

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

FABIAN YOUSSEF AMER

**ESTUDO E ANÁLISE DE MODELAGEM DO SISTEMA NEUROMUSCULAR PARA
REFLEXOS MUSCULARES**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CORNÉLIO PROCÓPIO
2018

FABIAN YOUSSEF AMER

**ESTUDO E ANÁLISE DE MODELAGEM DO SISTEMA NEUROMUSCULAR PARA
REFLEXOS MUSCULARES**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado à disciplina Trabalho de conclusão de curso 2, do curso de Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Dr. Wagner Endo

CORNÉLIO PROCÓPIO

2018



**Universidade Tecnológica Federal do Paraná Campus
Cornélio Procópio
Departamento Acadêmico de
Elétrica Curso de Engenharia
Elétrica**



FOLHA DE APROVAÇÃO

Fabian Youssef Amer

Estudo e Análise de Modelagem do Sistema Neuromuscular para Reflexos Musculares

Trabalho de conclusão de curso apresentado às 16:30hs do dia 23/11/2018 como requisito parcial para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista no programa de Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná. O candidato foi arguido pela Banca Avaliadora composta pelos professores abaixo assinados. Após deliberação, a Banca Avaliadora considerou o trabalho aprovado.

Prof(a). Dr(a). Wagner Endo - Presidente (Orientador)

Prof(a). Dr(a). Paulo Rogério Scalassara - (Membro)

Prof(a). Dr(a). Cristiano Marcos Agulhari - (Membro)

A folha de aprovação assinada encontra-se na coordenação do curso.

RESUMO

AMER, Fabian. **Estudo e Análise de Modelagem do Sistema Neuromuscular Para Reflexos Musculares**. 2017. 65 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Engenharia Elétrica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2017.

Com o crescente avanço das tecnologias na área de Engenharia Biomédica e suas aplicações para o melhoramento e a reabilitação na vida de pessoas que sofreram algum tipo de perda de órgão ou sofre de alguma doença é essencial o contínuo avanço nas áreas de saúde. Dentro da Engenharia Biomédica uma área muito importante é a neurofisiologia muscular, que além de desenvolver próteses para reposição de partes do corpo, também possui a análise para identificar anomalias nos sinais musculares e assim diagnosticar o paciente. Uma ferramenta muito importante para facilitar tais diagnósticos, assim também como desenvolvimento de novas tecnologias na área de interação cérebro-computador, é a modelagem de sistemas. Neste trabalho é feito um estudo e análise da modelagem do sistema neuromuscular com enfoque no reflexo muscular para um melhor entendimento do funcionamento do modelo neuromuscular proposto, que será validada através de testes com simulador.

Palavras-chave: Modelagem. Sistema neuromuscular. Reflexo muscular. Interação cérebro-computador.

ABSTRACT

AMER, Fabian. **Study and Analysis Modeling of the Neuromuscular System for Muscular Reflex**. 2017. 65 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) – Engenharia Elétrica. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Cornélio Procópio, 2017.

With the increasing advancement of technologies in the Biomedical Engineering area and its applications towards the improvement and the rehabilitation in the people's life who suffer from some kind of disease or organs loss, the continuous improvement in the health area is essential. A very important area within Biomedical Engineering is the muscular neurophysiology, which in addition to developing prosthesis for replacement of body's parts, also has an important analysis to identify abnormalities in the muscle through the signal acquired and how to diagnose the patient. A very important tool to ease the diagnosis and to improve the future analyzes, as well as the development of new technologies in the area of brain-computer interaction, is the system modeling. An analysis of the modeling of the neuromuscular system with reflex muscular focus will be done and validated through simulation tests.

Keywords: Modeling. Neuromuscular system. Muscular reflex. Brain-computer interaction.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema de uma cadeia de 2 neurônios.....	11
Figura 2 – Representação esquemática dos 3 estados do canal de sódio	12
Figura 3 – Representação da Unidade Motora	13
Figura 4 – Representação dos fusos neuromusculares.....	15
Figura 5 – Representação do órgão tendinoso de Golgi.....	16
Figura 6 – Geometria de registro bipolar	17
Figura 7 – Modelo de um Sistema de Controle Neuromuscular.....	18
Figura 8 – Modelo muscular de Hill	19
Figura 9 – Modelo de um Bíceps.....	21
Figura 10 – Modelo de um Tríceps	22
Figura 11 – Comparação força e comprimento com B_m a 120 Ns/m.	23
Figura 12 – Comparação força e comprimento com B_m a 300 Ns/m.	24
Figura 13 – Comparação entre força, comprimento e velocidade com ganhos elevados.	25
Figura 14 – Força, comprimento e velocidade após estímulo muscular.	27

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
1.1 Objetivos	8
1.1.1 Objetivo Geral	8
1.1.2 Objetivos Específicos	9
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
2.1 O Sistema Neuromuscular	10
2.1.1 Potencial de ação.....	11
2.1.2 Músculo e Unidades Motoras.....	12
2.1.3 Proprioceptores	14
2.2 ELETROMIOGRAMA (EMG)	16
3 METODOLOGIA	18
3.1 SOFTWARE ANIMATLAB	19
3.2 TESTES COM ESTIMULO AO MÚSCULO	20
3.2.1 Estimando Kse, Kpee Bm.....	20
3.2.2 Construção do modelo	21
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	23
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	28
6 TRABALHOS FUTUROS	29
REFERÊNCIAS	30

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, os avanços tecnológicos têm estado presentes e vêm sendo muito utilizados nos aspectos do cotidiano. Uma área que avançou muito foi a da Medicina que, trabalhando em conjunto com a área de Engenharia, trouxe vários avanços e benefícios para a sociedade. A junção das áreas de Medicina e Engenharia é conhecida como Engenharia Biomédica (MENTIS, 2008). A Engenharia Biomédica, segundo COCIAN.F (2010), compreende as aplicações das técnicas e métodos da engenharia, no estudo para soluções dos problemas das ciências médicas e biológicas, tendo a função de desenvolver instrumentos médicos para uso em hospitais, desenvolvimento de órgãos artificiais e também dispositivos prostéticos.

Dentro da Engenharia Biomédica encontram-se áreas de estudo sobre o funcionamento do corpo humano e de como podem ser desenvolvidas tecnologias para o melhoramento da análise e tratamento das pessoas. Essas áreas vão desde o estudo do sinais e comportamento do cérebro humano (Eletroencefalografia) até estudos dos sinais e comportamento dos músculos (Eletromiografia) (COCIAN.F, 2010), o qual será o foco do tema abordado neste trabalho.

A Eletromiografia (EMG) segundo PARKER (2004) é encarregada de medir a atividade elétrica dos músculos em repouso e durante a contração através dos sinais elétricos enviados pelo cérebro, podendo assim realizar análises para ver o quão saudável está o músculo. A análise de sinais de EMG é uma ferramenta muito importante para diagnóstico clínico e aplicações biomédicas. Um dos campos de maior interesse e importância na aplicação de EMG é a gestão e reabilitação da incapacidade motora (RAEZ et.al, 2006).

Um dos principais objetivos na atualidade é desenvolver tecnologias na área de interação homem-máquina ou cérebro-computador. Com o passar dos anos foram feitos avanços nessa área de interface cérebro-computador, no qual já é possível realizar movimentos complexos utilizando apenas sinais neurais (GRAIMAANN et. al, 2010). Mas um desafio ainda é o controle da força exercida pelos movimentos comandados pelo cérebro, pois há a falta de propriocepção na interação da mente com a máquina. A propriocepção nada mais é do que a percepção espacial e de força que o corpo possui para manter um equilíbrio postural e de intensidade para os movimentos, sem precisar do uso constante da visão para determinadas tarefas (MENG et. al, 2016).

A modelagem é definida por DEVASAHAYAM (2013) como sendo o desenvolvimento matemático, elétrico e químico no qual o comportamento se aproxima muito do comportamento de um sistema fisiológico particular. A modelagem se baseia em dados experimentais para definir uma relação básica entre parâmetros, onde essa modelagem é conhecida como “*Black Box*” ou “*Testes Funcionais*”. Hoje em dia é muito utilizada a análise matemática de uma forma analítica ou numérica, no qual a última ficou mais atrativa devido ao fato do grande avanço na área computacional. Essa análise gera como resultado equações matemáticas que irão imitar o comportamento fisiológico do sistema. Esse modelo é de grande uso em pesquisas fisiológicas onde o comportamento do modelo é usado para validar dados experimentais e até estudar e prever comportamentos do sistema fisiológico em que são difíceis de produzir, para isso é usado experimentação computacional.

A modelagem do sistema também colabora para futuros testes, onde é possível se fazer uma análise dos parâmetros desejados, podendo assim detectar possíveis anomalias. Em específico, na área neuromuscular, os parâmetros já pré-estabelecidos no modelo facilitam a análise clínica para fins de mudanças patológicas nesses parâmetros, podendo assim ser frequentemente usado para explicar desordens nos movimentos. Por exemplo, o músculo esquelético periférico pode sofrer mudanças devido a propriedades musculares como a velocidade de contração, que em um modelo explanado por DEVAHASAYAM (2013), corresponde a uma constante de tempo de resposta do músculo. Fisiologicamente falando, isso pode ocorrer por exemplo devido ao tipo de fibra muscular. Mas tudo isso é facilitado na análise clínica graças a uma modelagem de controle.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Este trabalho propõe um estudo e análise de uma modelagem do sistema neuromuscular, sendo direcionado ao reflexo muscular. Com essa análise, é possível verificar o modelo estudado, para assim saber seu comportamento.

1.1.2 Objetivos Específicos

Compreender a relação de força e comprimento que o cérebro recebe de feedbacks vindo dos músculos, assim como os principais parâmetros que influenciam nesse sistema neuromuscular.

Realizar um estudo detalhado sobre o sistema de controle existente baseado no reflexo muscular.

Realizar testes de *software* através de simulador neuromuscular para análise de gráficos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são fornecidos os principais conceitos para se entender melhor o desenvolvimento do trabalho, que está organizado da seguinte forma: a Seção 2.1 faz uma breve abordagem da parte anatômica e fisiológica do sistema neuromuscular, que ainda será subdividido para explicações mais aprofundadas; a Seção 2.1.1 faz uma breve introdução ao potencial de ação, explicando seu funcionamento e importância para o sistema neuromuscular; na Seção 2.1.2 são abordados conceitos sobre o músculo e unidades motoras; a Seção 2.1.3 finaliza a parte de anatomia e fisiologia, onde é elucidado o conceito de proprioceptores. Na Seção 2.2 é feita uma explicação do funcionamento de um Eletromiograma e, para concluir o Capítulo, na Seção 2.3 é feita uma breve explicação sobre diagrama de blocos.

2.1 O Sistema Neuromuscular

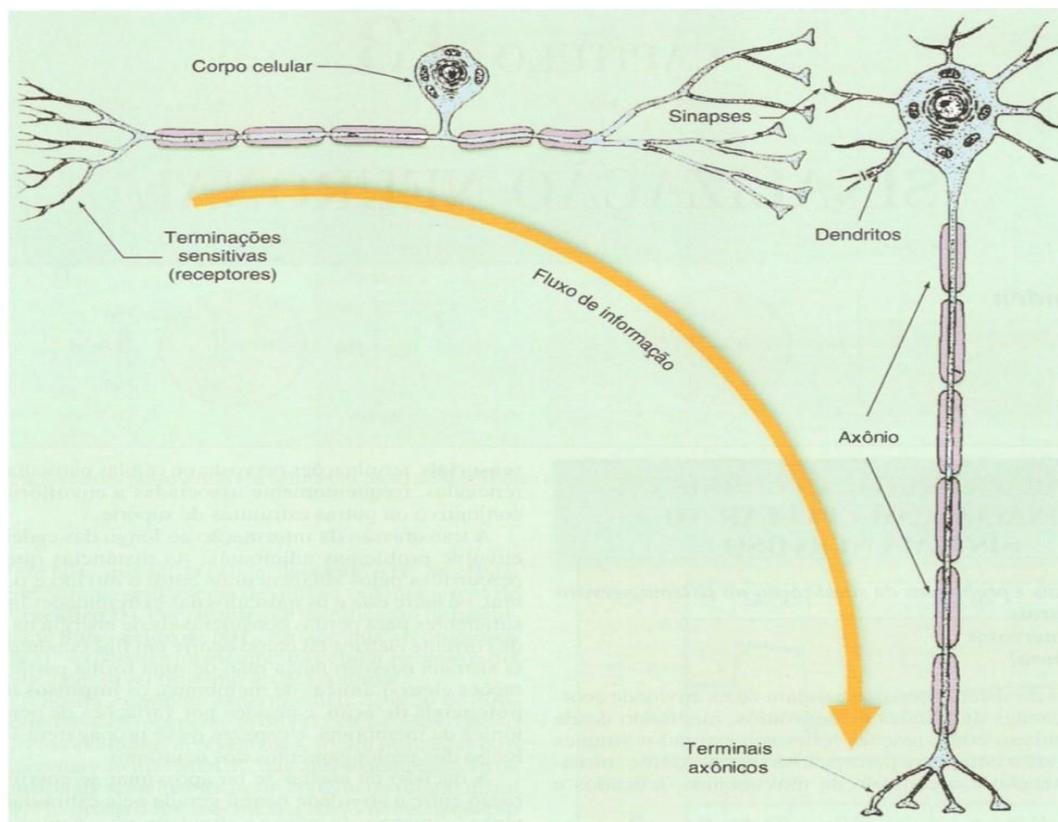
Para um melhor entendimento sobre como funciona o movimento dos músculos, o que causa esse funcionamento e como é feito o processo, primeiro é preciso entender o conceito de sistema neuromuscular e como ele é constituído. Nas próximas Seções exemplificado de uma forma mais aprofundada sobre cada parte constituinte desse sistema e suas funções.

O sistema neuromuscular corresponde à interação entre o sistema nervoso e o sistema muscular. Segundo GUYTON (1988) o sistema nervoso é dividido em três principais subsistemas. O primeiro é o eixo sensorial, que possui a função de transmitir sinais das terminações sensoriais periféricas para partes da medula espinhal, tronco cerebral, cerebelo e córtex. A segunda é o eixo motor, no qual possui a função de conduzir sinais neurais para os músculos. E por último vem o sistema integrador o qual analisa a informação sensorial e a armazena na memória para um uso futuro.

O sistema nervoso é dividido por duas partes, o sistema nervoso central, o qual é formado pelo encéfalo e pela medula espinhal, e o sistema nervoso periférico. O encéfalo é a principal área integradora do sistema nervoso, ou seja, o local onde são armazenadas as memórias, são elaborados pensamentos e gerados emoções. Já a medula espinhal exerce duas funções importantes, a primeira é a de condutora por vias nervosas, tanto saindo ou vindo do cérebro e, a segunda é que ela serve como área integradora para a coordenação de atividades neurais associadas a execução de movimentos, esses voluntários ou não (HALL,2006).

O tecido muscular é inervado por neurônios chamados de motoneurônios (MNs), que possuem um potencial de ação (quando um sinal é transmitido ao longo de uma fibra nervosa), que quando atingem um terminal sináptico sobre uma fibra muscular, acarretam na formação de uma onda de despolarização no Ação de Potencial das Unidades Motoras (MUAPs), fazendo assim ocorrer o fenômeno da contração. Os MNs e o conjunto de fibras musculares formam o que é chamado de unidade motora (MU) (HALL,2006). Na Figura 1 é possível ver o esquema de uma cadeia com dois neurônios, sendo possível ver as partes constituintes do mesmo e o sentido do fluxo de informação.

Figura 1 – Esquema de uma cadeia de 2 neurônios.



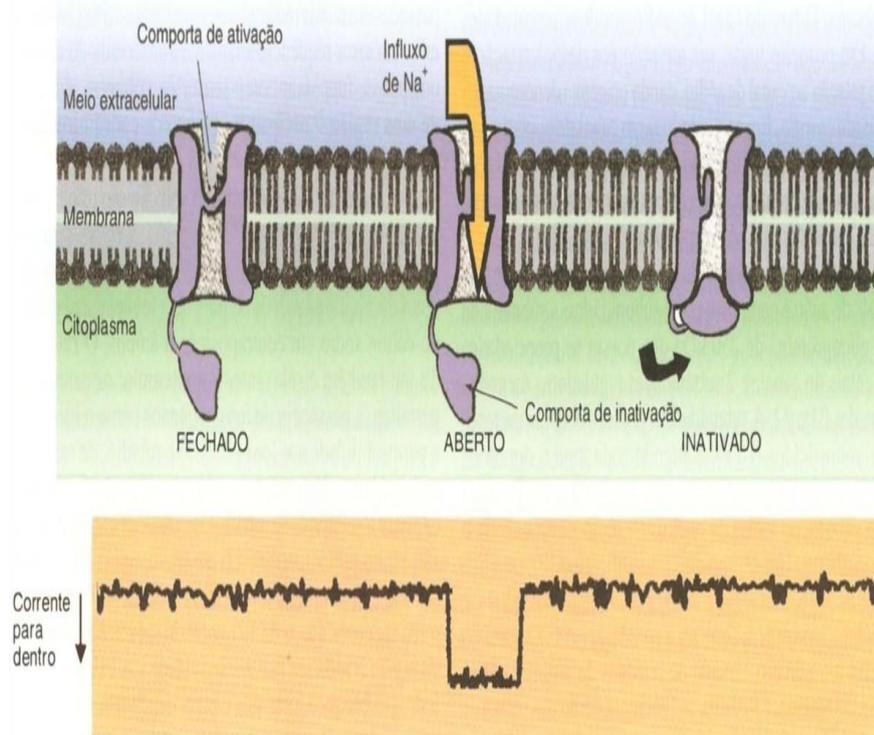
Fonte: AIRES (2012, p.214)

2.1.1 Potencial de ação

Segundo GUYTON (1988), toda célula possui um potencial elétrico que ocorre através de sua membrana, que é chamado de potencial de membrana, esse potencial ocorre pela diferença de concentração iônica dos líquidos fora e dentro (extra e intracelular, respectivamente) da membrana. A concentração extracelular é predominantemente de íons Sódio (Na^+), enquanto a concentração intracelular possui

predominância de íons Potássio (K^+), como é ilustrado na Figura 2. Em estado de repouso o potencial de membrana de uma fibra nervosa é aproximadamente de -90 mV .

Figura 2 - Representação esquemática dos 3 estados do canal de sódio



Fonte: AIRES (2012, p.219)

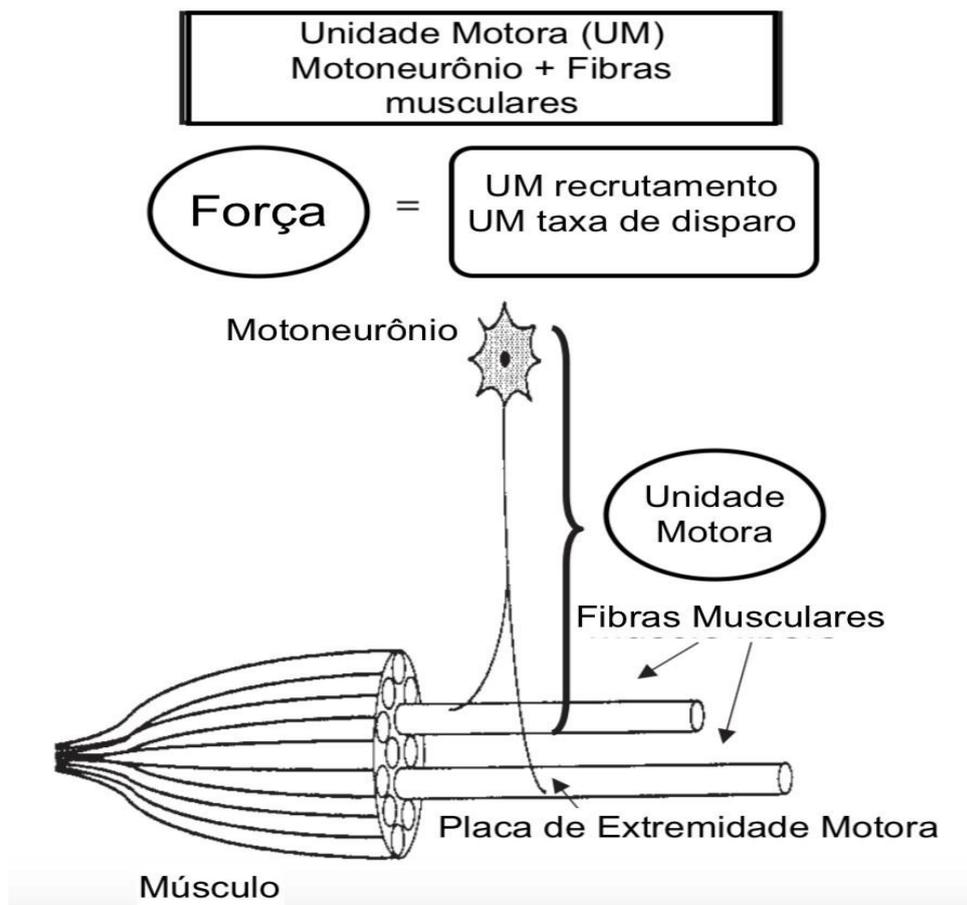
Quando um sinal é transmitido através de uma fibra nervosa, ocorre uma série de variações, o qual é chamado de potencial de ação. Esse sinal só pode ser transmitido devido ao fato de que a permeabilidade da membrana aos íons Na^+ sofre um grande aumento, ao contrário, por exemplo de quando esta no estado de repouso, onde a permeabilidade para esses íons é muito baixa. Esse processo onde os íons de Sódio penetram a membrana e produzem uma positividade interior acarretando no início do potencial de ação é chamado de despolarização. Após ocorrer o processo de despolarização, a membrana torna-se novamente impermeável aos íons Na^+ , fazendo com que esses íons retornem para o meio externo e com essa perda de íons positivos para parte externa da membrana, a parte intracelular torna-se negativa novamente, acontecendo o que é chamado de repolarização. A partir desse momento, a fibra nervosa estará apta novamente a transmitir sinais de impulsos nervosos (AIRES, 2012).

2.1.2 Músculo e Unidades Motoras

Os músculos são divididos em esqueléticos, lisos e cardíacos, onde o foco será no músculo esquelético para este trabalho. Segundo HALL et al (2006) as principais funções desse músculo são: produção de movimento, estabilização da articulação e manutenção da postura e produção de calor. Os músculos possuem quatro propriedades que ajudam a realização dessas funções: excitabilidade elétrica, contratilidade, extensibilidade e elasticidade. A excitabilidade elétrica é a produção de potenciais de ação que irão se propagar pelas fibras. A contratilidade é a capacidade do músculo se contrair quando recebe um estímulo elétrico. Extensibilidade faz com que o músculo se estire, mantendo assim a contratilidade. E a elasticidade é a característica do músculo de retornar ao seu comprimento de repouso, mesmo após um estiramento ou uma contração.

Segundo GUYTON (1988) as fibras musculares em uma MU estão divididas em vários feixes, cada feixe com um grupo reduzido de fibras que estão dispersos em todo o corpo do músculo. Um exemplificação de uma unidade motora pode ser vista na Figura 3.

Figura 3 – Representação da Unidade Motora



Com a unidade motora é possível modular a força utilizada pelo músculo. Por exemplo, em uma contração voluntária, a força é modulada pela combinação de unidades motoras e nas mudanças de suas frequências de ativação. Quanto maior for o número de unidades motoras adicionais ativadas e sua taxa de disparo, maior será a força exercida no determinado movimento (PARKER, 2004). Como a quantidade de unidades motoras ativas e a sua frequência de descarga definem a atividade elétrica no músculo, ou seja, a força que o músculo exercerá, então pode-se considerar uma relação entre o eletromiograma (EMG) e a força exercida.

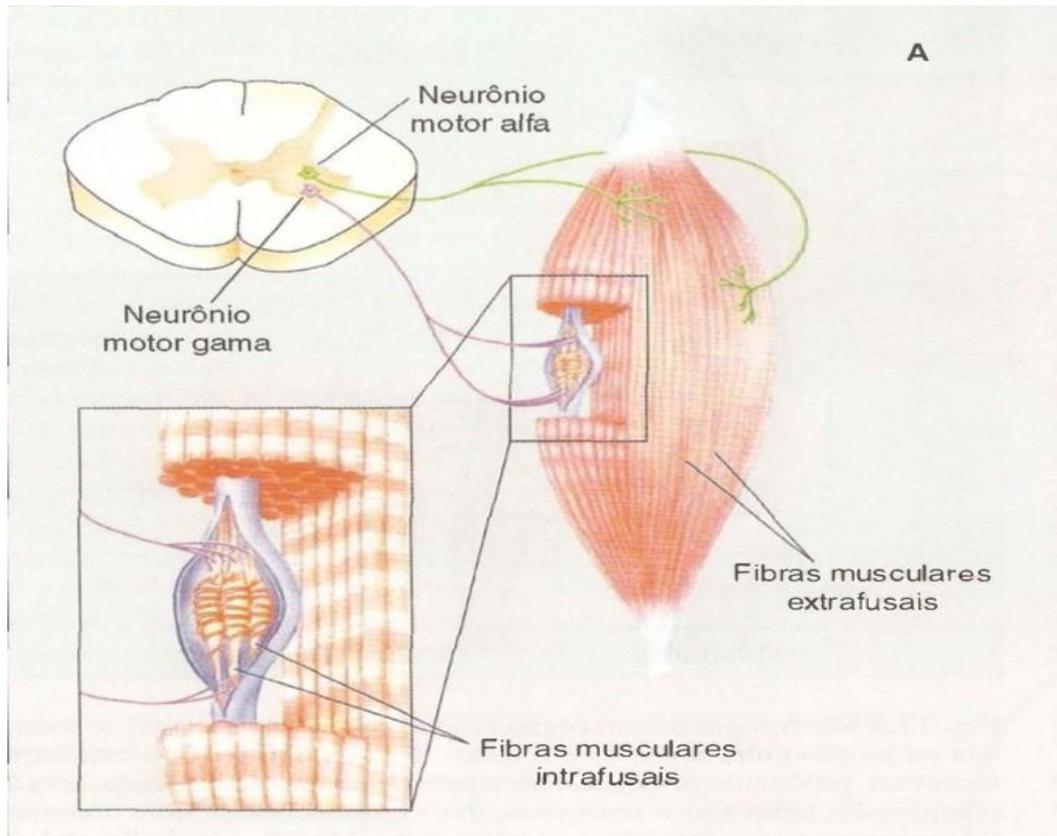
2.1.3 Proprioceptores

Uma característica muito importante que faz com que os seres humanos mantenham um equilíbrio postural e tenha noção da orientação espacial no ambiente é a propriocepção. Graças a ela é possível que controlemos a intensidade de força exercida para segurar um copo plástico sem amassá-lo ou o fato de podermos andar mesmo com irregularidades no chão sem cair, tudo isso sem precisar utilizar do sentido da visão o tempo todo.

A propriocepção ocorre devido a receptores sensoriais nos terminais nervosos encontrados nos músculos e articulações, no qual passam a informação para o cérebro sobre a posição que as juntas estão. Diversas projeções para os MNs saindo do nível espinhal tem origens de fibras sensoriais. Durante a contração muscular, as fibras mais importantes são do tipo I_a e do tipo I_b (HECKMAN; ENOKA, 2004). Essas fibras são aferentes, ou seja, enviam sinais dos receptores para o sistema nervoso central.

Duas estruturas são essenciais para a propriocepção, os fusos neuromusculares (pode ser visto na Figura 4) e o órgão tendinoso de Golgi. Os fusos neuromusculares são responsáveis pela atividade relacionada ao comprimento e velocidade de estiramento do músculo, a partir deles que as fibras aferentes I_a são produzidas. Essas fibras enviam sinais a partir dos receptores para o sistema nervoso central, onde indicam ao cérebro o quão estirado está o músculo, fazendo isso através do estímulo de motoneurônio alfa. Graças a essa noção que o cérebro recebe sobre mudanças no alongamento dos músculos, é possível saber quando esticar suas pernas quando esta caminhando ou fazendo algum exercício, ou por exemplo também esticar o braço quando estiver indo pegar algum objeto. Outro fator interessante é que a estimulação elétrica próxima ao fuso neuromuscular causa o reflexo.

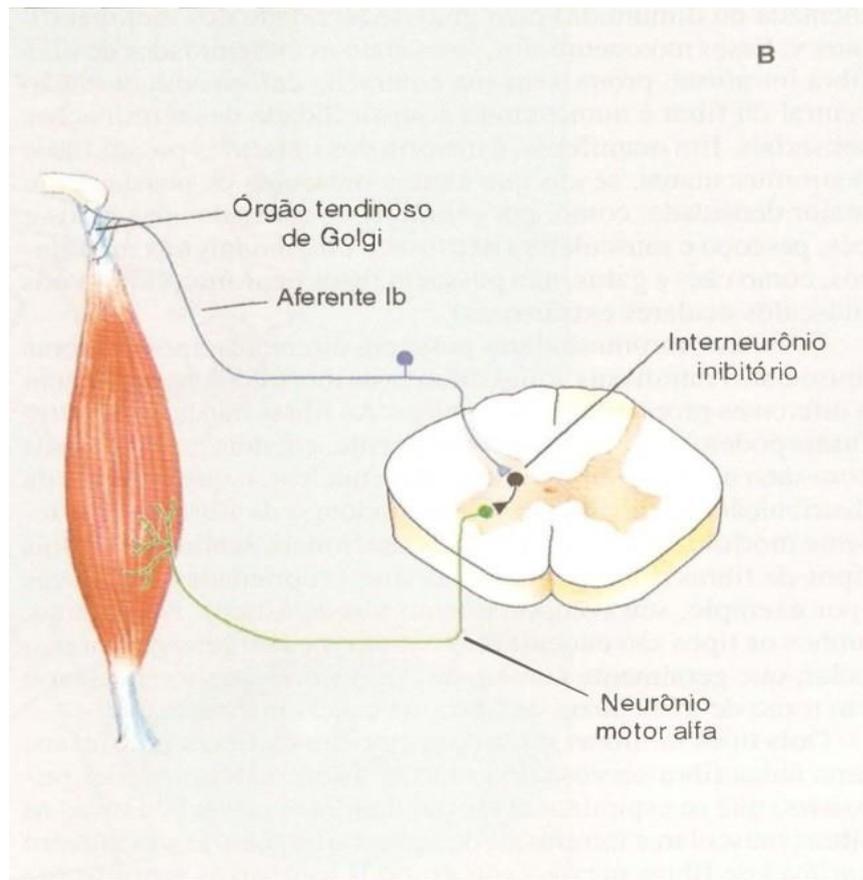
Figura 4 – Representação dos fusos neuromusculares



Fonte: AIRES (2012, p.409)

O órgão tendinoso de Golgi, representado na Figura 5, fornece os aferentes Ib que ficam no tendão perto do terminal das fibras musculares e são sensíveis a mudanças de tensão muscular. Eles são responsáveis pela manutenção da força utilizada em determinadas atividades do dia a dia, por exemplo, para alguém que está na academia praticando musculação. Graças ao órgão de Golgi o cérebro consegue saber o quanto de tensão esta sendo exercida pelos braços ou pernas, sendo assim, se o cérebro perceber que esta sendo exercida muita tensão ele irá prevenir que seja criado mais alguma tensão extra, evitando assim alguma lesão.

Figura 5 – Representação do órgão tendinoso de Golgi



Fonte: AIRES (2012, p.410)

2.2 ELETROMIOGRAMA (EMG)

O eletromiograma como já foi introduzido no Capítulo 1 é o registro da atividade elétrica dos músculos. Segundo DEVAHASAYAM (2013) normalmente os registros são feitos durante ações voluntárias do músculo. Quando ocorre o caso de captar sinais por estímulo elétrico artificial, o nome dado é atividade potencial do músculo composto (CMPA). Os registros podem ser feitos utilizando dois métodos, o intrainvasivo e o de superfície. No intrainvasivo, agulhas são inseridas até chegar ao músculo de interesse para obter os sinais provenientes dos motoneurônios. Já o método de superfície ocorre através de dois eletrodos dispostos próximos ao músculo de interesse.

No caso dos registros feitos por eletrodos de superfície DEVAHASAYAM (2013) mostra que uma função de transferência exhibe matematicamente como funciona o processo da aquisição do sinal. Primeiro considerando que uma corrente I_0 resulta em um potencial sendo induzido em cada um dos eletrodos em um tempo t . Então os potenciais criados em cada eletrodo são relacionados com uma distância r entre o ponto da fonte da

corrente até o eletrodo, onde I_o é a condutividade encontrada nos tecidos. Com todos esses dados pode-se chegar na seguinte equação 1:

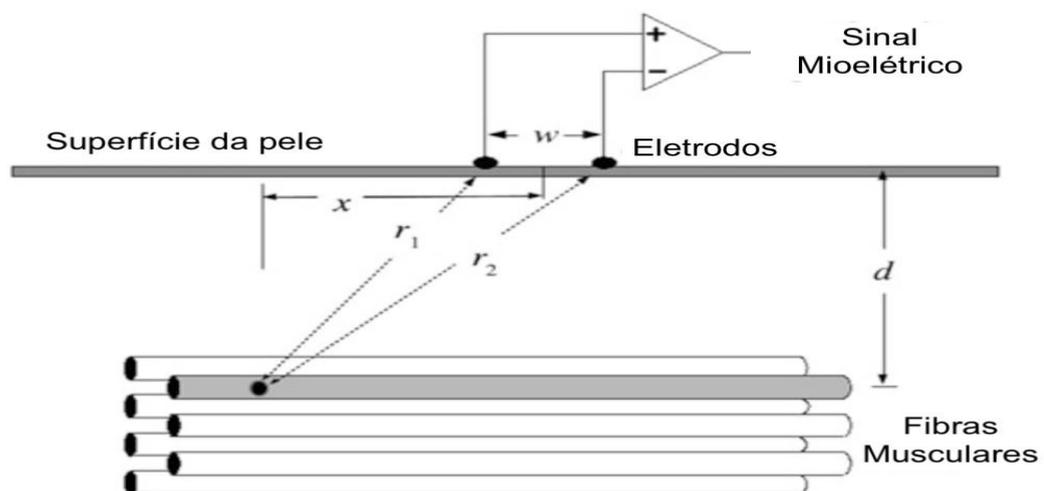
$$e = \frac{I_o}{4 \pi \sigma r} \quad (1)$$

Agora considerando que entre os eletrodos dispostos na superfície do corpo possuem uma distância w , que a distância entre a superfície e as fibras musculares é d , que $x(t)$ é a distância lateral entre um ponto de corrente e o centro do par de eletrodos em um tempo t e que a saída do registro (e_s) do sinal da superfície bipolar é a diferença entre os potenciais adquiridos por cada eletrodo, pode-se chegar nas seguinte equação 2:

$$e_s(x) = e_1 - e_2 \quad (2)$$

O exposto acima pode ser observado na Figura 6.

Figura 6 – Geometria de registro bipolar

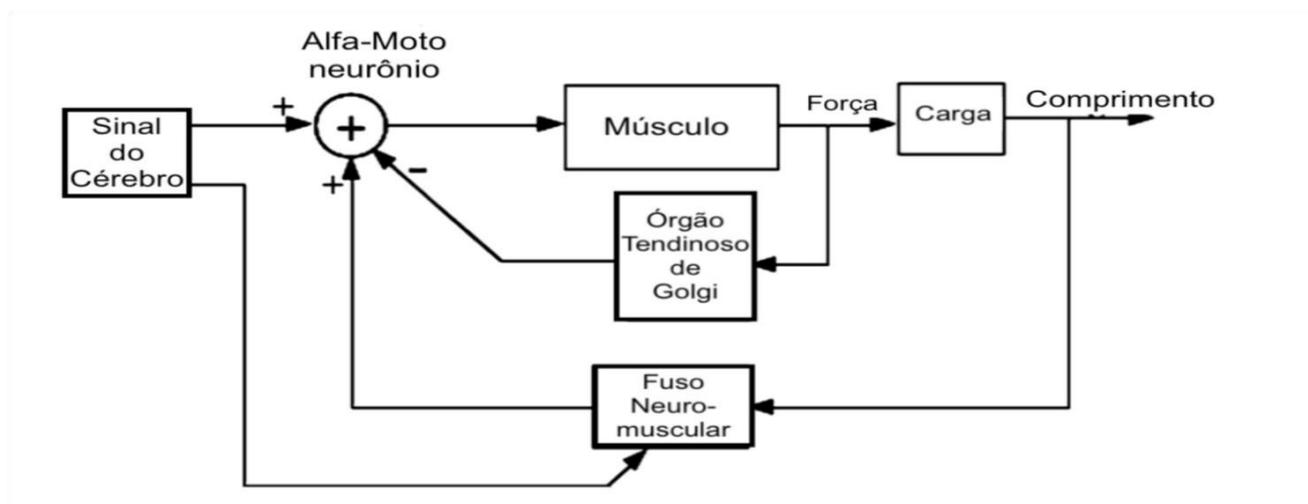


Fonte: Adaptado de DEVAHASAYAM (2013, p.258)

3 METODOLOGIA

No presente trabalho, realizou-se uma análise paramétrica do modelo neuromuscular, com o objetivo de um melhor entendimento sobre a relação de força e comprimento dos feedbacks interno e externo, respectivamente, vistos na Figura 7. Assim como também o impacto que alguns parâmetros da equação possuem no sinal de força e comprimento que o músculo proporciona ao ser estimulado, sendo eles K_{pe} , K_{se} e B_m . Esses parâmetros são encontrados na Figura 8, onde representam componentes de mola e amortecedor do modelo muscular de Hill.

Figura 7 – Modelo de um Sistema de Controle Neuromuscular

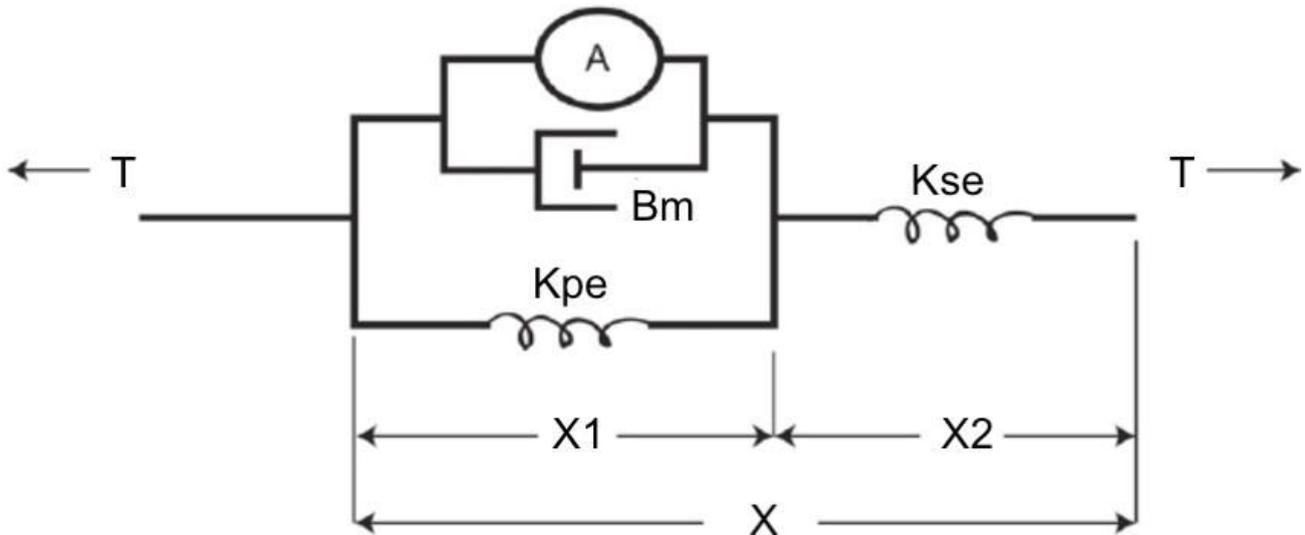


Fonte: Adaptado de DEVAHASAYAM (2013, p.258)

Com esse propósito, foi utilizado a plataforma AnimateLab para a realização das simulações de situações em que o músculo é estimulado. O AnimateLab é um software livre que proporciona diversas simulações biomecânica de seres vivos, nesse caso foi utilizado situações de estímulo ao músculo de um braço.

O software utiliza o modelo muscular de Hill, ilustrado na Figura 8. Esse modelo foi utilizado para se chegar no sistema neuromuscular representado pela Figura 7. Com o modelo de Hill é possível representar de uma forma geral, o comportamento do músculo quando contraído.

Figura 8: Modelo Muscular de Hill



Fonte: Adaptado de Animatlab

Na Figura 8 é ilustrado cada parte do modelo. B_m é o coeficiente de amortecimento e está relacionado com a relação força por velocidade. Já A representa o sarcômero, responsável pelo estímulo ao músculo, o conjunto B_m e A representa as fibras ligadas ao músculo, sendo sua força dependente do comprimento do mesmo. Em paralelo com ele está a mola K_{pe} . Uma mola K_{se} é ligada em série representando o tendão e sua rigidez, sendo ambas constantes de proporcionalidade ao comprimento.

As simulações foram feitas em dois tipos diferentes de músculos, sendo eles o bíceps e tríceps. A análise foi realizada através de comparação de gráficos em determinados instantes de tempo tanto para a força que o órgão tendinoso de Golgi proporciona ao sistema quanto para o controle de comprimento que o fuso neuromuscular realiza. Nas simulações foram feitas análises genéricas do músculo para uma melhor compreensão da relação entre comprimento de músculo e a força exercida por ele no braço de um ser humano, onde foi analisado os principais parâmetros, sendo eles, K_{se} , K_{pe} e B_m .

3.1 SOFTWARE ANIMATLAB

O software animatlab foi desenvolvido pelo Dr. David Cofer, sendo uma ferramenta que combina simulação biomecânica e redes neurais biologicamente realistas. Pode ser

construído corpo de um animal, robô ou outra máquina e alocar em um mundo virtual onde as interações físicas com o ambiente são precisas e realísticas.

No software é possível encontrar modelos musculares, que permitem que o sistema nervoso produza movimentos em torno das articulações. O programa contém um editor de corpo, onde pode-se construir diferentes modelos de partes de animais para diferentes propósitos. Uma vez construído o modelo, é possível fazer a simulação dos movimentos no ambiente virtual sob o controle de redes neurais.

No Animatlab é possível utilizar diferentes tipos de articulações em diferentes tipos de animais. Para o propósito do presente trabalho foi utilizado a simulação de um braço humano sendo articulado. Atualmente no software encontra-se limitações quanto a variedade de articulações no corpo e os parâmetros utilizados para uma representação gráfica do comportamento neuromuscular.

3.2 TESTES COM ESTÍMULO AO MÚSCULO

Na primeira etapa da simulação foram feitos testes com estímulo aos músculos, esse estímulo é feito através do uso de parâmetros de corrente onde simulam uma sinapse no corpo humano. Através de gráficos foi possível observar o comportamento que as constantes de ganho K_{se} , K_{pe} e a o parâmetro de velocidade B_m possuem quando o músculo é estimulado. Também foi possível observar a relação direta entre o feedback de força, que são levados pelas fibras aferentes I_b e o feedback de comprimento, que são levados pelas fibras aferentes I_a .

Quando aplica-se um estímulo para causar uma rápida contração no músculo, é possível estimar valores para K_{se} , K_{pe} e B_m .

3.2.1 Estimando K_{se} , K_{pe} e B_m

O simulador já traz valores pré estabelecidos para seus parâmetros, esses valores foram encontrados através da análise do gráfico de força e comprimento apresentado em um exame real. O valor de K_{se} pode ser encontrado através da equação (3).

$$K_{se} = \frac{\Delta T}{\Delta X} \quad (3)$$

Onde ΔT corresponde à variação da força no músculo e ΔX corresponde à variação de comprimento do mesmo.

Uma vez conhecido o valor de K_{se} , pode-se estimar o valor de K_{pe} também graças a análise dos gráficos de força e comprimento. O seu valor estimado pode ser encontrado através da equação (4).

$$K_{pe} = \frac{K_{se}}{\frac{\Delta X * K_{se}}{\Delta T} - 1} \quad (4)$$

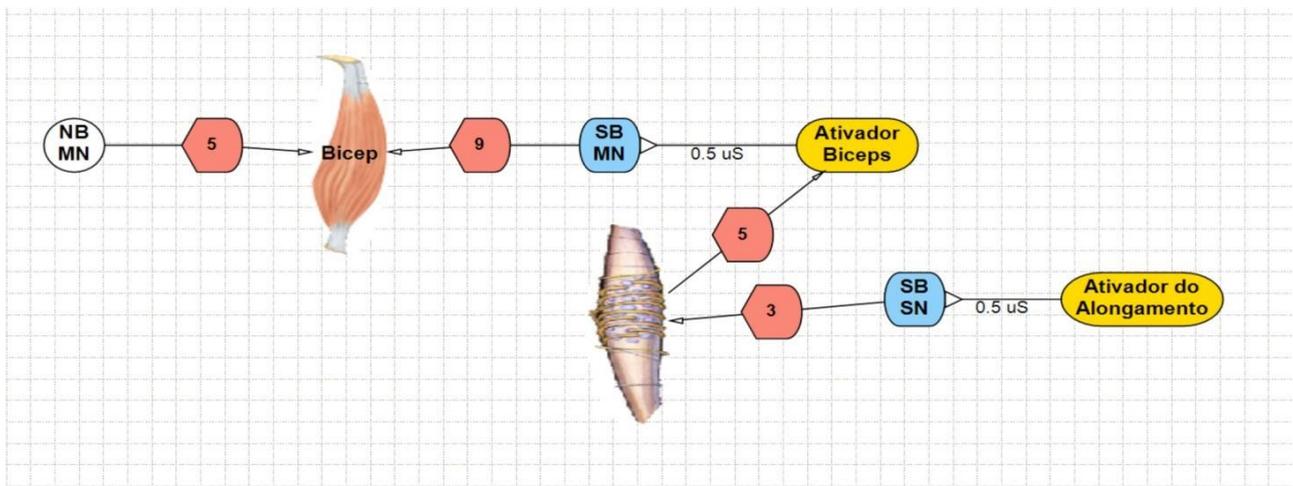
Por fim, o músculo estar totalmente esticado, sua força começa a decair até ficar constante, esse tempo de decaimento (τ) é utilizado junto aos valores de K_{se} e K_{pe} para alcançar o valor estimado de B_m como pode-se ver na equação (5).

$$B_m = \tau * (K_{se} + K_{pe}) \quad (5)$$

3.2.2 Construção do modelo

Através do simulador primeiro foi construído um modelo de reflexo de músculo para o bíceps, como pode ser visto na Figura 9.

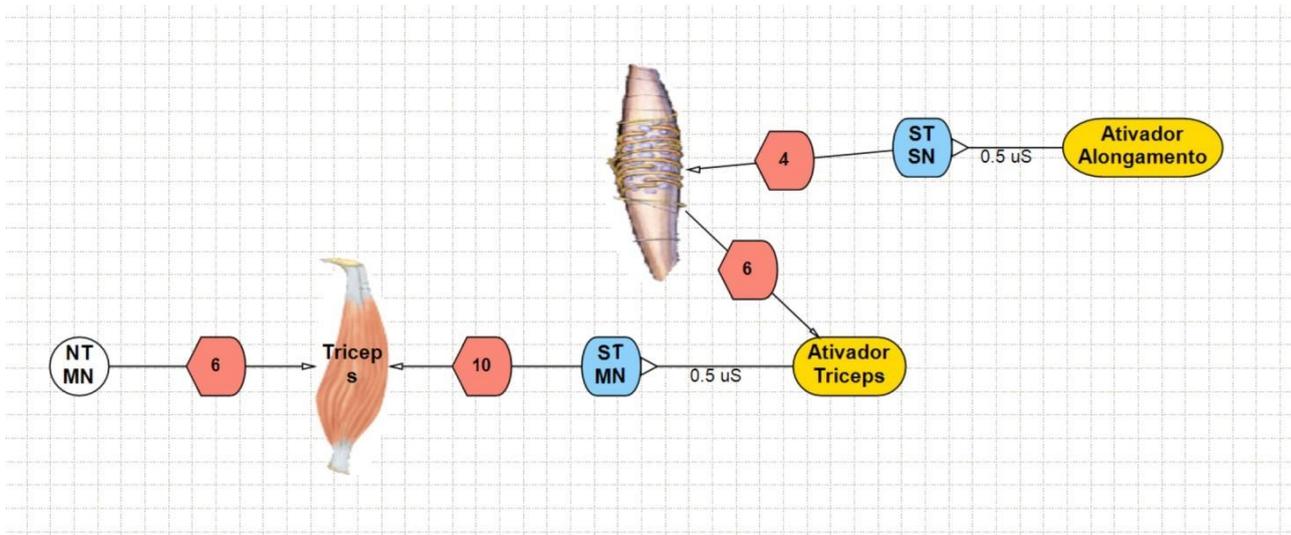
Figura 9 - Modelo de um bíceps



Fonte: Animatlab

Esse modelo possui o bíceps conectado a transmissores e ao receptor que fecha o feedback do sistema nervoso para o controle tanto da força quanto do comprimento através dos motoneurônios, onde será enviado o sinal para o sistema nervoso central. Similar ao de Bíceps, foi construído um modelo para o músculo de tríceps no braço humano, como pode ser visto na Figura 10.

Figura 10 - Modelo de um Tríceps



Fonte: Animatlab

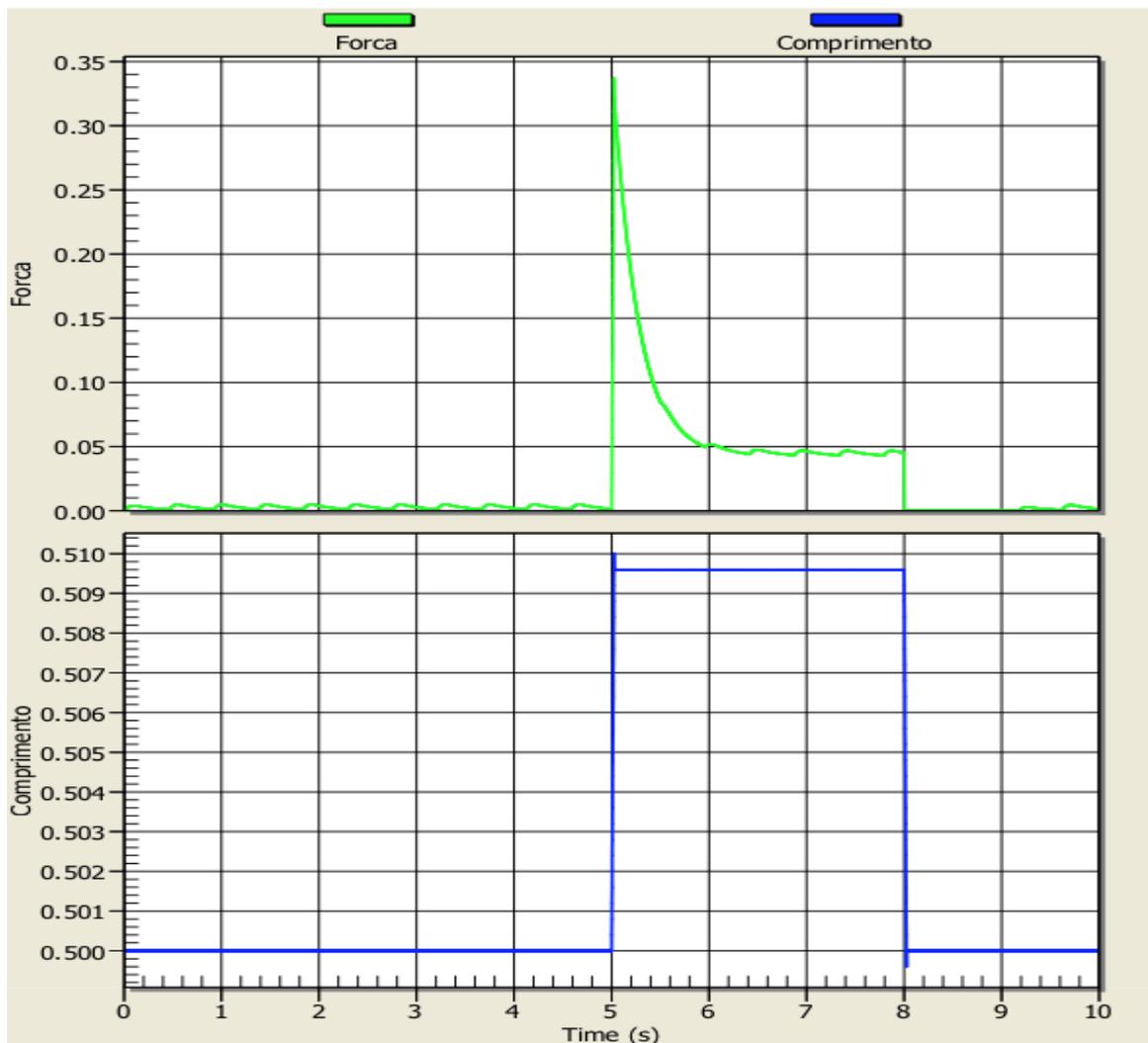
Através desses modelos, foi possível gerar gráficos de diferentes características para uma análise do comportamento do músculo quando estimulados em diferentes situações. Sendo assim, validando teorias e os principais parâmetros de um sistema neuromuscular.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

As constantes K_{se} , K_e e B_m são pré configuradas com valores respectivamente de 1 N/m, 10 N/m e 120 Ns/m, sendo esses valores encontrados através das equações 3, 4 e 5 respectivamente. Conforme o aumento dessas constantes pode-se observar algumas mudanças nos gráficos gerados pela simulação.

Em um primeiro momento, é analisado o gráfico onde mostra o comportamento da força (com a unidade em newton) e do comprimento (com a unidade em metros) utilizando os valores pré-estabelecidos das constantes, que podemos ver na Figura 11. Uma mudança repentina na força ocasiona uma mudança repentina no comprimento, sendo o contrário também válido. No gráfico é possível ver a constatação da afirmação anterior, quando se tem um alongamento do músculo no instante de 5 segundos, é possível observar um súbito aumento de sua força no fuso aferente la.

Figura 11 - Comparação força e comprimento com B_m a 120 Ns/m

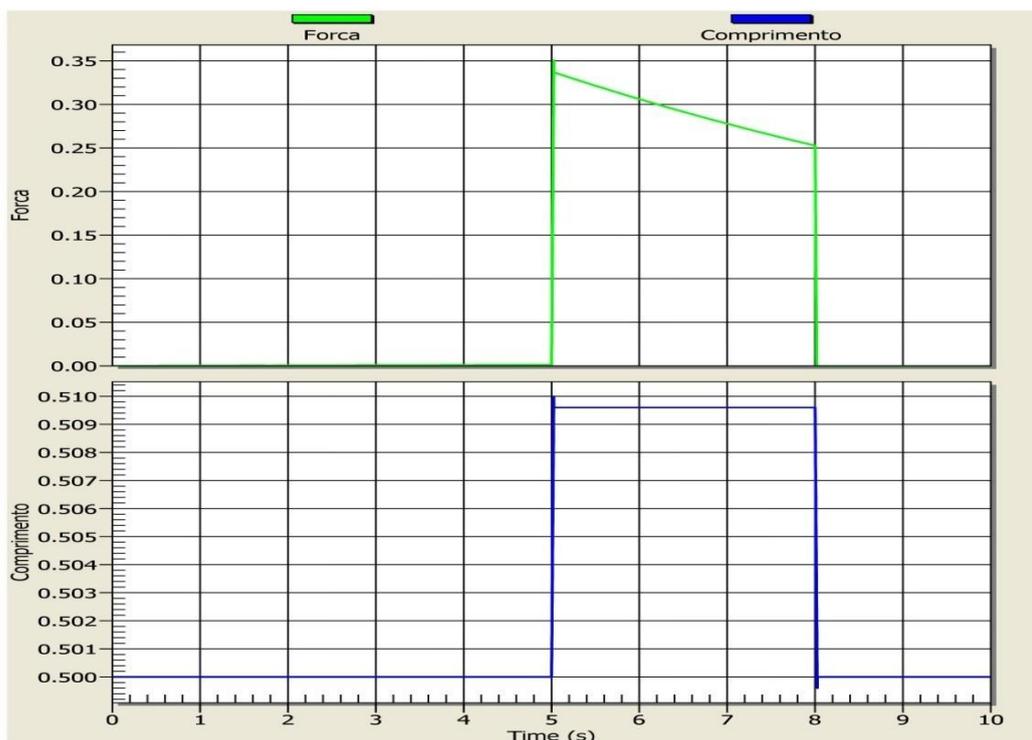


Em um segundo momento, pode ser visto na Figura 11 que quando o músculo é relaxado nos instantes entre 5 e 6 segundos temos um uma queda brusca no gráfico de aferente la que produz a força, mas ele rapidamente estabiliza-se entre os instantes 6 e 8 segundos. Isso se deve ao fato de que a partir do momento que a força no receptor voltar para quando estava em repouso, o segmento de K_{se} do músculo não consegue mais diminuir seu tamanho. Em contrapartida, o segmento K_{pe} continua a diminuir, isso acontece para que os comprimentos de ambos os segmentos atinjam o mesmo valor. Pode-se observar que o sistema nervoso pode contrair os receptores para mudar sua sensibilidade, isso permite que o corpo utilize os moto neurônios como um detector de erro quando compara movimentos prévios com movimentos reais.

No gráfico também é possível observar os três tipos de contrações existentes no músculo. No instante de 5 segundos ocorre um alongamento do músculo quando aplicado uma força, sendo essa contração do tipo Excêntrica. Entre 5 e 8 segundos o comprimento do músculo permanece inalterado, portanto naquele intervalo de tempo ocorre a contração isométrica. Por fim, no instante 8 segundos ocorre o encurtamento do comprimento do músculo, sendo assim caracterizado como uma contração Concêntrica.

Quando o valor de B_m é alterado para 300 Ns/m, é possível observar que a força leva um tempo maior para sofrer uma queda brusca, como observado na Figura 12. Nesse caso B_m atua exatamente como um amortecedor, fazendo com que a força não perca valor de uma forma repentina, mas sim mais lentamente.

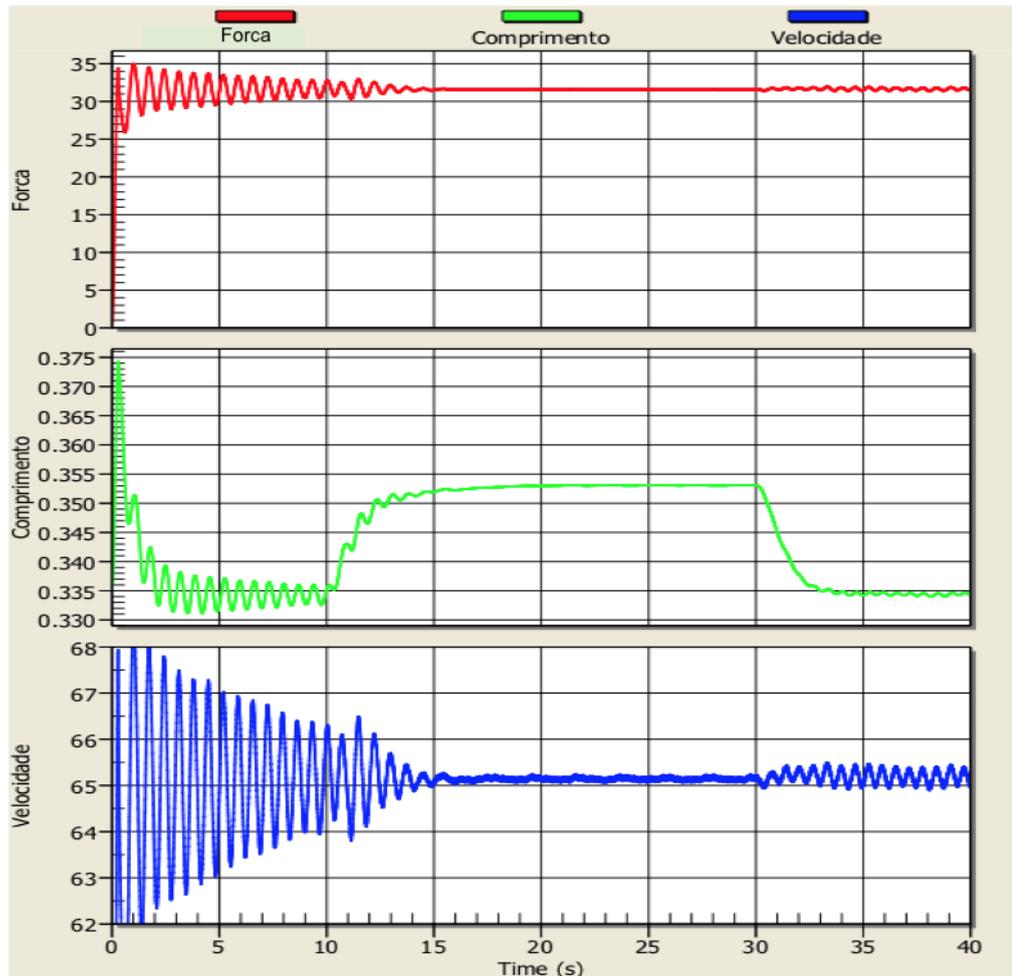
Figura 12 - Comparação força e comprimento com B_m a 300 Ns/m



Através dessa primeira análise foi possível ver de uma forma mais geral a comparação entre comportamento do comprimento e da força exercida pelo músculo. E como os parâmetros afetam essa relação.

Como já mencionado, as constantes de proporcionalidade K_{pe} e K_{se} são pré-configuradas no simulador com valores de 10 N/m e 1 N/m, foi feita uma análise do gráfico quando essas constantes possuem valores elevados, como pode ser visto na Figura 13.

Figura 13 – Comparação entre força, comprimento e velocidade com ganhos elevados.



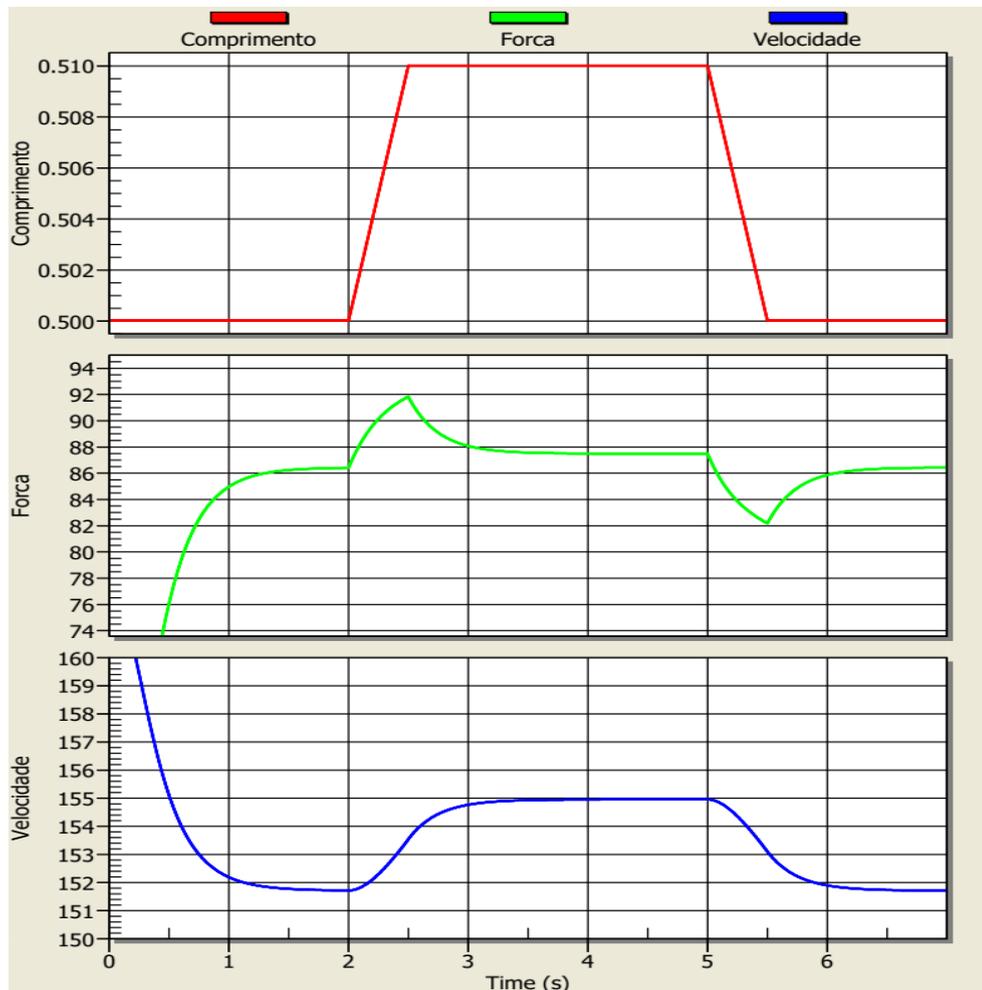
Fonte: Animatlab

Para essa simulação foi configurado os ganhos do feedback K_{pe} e K_{se} com os valores 50 N/m e 100 N/m respectivamente. Por serem valores elevados, quando um sinal de erro ocorre, faz com que o músculo do tríceps compense aumentando o seu valor de força. Pelo motivo do ganho ter um valor muito elevado, fez com que se fosse produzida muita força e ultrapassasse seu valor original. Como consequência, o bíceps também tenta compensar, causando assim uma oscilação. Isso ocorre pela falta da ativação dos

moto neurônios. Sem eles, as fibras la sempre irão tentar compensar o erro recebido no feedback do sistema, sendo assim fazendo com que aumente a força exercida no músculo, resultando na oscilação vista no gráfico por estar ultrapassando seu valor estável. Com a falta dos moto neurônios, a realização de movimentos voluntários é dificultada.

Uma outra relação importante de observar é entre força e velocidade, sendo a relação entre elas dependente do tipo de contração. Como já visto anteriormente, há três tipos de contração, sendo elas Concêntrica, Isométrica e Excêntrica. A relação de velocidade e força depende dos tipos de contração, sendo que caso seja isométrica a relação é inversamente proporcional, como podemos ver de 0 à 2 segundos. Quando a contração é Concêntrica ou Excêntrica, a relação é diretamente proporcional, como é possível observar nos instantes de 2 e 5 segundos.

Figura 14 – Força, comprimento e velocidade após estímulo muscular.



Fonte: Animatlab

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Objetivou o presente trabalho apresentar um estudo e uma análise sobre o sistema neuromuscular, para um melhor entendimento e validação de conceitos e parâmetros do sistema em questão. Para tal finalidade foi utilizado o software livre Animatlab, onde foram feitas simulações de estímulo ao músculo para geração de gráficos representando força, comprimento e velocidade, assim como seus parâmetros que contribuem para tais fatores.

Pôde ser comprovado através das simulações que sem os motoneurônios, o sistema não consegue estimar o erro do sinal de feedback, sendo assim, dificultando a tarefa de realizar movimentos voluntários.

Quanto aos parâmetros foi possível ver que quanto maior a elevação do parâmetro de velocidade B_m , melhor será a resposta de força no sistema. Também foi possível observar que para os parâmetros de ganho K_{pe} e K_{se} , que um valor muito elevado, pode levar a uma instabilidade no sistema quanto à sua força.

Por fim, pode-se afirmar que o sistema neuromuscular proposto foi validado através de simulações e análise de seus gráficos, dando um entendimento melhor de suas características.

6 TRABALHOS FUTUROS

Estudos futuros poderão considerar a validação do sistema neuromuscular proposto através de um software de simulação diferente, onde não haja limitação quanto às outras variáveis do sistema estudado. Também pode ser trabalhado a análise em músculos de outras partes do corpo, como por exemplo tendões e joelho.

Estudo de outros parâmetros e uma comparação entre reflexo de pessoas saudáveis e portadoras de algum tipo de doença muscular podem ser feitas, para assim avaliar o comportamento da resposta de força, comprimento e velocidade em função do tempo.

REFERÊNCIAS

AIRES, M. M. de. **Fisiologia**. 3. ed. São Paulo: USP, 2008.

COCIAN, L.F.E. **Engenharia Uma Breve Introdução**. 1.ed. Canoas: ULBRA.

DEVASAHAYAM, Suresh R.. **Signals and Systems in Biomedical Engineering**. 2 ed. Springer Science & Business Media, 2013.

ENOKA, R. M; HECKMAN, C. J. **Motor Unit**. Illinois: American Physiological Society, 2012.

GUYTON, Arthur C.. **Fisiologia Humana**. 6 ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 1988.

GRAIMANN,B; ALLISON,B; PFURTSCHELLER,G. **Brain Computer Interfaces: A gentle Introduction**. 2010.

HALL, John. E; GUYTON, Arthur. C. **Textbook of Medical Physiology**. 11. ed. Philadelphia: Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, 2006.

Heckman, C. J., & Enoka, R. M. **Physiology of the Motor Neuron and the Motor Unit**. 2004.

LAVA, Neil. **What is EMG and Nerve Conduction Study?**. Disponível em: <https://www.webmd.com/brain/emg-and-nerve-conduction-study#3-8>> Acesso em: 23 Out. 2017.

MENG, Jianjun; ZHANG, Shuying; BEKYO, Angeliki; OLSOE, Jaron; BAXTER, Bryan; HE, Bin. **Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a Robotic Arm for Reach and Grasp Task**. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/srep38565>> Acesso em: 22 Out. 2017.

MENTIS, George. Z. **Fundamental of Neuroscience**. 4. ed. London: Elsevier Inc, 2008.

PARKER,Philip; MERLETTI ,R.. **Electromyography physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. 1. ed. New Jersey: IEEE Press Editorial Board, 2004.

PROSKE, Uwe; GANDEVIA, Simon. **Proprioception: The sense within**. Disponível em: <http://www.the-scientist.com/?articles.view/articleNo/46796/title/Proprioception--The-Sense-Within/>> Acesso em: 25 Out. 2017.

RAEZ, M. B. I; HUSSAIN, M.S; MOHD-YASIN, F. **Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and application**. Selangor: Biological Procedures Online, 2006.

REIS, R. A. **Sistema Muscular**. Disponível em: <http://www.ufjf.br/anatomia/files/2012/04/SISTEMA-MUSCULAR-2014.pdf>> Acesso em: 20 Out. 2017.

COFER, D. **Animatlab**. Disponível em: <http://animatlab.com>> Acesso em 20 Jul. 2018