparison between two muscle models under dynamic conditions	2005
Haug E., Choi H.-Y., Robin S., Beaugonin M.	Human Models for Crash and Impact Simulation	2004
Koo T.K.K, Mak A.F.T, Hung L.K	In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: Applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects	2002
Garner B.A., Pandy M.G.	Musculoskeletal model of the upper limb based on the visible human male dataset	2001
Feng C.J., Mak A.F.T., Koo T.K.K.	A surface emg driven musculoskeletal model of the elbow flexion-extension movement in normal subjects and in subjects with spasticity	1999
Rosen J., Fuchs M.B., Arcan M.	Performances of hill-type and neural network muscle models - Toward a myosignal-based exoskeleton	1999
Stroeve S.	Neuromuscular control model of the arm including feedback and feedforward components	1998
Stroeve S.	A learning feedback and feedforward neuromuscular control model for two degrees of freedom human arm movements	1997
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Tsirakos D., Baltzopoulos V., Bartlett R.	Inverse optimization: Functional and physiological considerations related to the force-sharing problem	1997
Gonzalez R.V., Hutchins E.L., Barr R.E., Abraham L.D.	Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex	1996
Lemay M.A., Crago P.E.	A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist	1996
Winters J.M.	How detailed should muscle models be to understand multi-joint movement coordination?	1995
Challis J.H., Kerwin D.G.	Determining individual muscle forces during maximal activity: Model development, parameter determination, and validation	1994
Caldwell G.E., Chapman A.E.	The general distribution problem: A physiological solution which includes antagonism	1991
Lagassé P.P., Roy M.-A.	Functional electrical stimulation and the reduction of co-contraction in spastic biceps brachii	1989
Mendell L.M.	Central partitioning may be altered during high-frequency activation of the lamotoneuron connection	1989
Winters J.M., Stark L.	Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints	1988
Sherif M.H., Gregor R.J.	Modelling myoelectric interference patterns during movement	1986
Continua na próxima página		

**Tabela 10 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Título do Trabalho</b>	<b>Ano</b>
Chapman A.E.	The mechanical properties of human muscle	1985
Hogan N., Mann R.W.	Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography—Part I: Derivation of the Optimal Myoprocessor	1980

## ANEXO C ANÁLISE DOS ARTIGOS DE ALTA RELEVÂNCIA

Tabela 11: Análise dos artigos de alta relevância

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(33)	NI	Crowninshield	NI	SIM/SIM	1	SIM	Buterworth passa- baixa 10Hz	NI	4	17

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(38)	Vivo	cross-bridge	NI	NI/NI	3	SIM	Butterworth passa alta 20Hz, 500Hz, retificado onda completa, passa baixa de 2Hz ordem zero.	1000	11	NI
Continua na próxima página										

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(43)	NI	Crouch 2016	NI	NI/NI	1	SIM	Butterwoth 4 ordem passa alta 40Hz, nor- malizado maximos, retifi- cado onda completa e passa baixa de 6Hz	1000	4	NI
(43)	NI	Röhrle	NI	NI/NI	1	NI	NI	NI	2	NI
(39)	Vivo	Hill	NI	NÃO/SIM	1	SIM	Butterworth passa banda	NI	1	NI
(46)	NI	Hill	NI	NI/NI	1	SIM	Kalman	NI	2	NI
Continua na próxima página										



Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(34)	NI	muscle synergy model	NI	SIM/NÃO	NI	SIM	Butterworth segunda ordem passa baixa de 3Hz, normalizado e retificado onda completa	2000	13	10
(35)	NI	NI	Estudo forças	NI/NI	1	SIM	Butterworth oitava ordem passa alta 15Hz, Butterworth quarta ordem passa baixa 1800 Hz	4096	2	65

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(68)	NI	winter	NI	NI/NI	2	NI	NI	NI	NI	NI
(8)	Vivo	Hill	Terapias de reabilitação, exoesqueleto	SIM/NÃO	2	SIM	Butterworth quarta ordem passa banda 10Hz e 512Hz, filtro RMS, normalizado pelo máximo	2048	2	5
(40)	NI	NI	Reabilitação	SIM/NÃO	4	SIM	Filtro Bessel de oitava ordem, retificado.	NI	NI	1
(47)	Vivo	SIM	NI	NI/NI	1	SIM	NI	NI	2	NI

Continua na próxima página

**Tabela 11 – Continuação conforme página anterior**

<b>Autor</b>	<b>Parâmetros</b>	<b>Modelo</b>	<b>Aplicação</b>	<b>Saud./Espast.</b>	<b>Juntas</b>	<b>EMG</b>	<b>Filtro</b>	<b>Freq. (Hz)</b>	<b>Nº Musc.</b>	<b>Nº Pacientes</b>
”(62)	NI	Harischandra and Ekeberg [73]	Geração do movimento através do cortex Motor	NI/NI	2	NI	NI	NI	NI	NI
”(48)	NI	Dickerson et al., 2007).	NI	NI/NI	1	SIM	Butterworth quarta ordem passa-banda 10-400Hz, normalizado pelos máximos	NI	8	NI
(49)	Vivo	SIM	Parkinson	NÃO/SIM	3	NI	NI	NI	NI	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(30)	Vivo	Hill	Reabilitação	SIM/NÃO	1	SIM	Butterworth quarta or- dem passa alta 30Hz, retificação de onda completa, passa baixa de 6Hz, nor- malizado através do máximo	2400	9	21
(50)	NI	Hill	NI	NI/NI	1	SIM	NI	NI	2	5
(44)	Vivo	NI	Revisão bi- bliográfica	SIM/NÃO	NI	SIM	NI	NI	NI	NI
(56)	Animais	Hill	impacto dos acidentes de carro	NI/NI	NI	NI	NI	NI	1	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(7)	Vivo	Giat	Reabilitação/Reforço	NI/SIM	1	SIM	Butterworth primeira ordem passa alta 20,200,400Hz, retificado onda completa, passa baixa 2Hz	3000	4	7
(51)	Vivo	Hill	NI	NI/NI	NI	SIM	NI	NI	NI	3
(41)	NI	Hill	Estudo forças	NI/NI	2	SIM	passa banda de 5-500Hz	NI	5	21

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(42)	NI	GARNER E PANDY	NI	NI/NI	6	SIM	Butterworth fase zero passa alta 20Hz, passa baixa 450Hz, retificado onda com- pleta, passa baixa 2Hz	1000	8	1
(57)	Vivo	NI	NI	NI/NI	2	SIM	NI	NI	NI	NI
(69)	Animais	Siebert	NI	NI/NI	NI	NÃO	NI	NI	NI	NI
(52)	Fetos	NI	Análise de Fetos	NI/NI	NI	NI	NI	NI	1	24
(63)	Vivo	NI	NI	NI/NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(32)	NI	ZAJAC	REabilitação	SIM/NÃO	2	SIM	Butterworth décima or- dem passa alta 20Hz, retificação de onda completa, passa baixa terceira ordem 2Hz	1080	4	10
(45)	Cadáver	Winters	reabilitação	NI/NI	2	SIM	Kalman	NI	4	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(18)	Vivo	Giat	Reabilitação	SIM/SIM	1	SIM	Retificação de onda completa, passa banda de 10-500 Hz, Butterworth de segunda ordem passa-baixa de 3Hz	2000	3	2
(64)	Cadáver	Garner e Pandy	NI	NI/NI	1	NI	NI	NI	1	NI
(53)	NI	Zajac	NI	NI/NI	1	SIM	Passa baixa	NI	2	NI
(58)	NI	Hill	NI	NI/NI	3	SIM	Passa baixa	NI	NI	NI

Continua na próxima página



Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(36)	NI	Garner e Pandy	Reabilitação	NI/SIM	3	SIM	Butterworth de quarta ordem passa alta 20Hz, Filtro de entalhe 60Hz, passa baixa 5Hz, normalizado e retificado onda completa	1000	12	NI
(37)	NI	ZAJAC	Reabilitação	NI/NI	1	SIM	passa baixa de 450 Hz e passa alta de 5 Hz	1000	2	14

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(17)	Vivo	Giat	Reabilitação	SIM/SIM	1	SIM	Retificação de onda completa, Butterworth segunda ordem passa baixa 3Hz, normalizado, passa banda	NI	4	2
(54)	Vivo	Kaufman	NI	NI/NI	1	SIM	NI	NI	1	NI
(55)	Vivo	Raiakova	NI	NI/NI	1	SIM	NI	NI	1	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(4)	Vivo	Giat	reabilitação	SIM/SIM	1	SIM	passa banda 10-500 e 10-1000 Hz, retificado onda completa, passa baixa de 3Hz	2000	3	10
(16)	Cadáver	Garner e Pandy	NI	NI/NI	3	NÃO	NI	NI	42	NI
(5)	Vivo	Giat	Reabilitação	SIM/SIM	1	SIM	Butterworth passa banda 30-500 Hz	1000	7	4

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(6)	NI	Hill	Reabilitação	NI/NI	1	SIM	Butterworth de quarta ordem passa alta de 10Hz, retificação de onda completa, passa baixa de quarta ordem 6Hz e normalização pelo máximo	NI	3	1
(65)	Cadáver	Winters	NI	NI/NI	2	SIM	NI	NI	NI	NI
(66)	Cadáver	Winters	NI	NI/NI	2	SIM	NI	NI	NI	NI

Continua na próxima página

Tabela 11 – Continuação conforme página anterior

Autor	Parâmetros	Modelo	Aplicação	Saud./Espast.	Juntas	EMG	Filtro	Freq. (Hz)	Nº Musc.	Nº Pacientes
(31)	Vivo	Zajac, Garner e Pandy e Giat	REabilitação	SIM/NÃO	1	SIM	Passa banda de 50-200Hz, retificado, passa baixa 10Hz	1000	7	7
(59)	NI	ZAJAC	NI	NÃO/SIM	2	NÃO	NI	NI	20	NI
(67)	Cadáver	Winters	NI	NI/NI	1	SIM	NI	NI	NI	NI
(60)	Cadáver	Hill	NI	NI/NI	1	NÃO	NI	NI	3	6
(70)	NI	NI	NI	NI/NI	NI	NÃO	NI	NI	NI	NI
(15)	Cadáver	Winters	NI	NI/NI	3	SIM	NI	NI	50	NI
(71)	NI	Hill	NI	NI/NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI
(72)	NI	Hill	NI	NI/NI	NI	NI	NI	NI	NI	NI
(61)	NI	Hogan	NI	NI/NI	NI	SIM	Kalman	NI	NI	NI

**ANEXO D FORMULÁRIO PARA PACIENTES PARTICI-  
PANTES DA PESQUISA**

# Formulário de Pacientes

*Projeto de modelagem muscular para pacientes com e sem espasticidade*

Paciente

1

Nome:

Sexo:

Fem

Masc

Idade:

---

Peso:

---

Circunferência Biceps:

cm

---

Circunferência Triceps:

cm

---

Comprimento Ombro-Cotovelo:

cm

---

Comprimento Cotovelo-pulso:

cm

---

Qual ano que sofreu trauma?

---

Que tipo de trauma sofreu?

---

---

Realiza fisioterapia a quanto tempo?

---

---

Realiza fisioterapia com que frequência?

---

---

Acompanhante teste Anhanguera:

---

Acompanhante teste FURG:

---