

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SÃO PAULO
IFSP**

DOUGLAS CANONE GARCIA

**SIMULAÇÃO DE CONTROLE EM APLICAÇÃO
DE ESTÍMULO ELÉTRICO FUNCIONAL**

**Dissertação de Mestrado apresentada ao
Instituto Federal de Educação, Ciência e
Tecnologia de São Paulo, para obtenção do
título de Mestre em Automação e Controle de
Processos.**

Orientador: Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar

**São Paulo
2014**

G198s GARCIA, Douglas Canone.

Simulação de controle em aplicação de estímulo elétrico funcional / Douglas Canone Garcia. São Paulo: [s.n.], 2014.
85 f.: il.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar

Dissertação (Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2014.

1. Simulação computacional 2. Estímulo elétrico funcional FES
3. Controle 4. Biomecânica 5. Músculo esquelético

II. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo.

III. Título

CDU 681.0



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SÃO PAULO
CAMPUS SÃO PAULO
DIRETORIA GERAL DO CAMPUS SÃO PAULO
Coordenadoria de Registros Escolares de Pós-Graduação

ATA DE EXAME DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Nome do Programa: **Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos**

Nome do(a) Aluno(a): Douglas Canone Garcia

Nome do Orientador: Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar

Nome do Co-orientador:

Título do Trabalho: "Simulação de Controle em Aplicação de Estímulo Elétrico Funcional"

Abaixo o resultado de cada participante da Banca Examinadora

Nome completo dos Participantes Titulares da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar – Orientador	IFSP - SPO	APROVADO
Profª Dra. Jussara Pimenta Matos - Membro Externo	IFSP - GRU	APROVADO
Prof. Dr. Whisner Fraga Mamede – Membro Externo	IFSP - ARQ	APROVADO
Nome completo dos Participantes Suplentes da Banca	Sigla da Instituição	Aprovado / Não Aprovado
Prof. Dr. Eduardo Alves da Costa – Membro Interno	IFSP - SPO	
Prof. Dr. Carlos Frajuca – Membro Interno	IFSP - SPO	

Considerando-o: ☒ APROVADO
[] NÃO APROVADO

Assinaturas

Presidente da Banca

Membro Externo

Membro Externo

São Paulo, 11 de maio de 2014

Observações:

Em memória ao meu pai Creso Roberto Escobar Garcia

AGRADECIMENTOS

Este trabalho não seria possível sem a ação da divina providência, que colocou em meu caminho pessoas, que direta ou indiretamente contribuíram para que os objetivos fossem alcançados.

É com muita satisfação que agradeço ao Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo, na figura de seus mestres e colaboradores, pela oportunidade de estudar, lecionar e desenvolver esta dissertação.

Ao meu orientador Prof. Dr. Paulo Marcos de Aguiar, que contribui inestimavelmente na elaboração do presente trabalho, ao Prof. Dr. Whisner Fraga Mamede, e Prof^a. Dra. Jussara Pimenta Matos, por suas contribuições nos eventos de qualificação e defesa.

A minha esposa Marcia, que sempre me apoiou mesmo nos períodos onde minha ausência era necessária, ao meu pai Creso, minha mãe Rosely e ao meu irmão Bruno, que independente das inúmeras dificuldades financeiras, sempre abriram mão do conforto pessoal para que não faltassem boa orientação escolar.

Aos meus amigos e colegas do Mestrado Profissional em Automação e Controle de Processos do IFSP, que muito contribuíram para a aquisição dos conhecimentos necessários para realização deste trabalho.

“Ética não é só sobre o que fazemos, é também
sobre o que não fazemos”

Peter Singer

RESUMO

Através do uso do *Musculoskeletal Modeling Software* (MSMS) em conjunto com *Matlab – Simulink*, desenvolveu-se uma ferramenta denominada *Modelo de Controle e Simulação Musculoesquelética* (MCSM), que permite simular um gerador de estímulo elétrico em conjunto com um controlador PID, atuando sobre um modelo musculoesquelético simulado por computador. Sendo assim, é possível simular a resposta muscular a um estímulo elétrico, contribuindo para reduzir o uso de seres humanos em etapas preliminares do desenvolvimento de órteses de estímulo elétrico funcional (FES), como exemplo de aplicação, simula-se uma órtese FES que atua sobre os músculos do bíceps e do tríceps para alcançar o posicionamento angular do braço em relação ao antebraço de uma pessoa.

São explorados conceitos importantes sobre ativação muscular provocada por impulso elétrico, suas aplicações e limitações, permitindo compreender detalhes do desenvolvimento do MCSM através da aplicação proposta, onde o *braço simulado* é posicionado em vários ângulos diferentes simulando uma movimentação que garanta certo grau de independência a pacientes que sofram de limitações motoras, valorizando a movimentação mais que sua execução harmoniosa.

Para alcançar esse resultado, os ganhos do controlador PID foram obtidos através do métodos experimental proposto por *Ziegler–Nichols* fazendo uso de dois critérios de cálculos, permitindo determinar a melhor abordagem para sintonia dos ganhos PID resultando em um comportamento mais realista para o MCSM.

A partir dos testes realizados para ângulos de posicionamento predefinidos, gerou-se curvas de tendência para os ganhos PID, onde supõe-se que a variação de ganhos entre pontos conhecidos possa ser representada através de uma reta, o que permite calcular o valor dos ganhos em posições angulares intermediárias, através da simples interpolação dos pontos conhecidos. Essa tratativa contribui para o desenvolvimento de um controlador de sintonia automática dos ganhos PID, em ângulos intermediários partindo de ângulos predefinidos.

Verificou-se que um critério de cálculo não convencional dos ganhos PID para o método de *Ziegler–Nichols* permite uma movimentação mais coerente com o conceito de funcionalidade esperado para uma órtese FES, gerando contribuição significativa para o desenvolvimento de dispositivos biomecânicos, que permitam maior independência motora, a pacientes com restrição de movimento e boa integridade muscular.

Palavras-chave: Simulação Computacional; Estímulo Elétrico Funcional FES; Controle ; Biomecânica; Músculo Esquelético

ABSTRACT

Through the use of *Musculoskeletal Modelling Software* (MSMS) together with *Matlab - Simulink*, a tool called *Control Model and Musculoskeletal Simulation* (CMMS) has been developed, which allows the simulation of an electrical stimulation generator in conjunction with a PID controller, acting on the musculoskeletal model simulated by computer. Thus, it is possible to simulate the muscle response to an electrical stimulus, helping to reduce the use of human beings in the preliminary stages of the development of Functional Electrical Stimulation (FES) orthoses. As an example of application, an FES orthosis is simulated which acts on the muscles of the biceps and triceps to achieve the angular position of the arm relative to the forearm of a person.

Important concepts about muscle activation caused by electrical impulse, its applications and limitations are explored, allowing us to understand details of the development of MCSM through the proposed application, where the *simulated arm* is positioned at different angles simulating a movement which ensures a certain degree of independence to patients suffering from motor impairments, valuing the movement more than their smooth implementation.

To achieve this result, the gains of the PID controller were obtained through the experimental methods proposed by *Ziegler-Nichols* making use of two criteria of calculations, to determine the best approach for the tuning of PID gains resulting in a more realistic behaviour for the MCSM.

From the tests performed to preset positioning angles, trend curves were generated for PID gains, where it is assumed that the variation in gains between known points can be represented by a straight line, which allows us to calculate the value of gains at intermediate angular positions by simple interpolation of the known points. These dealings contribute to the development of a controller for automatic tuning of the PID gains at intermediate angles starting from predefined angles.

It was found that a non-conventional calculation criterion of PID gains for the method of *Ziegler-Nichols* allows a more coherent movement with the concept of functionality expected for an FES orthosis, generating a significant contribution for developing biomechanical devices, which allow greater motor independence to patients with impaired movement and good muscle integrity.

Keywords: Computer Simulation; Functional Electrical Stimulation FES; Control; Biomechanics; Skeletal Muscle

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Fibras Musculares.....	pg.22
Figura 2 – Filamento de Actina e Miosina.....	pg.23
Figura 3 – Estrutura das Fibras Musculares.....	pg.23
Figura 4 – Interconexão Entre <i>Softwares</i> - NMS.....	pg.31
Figura 5 - Diagrama em Bloco do Sistema	pg.35
Figura 6 - Força de Contração Muscular e Frequência de Estímulo Elétrico.....	pg.39
Figura 7 - Tabela de Composição de Fibras Musculares.....	pg.41
Figura 8 - Modelo Musculoesquelético Gerado no MSMS.....	pg.42
Figura 9 - Detalhe dos Sensores de Posição	pg.45
Figura 10 - Representação do Funcionamento do Bloco PWM do Matlab.....	pg.46
Figura 11 - Arquivos Gerados pelo Modelo.....	pg.48
Figura 12 - Modelo de Controle e Simulação Musculoesquelética - MCSM gerado no <i>Matlab</i>	pg.49
Figura 13 - Realimentação, Controlador PID, Conversor 1, Gerador PWM.....	pg.50
Figura 14 - Subsistema Conversor 1.....	pg.51
Figura 15 - Subsistema Modelo Musculoesquelético MM.....	pg.52
Figura 16 - Conversor 2 e Conversor 3.....	pg.53
Figura 17 - Subsistema Conversor 2.....	pg.53
Figura 18 - Subsistema Conversor 3.....	pg.54
Figura 19 - Subsistema MM Gerado pelo MSMS.....	pg.55
Figura 20 - Teste de Ganho Crítico para 20° – P = 3,9 (Amortecido) e P = 4,0 (Crítico)	pg.58
Figura 21 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 20°	pg.60
Figura 22 - Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, Critério ZN1.....	pg.61
Figura 23 - Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, Critério ZN2	pg.61
Figura 24 - Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, e intermediários, Critério ZN1.....	pg.63
Figura 25 -Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, e intermediários, Critério ZN2.....	pg.63
Figura 26 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 30°	pg.64
Figura 27 - Seleção dos Blocos Internos do Subsistema Sistema MM	pg.72
Figura 28 - Criação do Subsistema Sistema MM.....	pg.72
Figura 29 - Substituição do Subsistema MM por uma Atualização.....	pg.73

Figura 30 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 40° – $P = 3,4$ (Amortecido) e $P = 3,5$ (Crítico)	pg.75
Figura 31 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 60° – $P = 3,4$ (Amortecido) e $P = 3,5$ (Crítico)	pg.75
Figura 32 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 80° – $P = 4,7$ (Amortecido) e $P = 4,8$ (Crítico)	pg.76
Figura 33 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 100° – $P = 5,5$ (Amortecido) e $P = 5,6$ (Crítico)	pg.76
Figura 34 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 120° – $P = 5,5$ (Amortecido) e $P = 5,6$ (Crítico)	pg.77
Figura 35 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 140° – $P = 4,9$ (Amortecido) e $P = 5,0$ (Crítico)	pg.77
Figura 36 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 40°	pg.79
Figura 37 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 60°	pg.79
Figura 38 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 80°	pg.80
Figura 39 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 100°	pg.80
Figura 40 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 120°	pg.81
Figura 41 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 140°	pg.81
Figura 42 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 50°	pg.83
Figura 43 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 70°	pg.83
Figura 44 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 90°	pg.84
Figura 45 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 110°	pg.84
Figura 46 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 130°	pg.85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Parâmetros do Modelo Muscular	pg.44
Tabela 2 - Tabela de Valores Calculados para o Critério ZN1.....	pg.59
Tabela 3 - Tabela de Valores Calculados para o Critério ZN2.....	pg.59
Tabela 4 - Tabela de Valores Calculados e Aproximados para o Critério ZN1.....	pg.62
Tabela 5 - Tabela de Valores Calculados e Aproximados para o Critério ZN2.....	pg.62

LISTA DE ABREVIACÕES

MSMS	<i>Musculoskeletal Modeling Software</i>
SIMM	<i>Software for Interactive Musculoskeletal Modeling</i>
MCSM	Modelo de Controle e Simula Musculoesquelética
PID	Proporcional Integral Derivativo
PWM	Modula por Largura de Pulso
FES	Estímulo Elétrico Funcional
Pi	Pifosfato
ADP	Difosfato de Adenosina
ATP	Trifosfato de Adenosina
<i>BIONs</i> TM	<i>Bionic Neurons</i>
ZN	Método de Sintonia PID Proposto por <i>Ziegler e Nichols</i>
ZN1	Crítério de <i>Ziegler – Nichols</i>
ZN2	Crítério de <i>Ziegler – Nichols</i> Modificado
CAD	Desenho Assistido por Computado
In	Entrada de Sinal
Out	Saída de Sinal

LISTA DE SÍMBOLOS

P	Ganho Proporcional
I	Ganho Integral
D	Ganho Derivativo
$G(S)$	Função de Transferência do Controlador PID
K_{CR}	Ganho Proporcional Crítico
P_{CR}	Período Cítico
N	Polo -N
S	Variável Complexa
M [g]	Massa Muscular - <i>Muscle mass</i>
A_f	Frequência de Ativação Isométrica
L_o [cm]	Comprimento Ideal do Fascículo Muscular, <i>Optimal fascicle length</i>
L_o^T [cm]	Comprimento Ideal do Tendão, <i>Optimal tendon length</i>
L_{MAX}^{MT} [cm]	Comprimento Máximo do Tendão Muscular Estendido <i>Maximal musculotendon path length</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	pg.16
1.1	OBJETIVO	pg.17
1.2	MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	pg.17
1.3	HIPÓTESE.....	pg.18
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	pg.19
2.1	ESTÍMULO ELÉTRICO APLICADO À SERES VIVOS.....	pg.19
2.2	FISIOLOGIA DO ACIONAMENTO MUSCULAR.....	pg.21
2.2.1	Tipos de Músculos.....	pg.21
2.2.2	Mecânica do Acionamento Muscular	pg.22
2.2.3	Química do Acionamento Muscular.....	pg.24
2.2.4	Junção Neuromuscular.....	pg.25
2.2.5	Condições para o Movimento Musculoesquelético	pg.26
2.3	DESENVOLVIMENTO DO <i>SOFTWARE</i> MSMS.....	pg.27
2.3.1	Músculo Virtual	pg.28
2.3.2	O <i>Software</i> SIMM.....	pg.29
2.3.3	Ferramenta Integrada de <i>Software</i> (NMS).....	pg.30
2.3.4	Desenvolvimento de Controladores FES.....	pg.31
2.3.5	O <i>Musculoskeletal Modeling Software</i> (MSMS).....	pg.32
2.4	CONTROLADOR PID E SINTONIA POR ZIEGLER – NICHOLS.....	pg.34
3	METODOLOGIA.....	pg.37
4	MODELO MUSCULOESQUELÉTICO - MSMS	pg.39
4.1	FREQUÊNCIA DE TETANIZAÇÃO.....	pg.39
4.2	FIBRAS MUSCULARES RÁPIDAS E LENTAS.....	pg.40
4.3	MODELO MUSCULOESQUELÉTICO.....	pg.41
4.3.1	Modelo Esquelético.....	pg.42
4.3.2	Modelo Muscular.....	pg.43
4.3.3	Sensor de Posição Angular.....	pg.45
5	GERADOR PWM E CONTROLADOR PID.....	pg.46

6	INTEGRAÇÃO COM O <i>MATLAB</i>	pg.48
6.1	REALIMENTAÇÃO, CONTROLADOR PID, E PWM	pg.50
6.2	SUBSISTEMA “CONVERSOR 1”	pg.51
6.3	SUBSISTEMA “MM”, MODELO MUSCULOESQUELÉTICO	pg.52
6.4	SUBSISTEMA “CONVERSOR 2” E “CONVERSOR 3”	pg.52
6.5	FREQUÊNCIA DE ESTÍMULO ELÉTRICO	pg.55
7	TESTE MCSM	pg.56
8	CONCLUSÃO	pg.65
8.1	PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	pg.67
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	pg.68
	APÊNDICE A	pg.71
	APÊNDICE B	pg.74
	APÊNDICE C	pg.78
	APÊNDICE D	pg.82

1 INTRODUÇÃO

São apresentados neste capítulo o objetivo no item 1.1, juntamente com a justificativa no item 1.2, a motivação no item 1.3, e as hipóteses no item 1.4, sobre as quais o trabalho foi alinhavado, permitindo desenvolver um *Modelo de Controle e Simulação Musculoesquelética* (MCSM) simulado computacionalmente em uma aplicação de estímulo elétrico funcional (*FES - Functional Electrical Stimulation*), permitindo movimentar um braço humano simulado por computador, em uma movimentação funcional, dentro dos limites impostos pelas hipóteses consideradas.

Dentro do conceito de estímulo elétrico funcional, aplicado à movimentação física humana, a importância do movimento está correlacionada com a correta execução de tarefas pré-determinadas, visando garantir ao usuário de órtese FES, a liberdade de um movimento perdido em decorrência de danos na comunicação entre o sistema nervoso e a musculatura. A movimentação harmoniosa tem importância secundária, e a falta de leveza dos movimentos é tolerada uma vez que não influencie na correta execução do movimento.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver através de simulação por computador, o *Modelo de Controle e Simulação Musculoesquelética* (MCSM), que permite simular um gerador de estímulo elétrico para movimentação muscular funcional (FES) atuando sobre os músculos dos conjuntos bíceps e tríceps, de tal forma a posicionar o *braço simulado*, em ângulos desejados.

Determinar os ganhos PID que permitem a movimentação do *braço simulado* nos ângulos desejados, através do método experimental de *Ziegler–Nichols* aplicado ao MCSM para ângulos de posicionamento predefinidos.

Calcular os ganhos PID para ângulos intermediários partindo da curva de tenência dos parâmetros PID calculados para ângulos predefinidos, supondo que o comportamento dos ganhos PID nos intervalos desconhecidos, podem ser calculados pela interpolação dos pontos predefinidos.

Determinar a melhor abordagem de cálculo para os ganhos PID, através de testes com o MCSM, que permitam uma movimentação funcional, levando em consideração duas possibilidades de cálculos apresentados na literatura de controle.

1.2 Motivação e Justificativa

O desenvolvimento do MCSM permite reunir conceitos teóricos e organizar sua utilização, facilitando a criação de sistemas mais complexos, e permitindo ao pesquisador manter um certo grau de abstração dos detalhes relativos a segurança do paciente, no desenvolvimento de órteses FES.

Contribui para prevenir erros, reduzir o tempo e o custo no desenvolvimento de soluções, evitando procedimentos desnecessários, e o uso de seres vivos em etapas preliminares, criando a possibilidade de reduzir a utilização de seres vivos em etapas subsequentes.

Este trabalho é desenvolvido no âmbito do *Laboratório de Robótica e Reabilitação do IFSP* (LABORE), e apoiará diversas pesquisas que visam o desenvolvimento de dispositivos, próteses e órteses, muitas já em andamento, proporcionando acesso mais rápido a soluções que contribuam

para melhoria da qualidade de vida, de pacientes que apresentem necessidades físicas especiais.

1.3 HIPÓTESE

- É possível estimular um músculo através de impulsos elétricos para que ele possa realizar uma movimentação funcional.
- É possível simular através de um computador, o comportamento cinemático do conjunto musculoesquelético utilizando o *software* MSMS.
- Existem diversas variáveis envolvidas no processo de movimentação muscular natural, cujo controle e sensoramento são inviáveis, mas essas características não inviabiliza o controle e movimentação em uma aplicação funcional.
- O desconhecimento do modelo matemático do sistema musculoesquelético, faz do controlador PID sintonizados pelo método de *Ziegler – Nichols*, uma abordagem de controle válida em sua aplicação.
- Com base nos valores PID obtidos através dos *testes de parâmetros críticos*, para uma faixa de ângulos predefinidos, é possível obter por aproximação os valores PID para ângulos intermediários dentro dessa faixa, de forma que a movimentação seja satisfatória.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

No item 2.1 apresenta-se um histórico que trata do uso de estímulos elétricos em seres vivos, e destacando a improência dessa tecnologia para vida dos seres humanos.

No item 2.2 é apresentado uma revisão sobre a fisiologia da ativação muscular, onde encontra-se referências importantes que são usadas para configurar o modelo musculoesquelético e o gerador de estímulo elétrico.

Nos itens seguintes são apresentadas as ferramentas computacionais que permitem desenvolver o MCSM e realizar os testes necessários para determinar os ganhos PID.

No item 2.3 é apresentado o um resumo dos artigos e informações disponíveis sobre o desenvolvimento do *Musculoskeletal Modeling Software* (MSMS), o que permite entender sua aplicação e o motivo de sua criação, bem como suas características principais e limitações, permitindo entender os limites para a capacidade de simular o movimento real, que pode se esperar do modelo musculoesquelético produzido pelo MSMS.

No item 2.4 é apresentado uma revisão sobre a técnica de sintonia do controlador PID baseado no método de *Ziegler – Nichols* e uma alternativa de correção aplicada a casos onde a abordagem original não surte o resultado esperado.

2.1 ESTÍMULO ELÉTRICO APLICADO À SERES VIVOS

O uso da eletricidade com o objetivo de estimular reações no corpo humano é um assunto que vem sendo estudado durante muitos anos pela comunidade científica. Uma das primeiras constatações que dão valor à esse estudo ocorreu por volta de 1780 quando o médico anatomista italiano Luigi Galvani, em seus trabalhos na universidade de Bolonha na Itália, descobriu uma relação entre estímulos elétricos e a contração muscular em animais (GALVANI, 2013).

Através do uso do estímulo elétrico é possível alcançar a reversão do quadro de fibrilação ventricular, aplicando-se tensão através de eletrodos conectados diretamente ao corpo humano, em

um processo conhecido por desfibrilação ventricular.

Antes da invenção do desfibrilador elétrico, pacientes que apresentavam quadro de fibrilação ventricular não sobreviviam (EISENBERG, 2004, p.54).

A primeira desfibrilação elétrica a salvar uma vida humana, ocorreu no Hospital Universitário de Cleveland nos Estados Unidos em 1947, e foi realizada pelo Dr. Claude Schaeffer Beck durante uma cirurgia corretiva na caixa torácica de um jovem de 14 anos de idade. O paciente apresentou fibrilação ventricular e foi salvo pelo desfibrilador elétrico de Beck, e desde 1947 o uso do desfibrilador elétricos é responsável por salvar inúmeras vidas, de tal forma que passou a ser um instrumento presente em salas de cirurgias no mundo todo (EISENBERG, 2004, p. 56).

Outras pesquisas revelam que estímulos elétricos podem ser utilizados para fins de reabilitação e condicionamento físico (PENG-FENG et al., 2010), ou mesmo para criar um efeito de analgesia (SOEDIRDJO;HUTABARAT, 2009) dificultando a comunicação do sistema nervoso e evitando a sensação de dor.

Além da aplicação de estímulos, a interpretação dos estímulos elétrico gerados pelo corpo humano (MARTINS, 2012) é indispensável no desenvolvimento de prótese para auxiliar ou realizar movimentos funcionais, uma vez que a falta de sensores capazes de identificar a vontade de um paciente, diminui a funcionalidade de um movimento, pois o critério de funcionalidade está ligado ao caráter de independência oferecido ao usuário da prótese.

O estudo dos efeitos alcançados através de estímulo elétrico aplicado à seres vivos, reúne contribuições de diversas áreas da engenharia e colabora no avanço da medicina, e na qualidade de vida dos usuários de órteses (AGUIAR et al., 2005) , sejam elas mecânicas ou elétricas .

Outra característica importante em aplicações de estímulos elétricos funcionais, é a possibilidade de estimular eletricamente um músculo de forma não invasiva, através de eletrodos superficiais. Entretanto, outras aplicações podem necessitar de uma abordagem mais invasivas, isso é possível através de eletrodos instalados dentro da massa muscular, que são denominados

intramusculares. Ambas abordagens resultam em contração muscular induzida pela passagem de corrente elétrica, esse fenômeno pode ser usado para auxiliar uma pessoa com dificuldade motora a realizar movimentos.

Os dispositivos geradores FES podem ser utilizados para restabelecer a movimentação muscular em casos onde a vítima sofra lesão, que comprometa a comunicação neuromuscular, mas mantenha a integridade do músculo.

A constante evolução dos dispositivos eletroeletrônicos programáveis, permite a fácil reconfiguração de sua lógica de operação, contribuindo com o estudo do comportamento muscular submetido à diversos padrões de estímulo elétricos (SCHEEREN et al., 2010), resultando no desenvolvimento de estimuladores configuráveis, que se adaptem automaticamente às novas necessidades de um paciente ou que permitam aprimorar uma movimentação desejada.

2.2 FISIOLOGIA DO ACIONAMENTO MUSCULAR

Através do estudo da fisiologia do acionamento muscular, pretende-se demonstrar com mais detalhes os diversos mecanismos físico-químicos que estão correlacionado ao movimento musculoesquelético, e verificar a existência de diversas variáveis de difícil medição, que implicam naturalmente em limites ao modelo computacional, como no caso da fadiga muscular, concentração de íons de cálcio (Ca^{+}), da presença adequada do ATP (trifosfato de adenosina).

As informações apresentadas a seguir, foram organizadas a partir do livro Tratado de Fisiologia Médica de Arthur C. Guyton (GUYTON, 1996), e do vídeo educativo intitulado “A Contração Muscular” desenvolvido através do Instituto de Bioquímica Médica – UFRJ (CARMO, 2005).

2.2.1 Tipos de Músculos

No corpo humano é possível classificar os músculos em três tipos distintos, os músculos lisos, estriados cardíaco, e esquelético estriado.

Os músculos lisos estão relacionados principalmente à movimentos involuntários, como é o caso da parede do trato gastrointestinal, enquanto o músculo estriado cardíaco, é um tipo de músculo relacionado à acionamento involuntário do coração.

Diferente dos outros dois tipos, o músculo estriado esquelético está relacionado à movimentação do esqueleto humano, por esse motivo suas características particulares são apresentadas com mais detalhes.

2.2.2 Mecânica do Acionamento Muscular

As células do músculo estriado esquelético são denominadas fibras musculares, pois possuem um comprimento muito maior que sua largura, sua proporção é da ordem de 100µm de largura por 40 mm de comprimento.

As fibras musculares esqueléticas possuem estrias que se aproximam e se afastam durante a contração e distensão muscular, são compostas de pequenos filamentos divididos em filamentos finos e filamentos grossos (Figura 1).

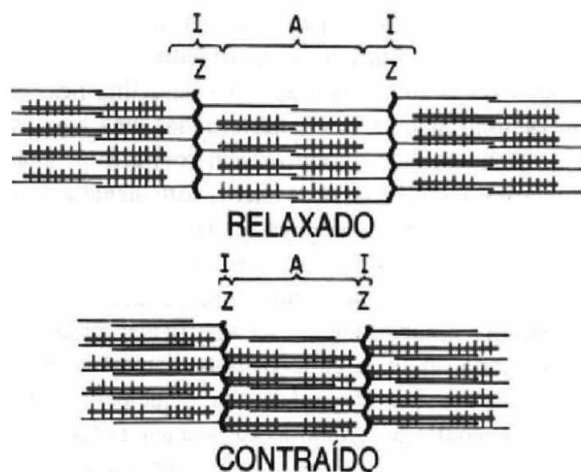


Figura 1 – Fibra Muscular
Fonte: (GUYTON, 1996, p.62)

Os filamentos finos são formados principalmente por moléculas de actina, enquanto os filamentos grossos são formados principalmente por moléculas de miosina (Figura 2).



Figura 2 – Filamentos de Actina e Miosina
Fonte: (GUYTON, 1996, p.62)

Os filamentos de actina se organizam mecanicamente de forma paralela aos filamentos de miosina, e se ligam de forma firme a uma estrutura perpendicular denominada linha Z, os intervalos entre as linhas Z são chamados de sarcômero.

Os filamentos grossos também se conectam com as linhas Z (Figura 3), entretanto possuem uma ligação mais flexível que permite a contração muscular.

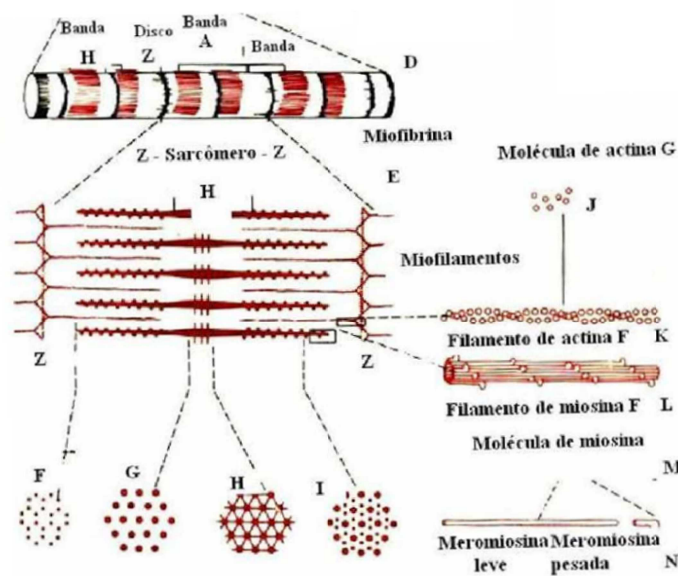


Figura 3 – Estrutura das Fibras Musculares
Fonte: (GUYTON, 1996, p.60)

Durante o movimento causado pela contração muscular os filamentos de miosina tracionam os filamentos de actina, em um processo semelhante ao conjunto de um motor, engrenagem e cremalheira, que faz com que as linhas Z se aproximem umas das outras encurtando o comprimento das fibras musculares, e por consequência resultando na movimentação esquelética.

2.2.3 Química do Acionamento Muscular

A movimentação mecânica do músculo ocorre através de uma reação química entre a molécula ATP (Trifosfato de Adenosina) ligada à parte globular da miosina, juntamente com a movimentação do complexo troponina tropomiosina, causado pela liberação dos íons de cálcio Ca^{+} no sarcoplasma.

No músculo relaxado, a molécula de ATP ligada à parte globular da miosina, se hidrolisa formando fosfato inorgânico (Pi – pifosfato) e ADP (difosfato de adenosina).

Os íons de cálcio liberados no sarcoplasma, movimentam a proteção da actina (complexo troponina tropomiosina) permitindo que a parte globular da molécula de miosina se conecte com a molécula de actina.

Após a conexão entre a miosina e a actina, o produto da hidrólise do ATP, o ADP e Pi se desprendem da parte globular da miosina, e neste momento ocorre a movimentação da cabeça da miosina tracionando a molécula de actina e promovendo o movimento muscular.

A ligação entre a miosina e a actina só se desfaz no momento que outra molécula de ATP se liga à miosina e o ciclo se reinicia.

A falta do ATP faz com que a contração muscular continue, essa condição é denominada por rigor, e ocorre normalmente em caso de morte do indivíduo, devida a incapacidade do corpo em continuar produzindo os elementos necessários ao processo de movimentação.

O retículo sarcoplasmático que armazena os íons de cálcio, é envolvido por uma membrana chamada membrana sarcolema. A despolarização do sarcolema provoca a liberação dos íons de cálcio do retículo sarcoplasmático para o sarcoplasma, e inicia o ciclo de movimentação muscular.

Quando o sarcolema não está submetido ao processo de despolarização, os íons de cálcio são recolhidos do sarcoplasma, e conduzidos novamente para dentro do retículo sarcoplasmático, através de outro processo químico-físico que também usa a energia liberada pela hidrólise do ATP para realizar essa função.

2.2.4 Junção Neuromuscular

O comando para contração muscular ocorre através de um potencial elétrico proveniente de vários motoneurônios, que se conectam a partir do sistema nervoso, através da medula espinhal, até o sarcolema das fibras musculares.

Os motoneurônios são responsáveis pela liberação do potencial de ação que provoca a despolarização do sarcolema e por consequência dos canais de cálcio, que resulta no movimento muscular.

Essa capacidade de gerar potencial elétrico está relacionada a uma propriedade geral das membranas celulares do corpo, que movimentam sódio e potássio gerando impulsos elétricos, essa capacidade é conhecida como bomba de sódio-potássio (GUYTON, 1996, p.41).

A ligação de um motoneurônio pode envolver entre três e centenas de fibras musculares esqueléticas (GUYTON, 1996, p. 67).

O grupo de fibras enervadas por um mesmo motoneurônio é chamado de unidade motora, e as fibras que compõem uma unidade motora são distribuídas pelo músculo em grupos de 3 a 15 fibras.

As unidades motoras são formadas por grupos de fibras rápidas, lentas e outras intermediárias, o acionamento coordenado entre os vários tipos de fibras recebe o nome de somação (GUYTON, 1996, p.67).

A somação dos efeitos dos diferentes grupos de fibras musculares e sua distribuição, torna possível um movimento forte e preciso, permitindo a movimentação correta do corpo através de comandos enviados pelo sistema nervoso, através dos motoneurônios.

2.2.5 Condições para o Movimento Musculoesquelético

O movimento musculoesquelético depende do correto funcionamento de diversos sistemas do corpo humano.

É possível identificar a relação direta entre a movimentação e a integridade dos filamentos de miosina e actina, tanto quanto da existência e concentração correta das moléculas de ATP, dos íons de cálcio, e produções adequadas de sódio e potássio.

A inviabilidade de medir a presença desses componentes, ou controlar suas quantidade durante o processo de movimentação, pode influenciar no resultado final do movimento não natural, principalmente quando gerado artificialmente através de estímulos elétricos.

Um movimento harmonioso também depende do recrutamento ordenado de diferentes unidade motoras. Para realizar o mesmo movimento através de estímulo elétrico gerado artificialmente, exigiria a ligação de um eletrodo para cada motoneurônio, e um sistema de controle capaz de aprender sobre a velocidade e força de acionamento das diferentes unidades motoras, e sua contribuição para o acionamento global, de forma a permitir um movimentos de melhor qualidade.

De outra forma, o movimento realizado por estímulo elétrico superficial, causa uma despolarização generalizada que resulta em um movimento menos harmonioso.

Considerando as limitações impostas pelo complexo sistema fisiológico da movimentação muscular, o estudo de estímulos elétricos funcionais explora a possibilidade de provocar uma movimentação funcional em um paciente, mesmo que sua execução harmônica seja penalizada pelas limitações em se recriar uma movimentação natural, atribuindo maior valor ao grau de independência e funcionalidade proporcionados a uma pessoas com restrição de mobilidade.

2.3 DESENVOLVIMENTO DO *SOFTWARE* MSMS

O uso do MSMS (*Musculoskeletal Modeling Software*) se torna importante a partir da hipótese de que ele é capaz de reproduzir o comportamento da movimentação musculoesquelética de forma razoável, permitindo gerar a movimentação de um conjunto musculoesquelético simulado.

O MSMS foi desenvolvido através da reunião de diversos trabalhos científicos que tratam da modelagem de sistema musculoesqueléticos, com o intuito de poupar esforços no desenvolvimento de modelos virtuais permitindo que o pesquisador possa testar suas soluções de controle em um paciente simulado, fazendo uso de simulação dentro do *software Matlab – Simulink*.

O MSMS reúne funcionalidades que permitem simular o acionamento generalizado das fibras musculares de forma análoga ao uso de estímulo elétrico, possibilitando simular de forma mais coerente a resposta musculoesquelética alcançada por um gerador FES.

O uso do *Matlab – Simulink* permite desenvolver soluções de controle em ambiente computacional, além de ser muito utilizado na indústria e no meio acadêmico para implementação de diversas abordagens de controle.

É possível citar como características positivas ao uso do MSMS, seu constante desenvolvimento motivado por sua utilidade dentro do *Alfred Mann Institute - University of Southern California*, e a iniciativa de fornecer o *software* de forma gratuita, em troca da contribuição da comunidade científica em sua utilização e sugestões de melhoria (DAVOODI; URATA; LOEB, 2004).

Outra característica positiva que o MSMS apresenta, é possibilidade de compartilhar um mesmo modelos musculoesqueléticos entre diferentes frentes de pesquisa. Isso só é possível através do uso de uma interface padrão, flexível e que atenda às necessidades de diversos profissionais do conhecimento, tornando desnecessário o desenvolvimento de um modelo particular, que seria dificilmente compartilhado entre outros centros de pesquisa.

Visando o desenvolvimento de futuros trabalhos, é muito conveniente trabalhar com um

software que permite desenvolver modelos personalizados que possam ser compartilhados, e configurados usando características fisiológicas particulares de pacientes reais, além da possibilidade de simular esses modelos dentro do *Matlab*, onde é possível desenvolver soluções adequadas de controle.

Para o uso correto do MSMS, é necessário compreender as limitações entre o modelo gerado pelo MSMS e o comportamento musculoesquelético real de um paciente.

2.3.1 Músculo Virtual

A necessidade de se simular o comportamento da ativação muscular através de um computador, encontra o suporte necessário através do *software* chamado *Virtual Muscle* desenvolvido por Ernest J., Cheng, Ian E. Brown e Gerald E. Loeb (2000).

Este *software* apresenta uma alternativa configurável que tem por objetivo suprir as necessidades de pesquisadores em desenvolver um modelo computacional de ativação muscular, sem que seja necessário de desenvolver um modelos particular.

O modelo gerado através desse *software* permite fácil integração com o *Matlab - Simulink* possibilitando a simulação e controle cinemático. É uma ferramenta escalonável em nível de sofisticação pois possibilita ao usuário avançado, dimensionar fibras musculares com características específicas e seus padrões de recrutamento ou utilizar fibras e recrutamentos pré definidos.

O recrutamento das fibras musculares é outra caracterizaria importante deste *software*, ele é responsável pela execução ordenada e precisa do movimento simulado. A possibilidade de configuração do recrutamento de várias fibras musculares de forma independente, aproxima o modelo à condição real do acionamento fisiológico muscular.

Outra possibilidade muito útil em aplicações de FES, é a simulação do recrutamento generalizado das fibras, compatível com o efeito causado por estímulo elétrico em pacientes reais.

O *Virtual Muscle* é resultado da organização de diversos trabalhos realizados pela

comunidade científica, como os modelos de Zajac e Brown (CHENG;BROWM;LOEB, 2000), permitindo a simulação da movimentação muscular usando como base estudos do recrutamento muscular de mamíferos, juntamente com o comportamento viscoelástico não linear, propriedades elásticas de tendão e aponeurose (membrana fibrosa que envolve o grupo muscular), combinando a possibilidade de escalonar essas grandezas à morfometria de músculos específicos que se deseje simular.

2.3.2 O Software SIMM

Uma possível alternativa ao uso do *Virtual Muscle* é o *software SIMM* comercializado pela *Motion Analysis Corp USA*, ele permite desenvolver um modelo do conjunto musculoesquelético e sua ativação muscular, dessa forma seria possível utilizar essa ferramenta na criação de um modelo para simulação. Entretanto segundo Davoodi e Loeb (2001a) o programa SIMM gera funções matemáticas do movimento e da ativação muscular, produzindo como resultado uma conjunto de arquivos em linguagem C que obriga o usuário a entender da estrutura básica da linguagem desses arquivos, no caso em que seja necessário programar componentes adicionais ao modelo.

Outra limitação que dificulta a utilização do SIMM, é sua incapacidade em incorporar mudanças na excitação do músculo no decorrer da simulação, o que impede simulações onde exista variação de esforço causada por esforços externos, como seria necessário em uma simulação do levantamento de uma peça em repouso sobre uma mesa.

Com o objetivo de corrigir essas limitações no modelo muscular do SIMM, ao mesmo tempo aproveitar seu modelo mecânico, Davoodi e seu grupo de pesquisa desenvolveram o *software Musculoskeletal Modeling in Simulink* (MMS) que converter os arquivos da cinemática musculoesquelética gerados no SIMM para blocos que podem ser utilizados dentro do *Simulink*, permitindo explorar o potencial do *software Matlab*.

O MMS realizava a correção gerando blocos que aproveitavam a sinemática esquelética mas

permitindo excluir o modelo de ativação muscular gerado pelo SIMM.

Essa alternativa proporcionada pelo MMS, permite utilizar um modelo de ativação muscular alternativo como o *Virtual Muscle* dentro do ambiente de simulação do *Matlab – Simulink*, o que torna possível ao usuário desenvolver simulação de controles em malha fechada, em aplicações cujos esforços externos possam ser modificados no decorrer da simulação.

2.3.3 Ferramenta Integrada de *Software* (NMS)

A junção dos trabalhos do *Virtual Muscle* com o desenvolvimento do MMS de R. Davoodi, I.E. Brown, N. Lan, M. Mileusnic G.E. Loeb (2001b), dão origem a uma ferramenta integrada de *software* chamada *Neuromuculoeskeletal* (NMS), que se utiliza do *Matlab - Simulink* para simular um modelo que representa o comportamento de uma estrutura esquelética, provida de sensores mecânicos e ativação muscular simulados, e controle neural em ambiente de simulação computacional.

Esses blocos possuem origens em *softwares* distintos e são reunidos dentro do *Matalab-Simulink*.

Segundo o artigo *An Integrated Package of Neuromusculoskeletal Modeling Tools in SirmulinkTM* (DAVOODI et al.,2001b), o *modelo sensorial* foi desenvolvido com base no trabalho de McMahon de 1984, já o *modelo muscular* faz uso do do *Virtual Muscle*. O modelo da *dinâmica esquelética* é fornecido através do *software* MMS que por sua vez, foi desenvolvido para converter um modelo gerado pelo *software* SIMM, distribuído comercialmente pela *Motion Analysis Corp USA*, em um bloco de *software* para ser utilizado no *Matlab*

O NMS é resultado da integração das diferentes tecnologias de *software* (Figura 4), permitindo simular um modelo de controlador neural aplicado a um modelo musculoesquelético em sistema de malha fechada (DAVOODI et al.,2001b).

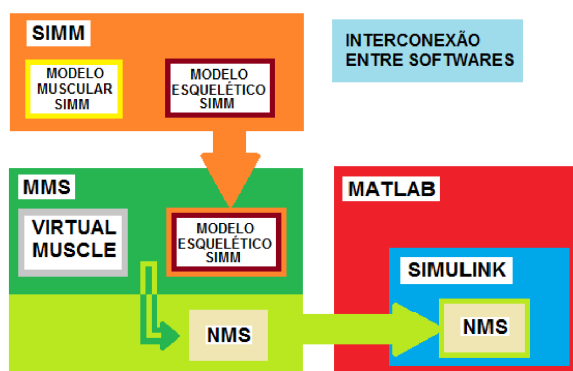


Figura 4 – Interconexão Entre Softwares - NMS

2.3.4 Desenvolvimento de Controladores FES

No artigo *Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems* (DAVOODI; BROWN; LOEB, 2003) apresentam uma aplicação de seu pacote integrado de *softwares*, trabalhando para simular uma ativação muscular provocada por estímulos elétricos.

Os autores ressaltam a importância que a simulação e desenvolvimento de controladores em ambiente computacional representa para a segurança dos pacientes, redução de tempo de desenvolvimento e redução de custos financeiros.

Ressaltam o caráter interdisciplinar de seu estudo, uma vez que permite ao profissional da saúde manter seu esforço dentro do viés clínico, abstraindo-se de detalhes técnicos ligados à segurança do paciente, tanto quanto permite ao projetista de controle, manter o foco de seu trabalho dentro do viés técnico, abstraindo de detalhes ligados à integridade física do paciente, de tal forma que através do estudo individual e multidisciplinar seja criada uma solução mais completa para uma aplicação real.

Torna-se clara a necessidade de um modelo computacional capaz de simular o comportamento musculoesquelético real, quando considera-se como exemplo uma aplicação onde a sintonia dos parâmetros de controle envolvem testes práticos, como é o caso de redes neurais (DAVOODI; BROWN; LOEB, 2003). Nesse tipo de abordagem é necessário que o sistema de controle execute diversos procedimentos de testes, que resultam na sintonia dos parâmetros

necessários para o funcionamento do sistema.

Com um modelo computacional capaz de substituir um paciente real, é possível realizar a os testes para sintonia dos parâmetros do sistema, antes de sua utilização real, diminuindo o tempo de adaptação do controlador ao usuário, evitando que o paciente seja submetido a procedimentos desconfortáveis e eticamente questionáveis, acelerando o desenvolvimento de novas soluções.

2.3.5 O *Musculoskeletal Modeling Software* (MSMS)

No artigo intitulado *Development of Clinician-Friendly Software for Musculoskeletal Modeling and Control* (DAVOODI; URATA; LOEB, 2004), os autores apresentam uma solução para simulação do sistema musculoesquelético na forma da ferramenta *Musculoskeletal Modeling Software* (MSMS) que reúne o *software Virtual Muscle* e *software MMS*, permitindo gerar um *modelo musculoesquelético* independentemente do *software* comercial SIMM.

A independência do MSMS colabora para a implementação de uma ferramenta mais acessível para os pesquisadores, pois permite a criação de modelos musculoesqueléticos, sem a necessidade de se adquirir a licença do SIMM, entretanto aumenta a dependência ao uso do *software Matlab*.

Dessa forma, o modelo mecânico que era gerado pelo programa SIMM, passa a ser implementado através das ferramentas do *Matlab*, permitindo que o *Simulink* seja usado para simular movimentos, e gerar medidas em tempo real de processamento.

Outra possibilidade agregada ao MSMS é sua capacidade de executar a animação de sua interface gráfica, onde é possível observar a o movimento produzido por uma prótese simulada, ou simular uma órtese FES.

Interpretar os comandos para disparar o movimento de uma prótese ou de uma órtese, requer uma estratégia de uso de sensores, que considere a limitação de movimentos do paciente.

Através do simulador gráfico do MSMS, é possível desenvolver aplicações terapêuticas,

como o treinamento do controle de próteses em ambiente computacional, permitindo verificar a capacidade do paciente em gerar comandos para o disparo do movimentos das próteses (DAVOODI; LOEB, 2012), permitindo que o usuário verifique sua adaptação, antes que a prótese seja realmente construída.

O desenvolvimento do MSMS reforça ideia defendida pelos autores que a pesquisa do controle de movimento humano depende de um *software* de simulação integrado de fácil aquisição.

Os autores defendem a ideia que a comercialização de um *software* com essas características, não é financeiramente atrativa para desenvolvedores com interesses puramente comerciais (DAVOODI; LOEB, 2012), pois o mercado consumidor para esse tipo de ferramenta não justifica o investimento de seu desenvolvimento.

Por outro lado, o desenvolvimento de um *software* útil para comunidade científica e desenvolvido com sua participação, faz do MSMS uma projeto viável, que permite auxiliar tanto novas pesquisa quanto o desenvolvimento de terapias relacionadas à desordens de mobilidade.

Outra forte motivação para a criação do MSMS, é a necessidade existente no *A.E. Mann Institute and Biomedical Engineering Department, University of Southern California*, em se possuir uma ferramenta de *software* que permita projetar movimentos musculoesqueléticos, potencializando o uso de uma tecnologia desenvolvida pelo laboratório chamada de *BIONs™*.

O *BIONs™* pretende funcionar como um neurônio biônico implantado em pacientes , para realizar ativação muscular através de comandos elétricos, que atuam sem conexão de fios. Gerando estímulos e fornecendo informações de sensoriamento para um dispositivo de controle remoto.

Essa tecnologia possui aplicação clinica mas depende de um *software* que permita ao médico aplicar uma sistemática de movimento ao paciente, função que pode ser agregada ao MSMS tornando seu desenvolvimento necessário.

Neste caso o MSMS atua como um programa que auxilia o desenvolvimento da movimentação, que será executada através de neurônios biônicos.

A partir das informações sobre o desenvolvimento do MSMS e suas aplicações, é possível entender sua relevância no desenvolvimento do MCSM, uma vez que ele é responsável por gerar o modelo musculoesquelético, e por permitir que esse modelo possa ser atualizado com informações particulares de qualquer pacientes para os quais se conheçam as características musculoesqueléticas necessárias para alimentar o modelo

2.4 CONTROLADOR PID E SINTONIA POR *ZIEGLER – NICHOLS*

O controlador PID (Proporcional Integral Derivativo) é uma abordagem de controle amplamente utilizada (OGATA, 2000, p.544), possui teoria bem difundida e sua implementação prática conhecida, dessa forma um controlador PID pode ser facilmente desenvolvido ou adquirido no mercado.

Sua função de transferência é apresentada na (Equação 1).

$$G(S) = P \left[1 + I * \left(\frac{1}{S} \right) + D * (S) \right]$$

Equação 1

Segundo a literatura (OGATA, 2000), é possível sintonizar os ganhos para um controlador PID, mesmo que ele seja aplicado a um sistema onde se desconhece seu modelo matemático.

“No caso, contudo, em que o processo seja tão complicado que seu modelo matemático não possa ser obtido com facilidade, então a abordagem analítica para se projetar um controlador PID deixa de ser viável. Neste caso deve-se fazer uso das técnicas experimentais de sintonia do controladores PID.”
(OGATA, 2000, p.544)

A técnica experimental para sintonia dos ganhos do controlador PID apresentada pelo autor, é conhecida como método de sintonia por *Ziegles e Nichols* (ZN).

Seu uso é relevante no desenvolvimento do MCSM, uma vez que este trabalho trata o modelo musculoesquelético como um sistema desconhecido, de forma análoga com a qual seria

possível tratar a um paciente em aplicação real.

“O procedimento de seleção dos ganhos do controlador de modo a serem atendidas as especificações de desempenho é conhecido como sintonia do controlador. Ziegler e Nichols propuseram regras para sintonia de controladores PID baseadas na resposta experimental a uma excitação em degrau ou no valor K_p que resulta em estabilidade marginal quando se utiliza unicamente a ação de controle proporcional. As regras de Ziegler-Nichols, apresentadas a seguir, são muito convenientes nos casos em que não se conhece o modelo matemático do processo.” (OGATA, 2000, p.544)

Para sintonia dos ganhos PID, é sugerido que se aplique à entrada do sistema, representado na (Figura 5), uma função teste na forma de um degrau unitário. A cada novo teste, o controlador deve ter seu ganho P elevado progressivamente, mantendo os ganhos I e D iguais a zero, até que a resposta à função degrau resulte em uma saída que oscile de forma mantida, o que significa não sofrer atenuação da amplitude de oscilação.

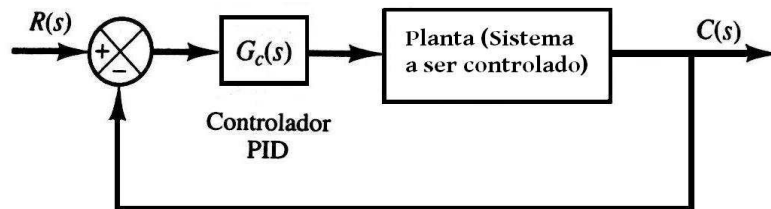


Figura 5 -Diagrama em Bloco do Sistema
Fonte: (OGATA, 2000, p.548) - Modificado

Uma vez identificado o ganho P que gera a oscilação mantida, também chamado de ganho crítico (K_{CR}), é realizado a medição do período da oscilação em segundos, chamado de período crítico (P_{CR}).

Com esses valores, é possível ajustar o controlador PID para que sua função de transferência seja igual à (Equação 2).

$$G(S) = 0,6 * K_{CR} \left[1 + \frac{1}{0,5 * P_{CR}} * \left(\frac{1}{S} \right) + (0,125 * P_{CR}) * (S) \right]$$

Equação 2

O método de sintonia ZN não se propões a ser uma solução definitiva para sintonia de ganhos PID, dessa forma ele se posiciona como um ponto de partida para uma sintonia mais fina dos ganhos (OGATA, 2000, p.550).

Quando se aplica o método ZN, é importante avaliar o quanto é aceitável para o sistema, ultrapassar a referência estabelecida (sobressinal), assim como se é aceitável o tempo que o sistema leva para alcançar essa referência (tempo de acomodação), pois esses parâmetros podem variar entre aplicações do controlador PID.

Em um exemplo de aplicação do método, o autor utiliza um sistema cuja função de transferência é conhecida, o autor se propõe a analisar o comportamento do controlador PID sintonizado através do método ZN, bem como seu efeito tomando como referência o diagrama dos locais das raízes do sistema conhecido.

Demonstra-se que a aplicação sistemática do método ZN pode resultar em um sobressinal indesejado e um tempo de acomodação elevado.

Como forma de reduzir o sobressinal e reduzir o tempo de acomodação, é proposto pelo autor (OGATA, 2000, p.550), que as constantes P e D possam ter seus valores dobrados, enquanto a constante I deve ter seu valor dividido pela metade, resultando na seguinte função de transferência alternativa para o método ZN, (Equação 3).

$$G(S) = 1,2 * K_{CR} \left[1 + \frac{1}{P_{CR}} * \left(\frac{1}{S} \right) + (0,25 * P_{CR}) * (S) \right]$$

Equação 3

Essa abordagem é utilizada uma vez que o sobressinal no sistema exemplificado é 62% maior que a referência adotada pela função de teste degrau unitário, ultrapassando o sobressinal médio, para os quais as constantes do método ZN foram calculadas (OGATA, 2000, p.548).

3 METODOLOGIA

Para atingir o objetivo proposto, realizou-se os seguintes passos:

- Utilizar o estudo da fisiológico da ativação muscular, com o objetivo de melhorar a compreensão do acionamento musculoesquelético, seus processos físicos e químicos, e grandezas elétricas envolvidas, tomando conhecimento das diferenças existente entre a movimentação natural e a movimentação funcional alcançada através de estímulo elétrico, .
- Utilizar o conhecimento desenvolvido através do estudo do *Musculoskeletal Modeling Software* (MSMS), para entender o comportamento e as limitações impostas a simulação musculoesquelética, gerada por esta ferramenta.
- Utilizar o MSMS para desenvolver um modelo computacional capaz de reproduzir a movimentação angular entre o braço e o antebraço, partindo da ativação do conjunto dos músculos bíceps e tríceps, de forma compatível com a movimentação provocada por estímulo elétrico.
- Pesquisar o funcionamento das ferramentas disponíveis no Matlab, capazes de simular uma malha de controle PID e um gerador PWM com o objetivo de realizar uma ativação muscular controlada, tomando como referência a posição angular entre o braço e antebraço simulados.
- Realizar a integração entre o modelo gerado pelo *software* MSMS e as ferramentas de controle disponíveis no Matlab, através de sua interface Simulink.
- Calcular os ganhos PID do controlador, utilizando como referência os ângulos predefinidos de 20°; 40°; 60°; 80°; 100°; 120° e 140°.
- Determinar os ganhos PID do controlador, que permitam o posicionamento do *braço simulado* nas posições intermediárias 30°; 50°; 70°; 90°; 110° e 130°, através da interpolação da curva de tendência dos ganhos PID obtidas para os ângulos

predefinidos.

- Utilizar a abordagem original proposta por *Ziegler-Nichols*, para determinar os parâmetros críticos que permitem calcular, os ganhos PID para o posicionamento angular.
- Utilizar uma abordagem modificada do método *Ziegler-Nichols*, para calcular os ganhos PID para sistemas onde a abordagem original não se aplica.
- Realizar testes sintonizando o controlador PID com valores obtidos através dos parâmetros críticos, e da interpolação gráfica, tanto para a abordagem clássica quanto para a abordagem modificada do método de *Ziegler-Nichols*, permitindo determinar correspondência entre os ganhos PID calculados e obtidos através da interpolação dos gráficos, ao mesmo tempo que permite definir qual abordagem possui melhor resposta dentro da concepção de movimentação funcional desejada para esta aplicação.

4 MODELO MUSCULOESQUELÉTICO - MSMS

O *software* MSMS permite desenvolver um modelo musculoesquelético que leva em consideração características fisiológicas de um paciente, permitindo selecionar a forma de recrutamento das fibras musculares envolvidas na movimentação.

Dentro desse modelo é possível simular o recrutamento das fibras em sua forma natural, ou simular o recrutamento proveniente de excitação elétrica intramuscular.

Para o desenvolvimento do modelo, foram utilizadas características apontadas pela literatura de fisiologia humana, em conjunto com informações disponíveis em artigos científicos, que permitem desenvolver um modelo de movimentação musculoesquelético, onde é possível simular uma movimentação potencialmente funcional através de estímulo elétrico.

Neste capítulo são apresentados os parâmetros e configurações necessários para desenvolver o modelo musculoesquelético através do MSMS.

4.1 FREQUÊNCIA DE TETANIZAÇÃO

O músculo em sua força máxima de contração pode gerar em média 4Kg/cm^2 de força, entretanto é possível dosar essa força através da frequência de ativação muscular, pois ela é proporcional à força de contração do músculo (GUYTON, 1996, p.67) , (Figura 6).

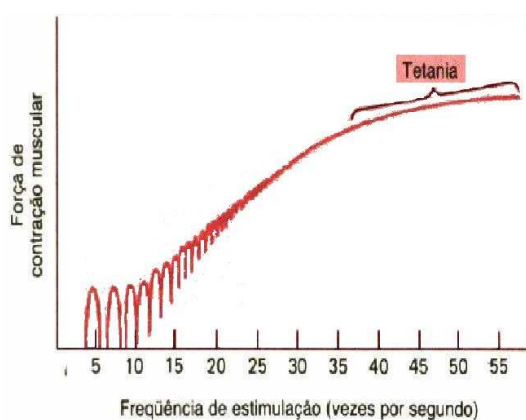


Figura 6 – Força de Contração Muscular e Frequência de Estímulo Elétrico
Fonte: (GUYTON, 1996, p.67) - Modificado

Quando um estímulo possui uma frequência de acionamento baixa, de 1 à 15 ciclos por segundo, a contração muscular produz pouca força, já quando a frequência de acionamento é da ordem de 15 à 30 ciclos por segundo, a força de acionamento aumenta linearmente até o ponto onde não é possível notar os intervalos entre os acionamentos, quando a frequência de acionamento é da ordem de 30 à 55 ciclos por segundo, existe um ganho expressivo de força, e na frequência de 55Hz o músculo se aproxima de sua máxima força de contração (GUYTON, 1996, p.67) .

O estado de ativação muscular contínua causado por frequência de ativação da ordem de 30 à 55 Hz é chamada de tetanização. Nessa condição a contração muscular atinge o seu limite máximo, isso ocorre pois o sarcoplasma fica repleto de íons de cálcio mesmo nos intervalos entre os estímulos elétricos (GUYTON, 1996, p.67).

4.2 FIBRAS MUSCULARES RÁPIDAS E LENTAS

É possível classificar as fibras musculares em dois tipos principais, as fibras rápidas e fibras lentas (GUYTON, 1996, p.66).

Cada tipo de fibra apresenta constituição física e característica de movimento distintos.

As fibras rápidas possuem um tamanho maior e resultam em uma maior força em sua contração, são responsáveis pela movimentação rápida e forte, enquanto as fibras lentas possuem tamanho menor e uma larga vascularização, permitindo movimentação mais prolongada.

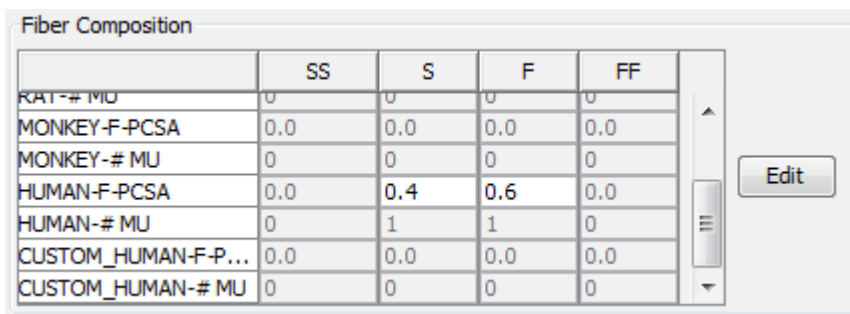
O músculo real é composto por fibras rápidas, lentas, e por diversas outras fibras que podem ser classificadas como intermediárias, por reúnem características dos dois tipos principais de fibras.

Uma fibra muscular pode mudar suas características em função do trabalho que executa, essa modificação é rápida e pode acontecer em questão de semanas (GUYTON, 1996, p.66), podendo resultar em atrofia ou hipertrofia do músculo, como resultado direto da atrofia ou hipertrofia das fibras musculares.

Para efeito prático, foi considerado que os músculos simulados são compostos de 40% de

fibras lentas e de 60% de fibras rápidas no modelo gerado para o MCSM.

Essa característica pode ser configurada dentro do MSMS (Figura 7) e interfere na resposta do acionamento muscular. A proporção de fibras 40% 60% é usada no modelo apresentado como exemplos de funcionamento do MSMS, com o mesmo objetivo de simular o músculos do braço humano que pretende-se para o MCSM.



	SS	S	F	FF
RAT-# MU	0	0	0	0
MONKEY-F-PCSA	0.0	0.0	0.0	0.0
MONKEY-# MU	0	0	0	0
HUMAN-F-PCSA	0.0	0.4	0.6	0.0
HUMAN-# MU	0	1	1	0
CUSTOM_HUMAN-F-P...	0.0	0.0	0.0	0.0
CUSTOM_HUMAN-# MU	0	0	0	0

Figura 7 – Tabela de Composição de Fibras Musculares

4.3 MODELO MUSCULOESQUELÉTICO

É possível desenvolver um modelo musculoesquelético através do *software* MSMS, dividindo as tarefas em partes, mecânicas, musculares e sensores.

A determinação dos parâmetros necessários para desenvolver um modelo completamente individualizado, requer um estudo detalhado de características particulares de um paciente real.

A obtenção dos parâmetros que definem o modelo muscular individualizado, envolve o estudo de cadáveres, medições realizadas através da tecnologia de ultra sonografia, ou movimentação voluntária.

Para o desenvolvimento do MCSM são usados os valores disponíveis como exemplo de modelagem de um braço humano pelo MSMS.

De forma análoga, os ossos utilizados no desenvolvimento do MCSM são fornecidos pelo próprio exemplo do MSMS.

Os sensores utilizados para verificar o posicionamento *braço simulado*, são inseridos no modelo através do MSMS, e fornecem coordenadas (X,Y,Z) de suas posições levando em

consideração o plano cartesiano adotado no MSMS, através dos sensores é possível calcular o ângulo de inclinação do *braço simulado*, e realizar um controle em malha fechada do posicionamento do angular do *braço simulado*, atuando sobre o modelo e interpretando sua informação de posicionamento angular do *braço simulado*.

Os detalhes de configuração das diferentes partes do modelo, são apresentadas nos itens 4.3.1 que trata sobre o modelo esquelético, 4.3.2 que trata sobre o modelo muscular, e 4.3.3 que trata sobre os sensores.

4.3.1 Modelo Esquelético

O modelo esquelético é composto por junções que podem ser articuladas ou não, e segmentos que são representados por ossos do corpo humano.

A simulação é composta pelas junções do ombro e do cotovelo, e segmentos compostos pelos ossos da clavícula, escapula, úmero, radio, ulna, e mão. Sendo que a clavícula está ligada ao úmero pela junção do ombro, este conjunto não apresenta movimentação, enquanto o radio e a ulna se ligam ao úmero através da junção do cotovelo, que possui movimento de rotação, a mão se liga aos ossos radio e ulna, e também não possui liberdade de movimento (Figura 8).

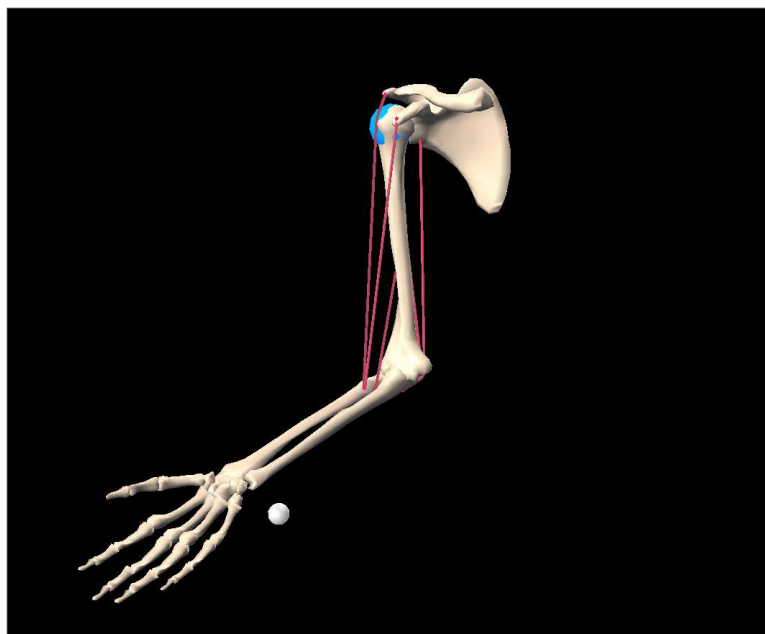


Figura 8 – Modelo Musculoesquelético Gerado no MSMS

Ao ativar os músculos do bíceps ou do tríceps, ocorre a movimentação de rotação na junção do cotovelo, que resulta na variação entre o ângulo do formado pelo braço e antebraço, permitindo que um correto acionamento entre os músculos do bíceps e do tríceps, faça com que a mão alcance uma posição angular estabelecida pela referência de posição.

É importante observar a possibilidade de se projetar estruturas ósseas em *software* de CAD e importar essas estruturas para o MSMS, esse recurso é necessário em implementações onde se deseja uma representação mais fiel do paciente, levando em consideração suas características particulares.

4.3.2 Modelo Muscular

O modelo muscular gerado pelo MSMS simula o comportamento da fisiologia de músculos e tendões, baseado na modelagem da mecânica muscular proposta por Hill no ano de 1938 e pelo aprimoramento do modelo proposto por Zajac no ano de 1989 (XU;ZAHANG;PANG, 2010).

Para simular o comportamento da ativação muscular gerada por esse modelo, é necessário obter alguns parâmetros como *Muscle mass* (M [g]), *Optimal fascicle length* (L_o [cm]), *Optimal tendon length*(L^T_o [cm]) *Maximal musculotendon path length* (L_{MAX}^{MT} [cm]).

A obtenção desses parâmetros pode ocorrer através de experimentos que envolvem movimentação voluntária (XU;ZAHANG;PANG, 2010), entretanto essa técnica tem limitações quando aplicada a pacientes que sofrem de impedimento da movimentação voluntária.

Outra alternativa é a dissecação da musculatura de cadáveres, cuja informação pode ser usada para o desenvolvimento de um modelo de movimentação do braço humano, fazendo uso dos resultados do trabalho de Murray. W.M. desenvolvido em 1997 (DAVOODI; BROWN; LOEB, 2003).

É possível realizar medições por ultra som, como descrito no artigo de Li e Tong (2006), onde os autores fazem uso dessa tecnologia para identificar parâmetros do músculo braquial.

Estes parâmetros representam características individuais, de grande importância para definir o comportamento muscular de um paciente simulado.

Em aplicações envolvendo modelagem muscular de um ser humano com dificuldades de movimentação, a obtenção dos parâmetros não pode ocorrer através de métodos invasivos, nem através de movimentação voluntária, dessa forma é possível obter alguns parâmetros através de medição por ultrassom, sendo este o método mais apropriado para modelar a musculatura de pacientes vivos.

Para o desenvolvimento do MCSM, faz-se uso das informações musculares e esqueléticas apresentadas como exemplo de funcionamento do MSMS.

Recorreu-se ao uso dessas informações, pois os trabalhos consultados não apresentaram informações suficientes para simular todos os músculos envolvidos no movimento do *braço simulado*, a obtenção desses parâmetros partindo de um paciente real foge do escopo deste trabalho, porém o MSMS apresenta um modelo detalhado do braço humano que pode ser utilizado dentro do MCSM.

Os parâmetros encontrados no MSMS para os músculos do conjunto do bíceps e do tríceps são apresentados na tabela abaixo (Tabela1).

Músculo	M [g]	L _o [cm]	L ^T _o [cm]	L _{MAX} ^{MT} [cm]
BICEPS_C_CURTO	161,3990	14,0000	13,5000	34,0000
BICEPS_C_LONGO	169,6000	11,0000	17,0000	34,0000
BRAQUIAL	283,3499	10,0000	3,0000	16,0000
TRICEPS_C_LONGO	289,4500	18,0000	11,0000	31,0000
TRICEPS_C_LATERAL	517,5500	14,0000	10,0000	25,0000
TRICEPS_C_MEDIAL	203,6500	10,0000	0,3000	12,0000

Tabela - 1 Parâmetros do Modelo Muscular

4.3.3 Sensor de Posição Angular

A utilização de sensores de posição, gera saídas no modelo musculoesquelético que permitem monitorar a coordenada de seu posicionamento.

Para se conhecer o ângulo de inclinação do *braço simulado*, foram posicionados dois sensores ao longo do osso úmero, sendo que o primeiro está localizado na posição equivalente ao cotovelo, e o outro está localizado na posição equivalente ao pulso do *braço simulado*, (Figura 9).

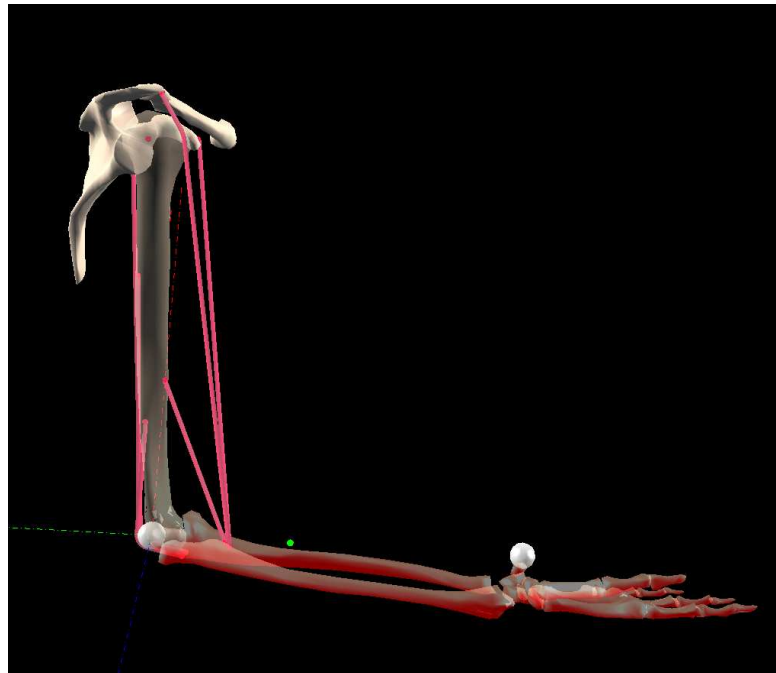


Figura 9 -Detalhe dos Sensores de Posição

A posição angular é calculada através da diferença entre as coordenadas dos dois sensores, gerando um segmento de reta paralelo ao antebraço, a projeção do segmento de reta calculado, determina dois segmentos perpendiculares proporcionais à inclinação do *braço simulado* (X, Y), tomando como referência o eixo cartesiano adotado pelo modelo.

Através da relação Y/X , encontra-se o equivalente à tangente do ângulo de inclinação do *braço simulado*. Dessa forma é simples calcular o ângulo de inclinação através da função arco-tangente e converter esse valor em graus.

5 GERADOR PWM E CONTROLADOR PID

Para garantir que o músculo simulado possa atingir sua força de contração máxima, utilizou-se a mesma frequência de 55Hz que leva o músculo ao seu limite de esforço, no estado de tetania.

O gerador PWM (*Pulsewidth Modulation*) atua ligando e desligando o sinal de 55Hz de forma proporcional ao comando gerado pelo controlador PID.

Essa configuração permite que um sinal de acionamento atue sem interrupções caso seja necessário o uso de força máxima do músculo, ou possa atuar em intervalos de tempo que permita ao controlador dosar a força resultante, influenciando diretamente no posicionamento angular do *braço simulado*, permitindo atingir o resultado desejado, mesmo com um acionamento muscular diferente do realizado pelo cérebro

O sinal gerado pelo PWM é chamado de sinal modulado, esse sinal é uma composição entre um sinal de referência gerado internamente pelo PWM e outro vindo do controlador PID.

O sinal de referência gerado pelo PWM é chamado de sinal *portador* ou *portadora*, e geralmente possui uma frequência mais alta que os outros sinais envolvidos, enquanto o sinal oriundo do controlador PID é chamado de *modulante*, e geralmente possui uma frequência mais baixa, como demonstra a (Figura 10).

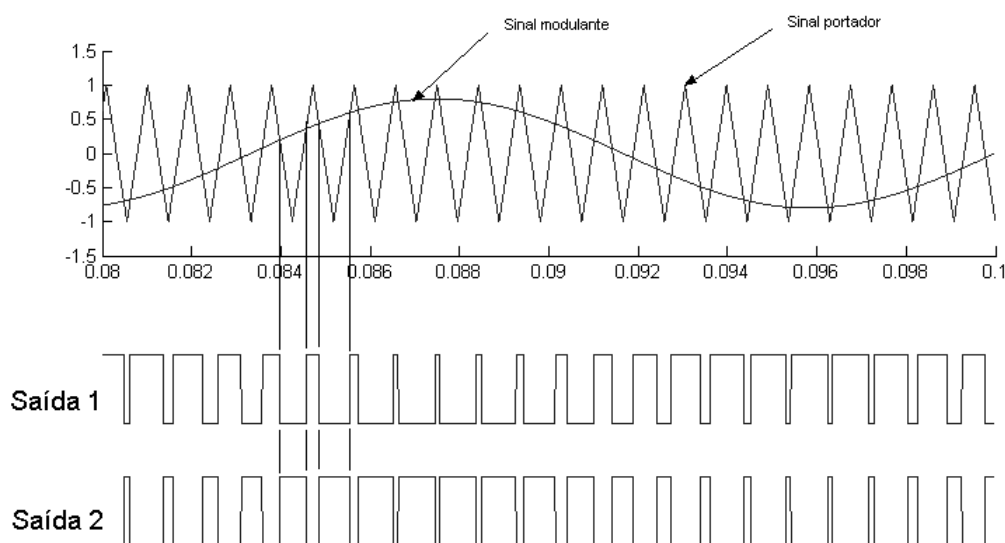


Figura 10 – Representação do Funcionamento do Bloco PWM do *Matlab*

É possível verificar que a frequência do sinal resultante nas saídas 1 e 2 tem o mesmo período do sinal da *portadora*, entretanto a largura dos níveis alto e baixo que compõe o sinal, dependem do sinal *modulante*, e por consequência indicam qual grupo muscular deve estar ativado.

Uma vez que a frequência do sinal de saída depende da frequência do sinal da *portadora*, ela foi configurada para 55Hz, mantendo relação com a frequência de tetania, de tal forma que o gerador PWM seja capaz de dosar ciclos inteiros do acionamento de um gerador de estímulos elétricos configurado com a mesma frequência de ativação.

Na implementação utilizada o PWM gera dois sinais complementares, utilizados para acionar grupos de músculos com ação antagonistas, isso permite o acionamento do bíceps no momento de descanso do tríceps e vice versa.

6 INTEGRAÇÃO COM O *MATLAB*

O *software* MSMS gera um arquivo de extensão “.mdl” (Figura 11), contendo o modelo matemático que simula a movimentação musculoesquelética.

Esse modelo pode sofrer modificações, no caso da modelagem de características particulares para diferentes *pacientes virtuais*, ou pela atualização dos parâmetros musculares que podem ocorrer após certo tempo de uso de uma órtese FES real.

Por esse motivo utiliza-se o arquivo gerado pelo MSMS, que recebeu o nome de “MODELO.mdl” (Figura 11), como um subsistema dentro de outro arquivo principal, ao qual nomeou-se de “Controle_VM.mdl”.

Essa abordagem permite que o arquivo “MODELO.mdl” possa ser modificado livremente pelo MSMS, mas exige que o arquivo “Controle_VM.mdl” seja atualizado após essas modificações.

Esse procedimento de atualização deve ser feito manualmente no arquivo “Controle_VM.mdl” dentro do *Matlab-Simulink*, sempre que for gerado nova versão do arquivo “MODELO.mdl”.

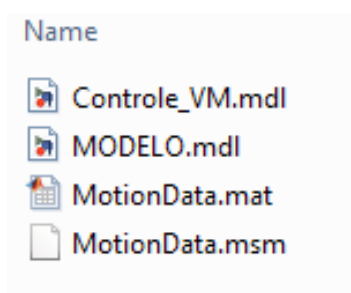


Figura 11 – Arquivos Gerados pelo Modelo

O *software* MSMS permite atualizar um arquivo "MODELO.mdl" já existente com as novas informações, no entanto modificações mais profundas no modelo musculoesquelético, como a retirada ou inclusão de músculos e sensores, pode gerar uma atualização incompleta do arquivo.

Com o objetivo de evitar erros de simulação, foi adotado como procedimento para qualquer atualização do modelo musculoesquelético, o processo de substituição completa do subsistema

dentro de um arquivo principal (APÊNDICE A).

Dessa forma, é necessário excluir manualmente o arquivo "MODELO.mdl" e gerar um novo arquivo através do MSMS, e substituir o bloco MM (*Modelo Musculoesquelético*) contido no arquivo "Controle_VM.mdl".

O arquivo "Controle_VM.mdl" é o objeto resultante do desenvolvimento do MCSM, uma vez que permite integrar o modelo musculoesquelético gerado pelo MSMS e as ferramentas do *Matlab - Simulink*, gerando um sistema que permite a simulação computacional de uma estratégia de controle com o objetivo de alcançar uma movimentação funcional, (Figura 12).

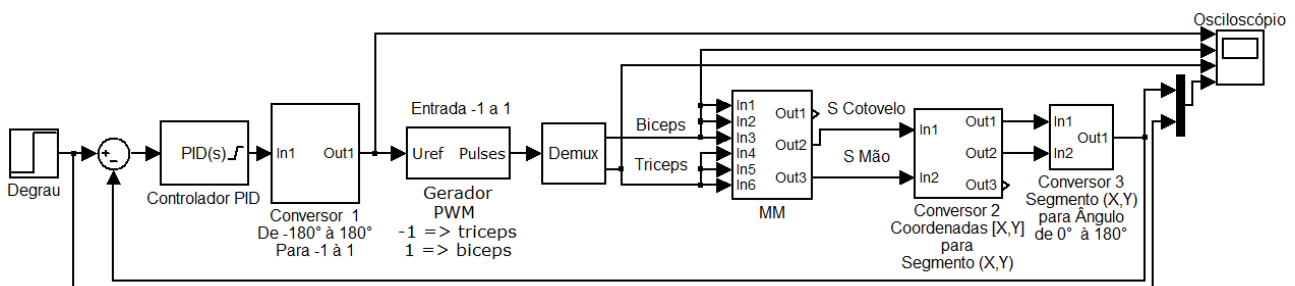


Figura 12 – Modelo de Controle e Simulação Musculoesquelética - MCSM Gerado no *Matlab*

Este arquivo reúne todas as configurações e parâmetros necessários para a simulação. Os parâmetros desenvolvidos através do MSMS fazem parte do subsistema "MM" (*Modelo Musculoesquelético*), enquanto os outros blocos são responsáveis por implementar o controlador PID, o Gerador PWM e os conversores necessários para interconexão dos sinais entre esses blocos.

Cada um dos blocos apresentados na malha de controle do MCSM, que estão interconectados dentro do arquivo "Controle_VM.mdl", serão apresentados para melhor compreensão de suas funções.

6.1 Realimentação, Controlador PID, e PWM

Para o posicionamento do *braço simulado*, o sistema necessita de um valor de referência que expresse essa posição angular em graus, assumiu-se que o braço completamente estendido, com o tríceps contraído e bíceps relaxado está na posição angular de 0° , na condição inversa, se o bíceps está completamente contraído e o tríceps relaxado, a posição angular alcança a um ângulo máximo que não ultrapassa 160° , valor que foi configurado dentro do MSMS para limitar a movimentação mecânica do *braço simulado*, entretanto para efeito de cálculo, estimou-se que seria possível alcançar um posicionamento de 180° , permitindo medidas de forma semelhante ao uso de um goniômetro.

A diferença entre a referência de posicionamento angular e a posição calculada pelos sensores gerados dentro do MSMS geram um valor de erro que alimenta o controlador PID (Figura 13). Por sua vez o controlador PID gerar um acionamento que pretende corrigir esse erro, levando em consideração a dinâmica do sistema musculoesquelético, isso é possível através da escolha das constantes proporcional, integral e derivativa do controlador PID. Os valores gerados pelo controlador PID servem de referência para modulação do gerador PWM.

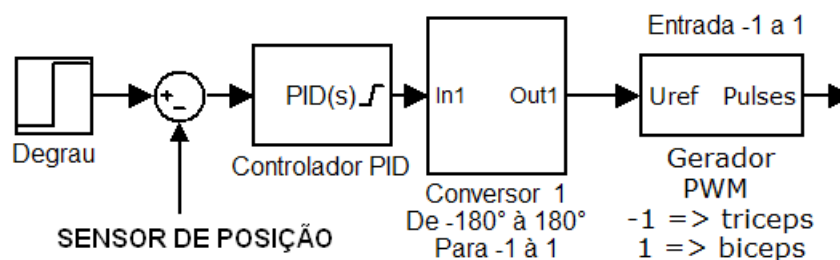


Figura 13 – Realimentação, Controlador PID, Conversor 1, Gerador PWM

O controlador PID foi configurado para gerar valores entre -180° à 180° , e representa o esforço de controle para correção do erro.

O gerador PWM usa em sua entrada valores que podem variar entre -1 à 1. Quando o gerador PWM recebe -1 em sua entrada, esse valor se reflete no acionamento do tríceps durante 100% do tempo, e quando recebe 1 esse valor se reflete no acionamento do bíceps 100% do tempo.

Por esse motivo, a variação entre -180° e 180° gerada pelo controlador PID deve ser convertida para valores entre -1 e 1.

A conversão entre a saída do PID e a entrada do PWM é feita pelo bloco "Conversor 1" que alimenta o gerador PWM com os valores esperados .

O acionamento periódico e assimétrico realizado pelo PWM dosa a quantidade de energia entregue aos músculos, permitindo alcançar o referencial de posição angular, e manter o posicionamento do *braço simulado* em uma posição desejada.

A frequência da portadora do gerador PWM foi configurada com a mesma frequência de 55Hz responsável pela condição de tetania muscular , dessa forma é possível prevenir que a frequência modulada não seja maior que a frequência de estímulo tornando o gerador FES coerente com os conceitos teóricos frequência de tetania apresentados anteriormente.

6.2 SUBSISTEMA “CONVERSOR 1”

O subsistema “Conversor 1” foi implementado para realizar uma conversão linear de valores, que tem por objetivo converter a saída de controle do PID, configurada para apresentar valores entre -180° e 180° , para valores entre -1 (acionamento total do tríceps) e 1 (acionamento total do bíceps), conforme necessidade do bloco gerador PWM do *Matlab*.

A função que os blocos (Figura 14) implementam, são equivalentes a equação abaixo (Equação 4).

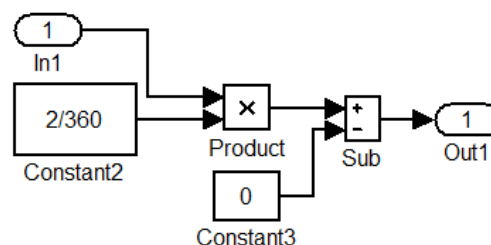


Figura 14 – Subsistema Conversor 1

$$Out1 = \frac{(In1 \times 2)}{360}$$

Equação 4

6.3 SUBSISTEMA “MM”, MODELO MUSCULOESQUELÉTICO

A saída do gerador PWM alimenta de forma complementar as entradas "In1", "In2", "In3" da entrada "In4", "In5", "In6" do modelo musculoesquelético "MM", produzindo um acionamento que determina músculos está acionados em um determinado instante, (Figura 15).

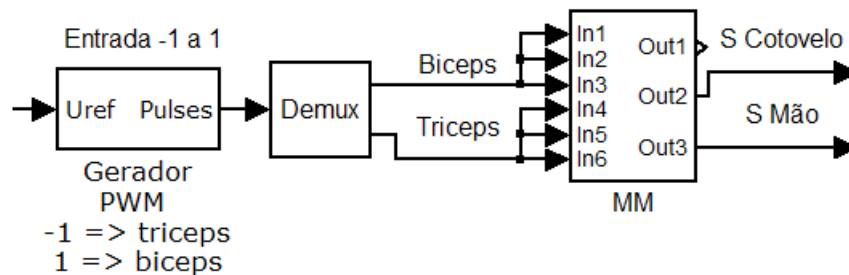


Figura 15 – Subsistema Modelo Musculoesquelético MM

O bloco de PWM fornece ao circuito duas saídas na forma de um sinal combinado que deve ser separado para que possa ser usado, essa separação é realizada pelo bloco "Demux" gerando duas saídas, uma para acionamento do bíceps e outra para acionamento do tríceps .

As entradas "In1", "In2" e "In3" do bloco "MM" são responsáveis pelo acionamento do equivalente ao músculo do bíceps, enquanto as entradas "In4", "In5" e "In6" são responsáveis pelo acionamento do tríceps

Como saída do bloco "MM", encontra-se as coordenadas [x,y] dos dois sensores inseridos no modelo, permitindo o cálculo do ângulo em que se posiciona o *braço simulado*.

6.4 SUBSISTEMA "CONVERSOR 2" E "CONVERSOR 3"

Os subsistemas "Conversor 2" foi desenvolvido para extrair os valores dos sensores simulados pelo modelo do subsistema "MM" enquanto o "Conversor 3" foi desenvolvido para calcular o ângulo de posicionamento do *braço simulado* e adequar a escala de valores entre 0° e 180° permitindo que realimentação do sistema seja compatível com a referência de posicionamento angular, (Figura 16).

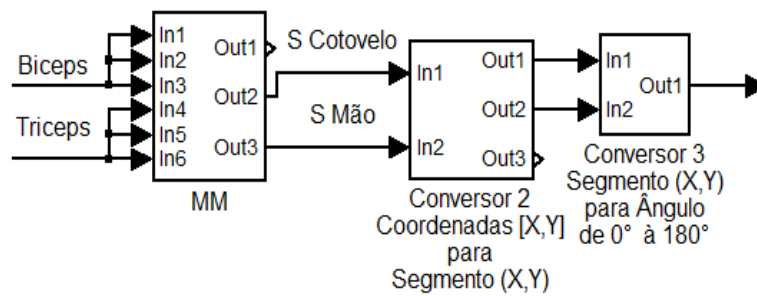


Figura 16 – Conversor 2 e Conversor 3

O "Conversor 2" é usado para separar 18 sinais fornecidos pelo sensor simulado do subsistema "MM", (Figura 17).

Dos sinais disponíveis, foram utilizados apenas os três primeiros, que representam as coordenadas [X,Y,Z] do sensor conectado à entrada "In1" (sensor do cotovelo), e da entrada "In2" (sensor da mão).

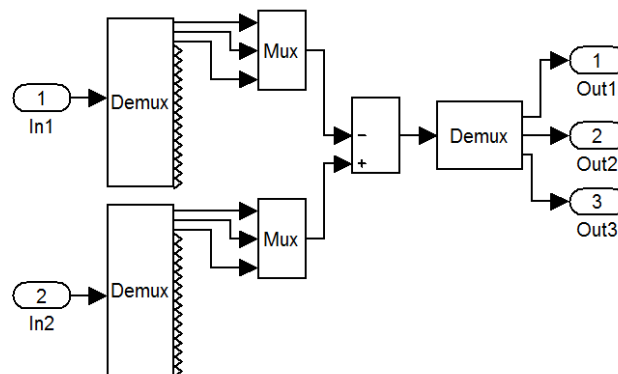


Figura 17 – Subsistema Conversor 2

A subtração entre os pontos dessas coordenadas, geram valores proporcionais ao segmento que separa esses dois pontos. Esses valores são proporcionais à projeção do segmento nos eixos X, Y, Z adotados pelo MSMS, e a relação entre os valores Y (Out2) e X (Out1) permitem obter a tangente do ângulo de inclinação do *braço simulado*.

O "Conversor 3" recebe os valores das saídas "Out1" e "Out2" e tem a função de calcular a relação entre "Out2" e "Out1" permitindo o cálculo do arco-tangente e a determinação do ângulo de

6.5 FREQUÊNCIA DE ESTÍMULO ELÉTRICO

O modelo gerado pelo MSMS precisa ser configurado com a frequência do estímulo elétrico utilizado ativação muscular. Essa configuração deve ser feita através do *Simulink* abrindo os subsistemas do bloco "MM", (Figura 19).

Dentro do "MM" encontra-se o subsistema "Drivers" e dentro dele, encontra-se os blocos "BICEPS_CURTO", "BICEPS_LONGO", "BRAQUIAL", "TRICEPS_C_LONGO", "TRICEPS_C_LATERAL" e "TRICEPS_C_MEDIAL", todos estes blocos possuem uma entrada denominada "Stim Freq (pps)" ao qual deve ser conectado um bloco "Constant" configurado com o valor da frequência de pulsos que deve ser plicada ao modelo, em unidade de pulsos por segundo.

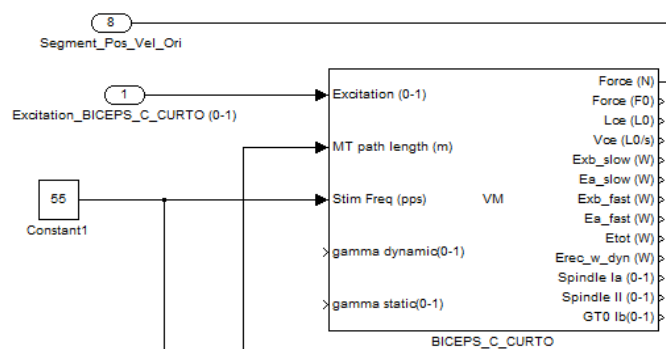


Figura 19 – Subsistema MM Gerado pelo MSMS

Para manter relação com a frequência de tetanização, atribuiu-se o valor de 55pps (pulsos por segundo), sem a atribuição desse valor, o modelo não pode calcular a reação do músculo, de forma que qualquer tentativa de ativação muscular não resulta em movimento.

Esse parâmetro é usado no modelo musculoesquelético gerado pelo MSMS, e pode ser identificado pela variável A_f frequência de ativação isométrica (CHENG;BROWM;LOEB, 2000).

Uma a contração isométrica ocorre quando o músculo atinge máxima força, mas é impedido de encurtar suas fibras, na literatura médica (GUYTON, 1996), a frequência de estímulo onde se alcança a máxima contração muscular é justamente a frequência de tetanização 55Hz.

Para o MCSM quando o acionamento muscular for ininterrupto, a força de ativação muscular deve ser máxima, por esse motivo adotou-se o valor 55Hz para "Stim Freq (pps)".

7 **TESTE MCSM**

Para obter os valores dos ganhos P (proporcional), I (integral), D (derivativo) para o controlador PID implementado no modelo, utilizou-se o método *Ziegler Nichols* (ZN) para sistemas de segunda ordem, neste método o ganho I e o ganho D do controlador são ajustados para 0 enquanto o ganho P é ajustado progressivamente até que o sistema alcance uma oscilação mantida entorno do referencial desejado.

O ganho proporcional que gera essa oscilação K_{CR} (ganho proporcional crítico) e o período dessa oscilação P_{CR} (Período crítico), são usados para calcular as constantes PID.

Foram utilizadas duas abordagens para o cálculo das constantes PID.

A primeira, denominada neste trabalho por ZN1, é a aplicação direta das constantes como proposto pelo método de *Ziegler-Nichols*, (Equação 5).

$$P_{ZN1} = 0,6 * K_{CR} \quad I_{ZN1} = \frac{1}{0,5 * P_{CR}} \quad D_{ZN1} = 0,125 * P_{CR}$$

Equação 5

A segunda, denominada neste trabalho por ZN2, é a proposta de correção aplicada aos ganhos PID de um sistema cujo sobressinal é da ordem de 62% da referência estabelecida, resultando no cálculo alternativo, (Equação 6)

$$P_{ZN2} = 1,2 * K_{CR} \quad I_{ZN2} = \frac{1}{P_{CR}} \quad D_{ZN2} = 0,25 * P_{CR}$$

Equação 6

O controlador PID usado no *Matlab* possui a função transferência diferente da função proposta pelo método ZN.

Quando configurado como *Ideal* sua função de transferência (Equação 7), introduz um polo em -N que serve como filtro para sistemas de primeira ordem. Quando N tende a infinito as funções de transferência do *Matlab* apresentam resultado semelhante à do método ZN.

Por esse motivo, N foi configurado com valor 1000, minimizando a influência da ação desse

polo no controle implementado.

$$G(S) = P \left[1 + I * \left(\frac{1}{S} \right) + D * \left(\frac{N}{S + N} \right) * (S) \right]$$

Equação 7

Uma vez que existe a possibilidade de que o sensor de posição possa ser ajustado, através de uma constante matemática, para indicar um ângulo relativo zero em qualquer posição angular absoluta.

Foi suposto que a função de teste degrau unitário seria capaz de indicar qualquer posição angular alcançada pelo *braço simulado*, e por consequência seria necessário aplicar uma função teste degrau para vários ângulos a fim de determinar os ganhos PID em suas variações possíveis.

Foram realizados testes cuja função degrau apontou os ângulos predefinidos de 20°; 40°; 60°; 80°; 100° 120°; e 140°.

Como exemplo, é apresentado o registro do teste de identificação dos parâmetros críticos, para o ângulo de 20° (Figura 20).

Os parâmetros K_{CR} e P_{CR} são obtidos, através da progressiva variação do ganho proporcional do controlador PID, até que o *braço simulado* apresente uma oscilação autossustentada.

No gráfico (Figura 20) é possível visualizar a resposta do sistema para um ganho limite de 3,9 e posteriormente para um ganho de 4,0 que leva o sistema para uma condição de oscilação autossustentada.

Através de K_{CR} e P_{CR} é possível calcular os ganhos PID para que o controlador seja capaz de alcançar a posição angular de 20°.

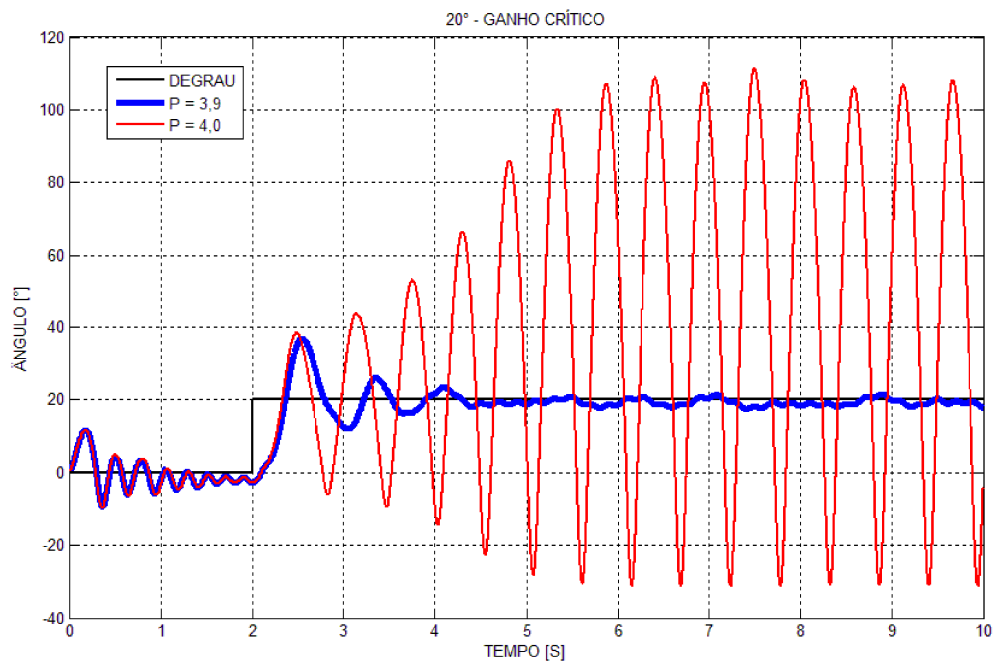


Figura 20 – Teste de Ganho Crítico para 20° – P = 3,9 (Amortecido) e P = 4,0 (Crítico)

O mesmo teste foi realizado para todos os outros ângulos predefinidos, e o registros desses testes estão disponíveis no APÊNDICE B.

Os valores identificados de ganho crítico e período crítico, juntamente com o cálculo dos ganhos PID para os critério ZN1 e ZN2 são apresentados (Tabela 2),(Tabela 3).

Os ganhos D foram multiplicados por um número constante 100 para melhor apresentação gráfica. Os valores apresentados na tabela foram divididos por 100, quando programados no controlador PID.

Critério ZN1					
Ângulo	K_{CR}	P_{CR}	P	I	Dx100
20°	4,000	0,537	2,400	3,7244	6,7125
40°	3,500	0,585	2,100	3,4188	7,3125
60°	3,500	0,668	2,100	2,9940	8,3500
80°	4,800	0,586	2,880	3,4130	7,3250
100°	5,600	0,492	3,360	4,0650	6,1500
120°	5,600	0,432	3,360	4,6296	5,4000
140°	5,000	0,401	3,000	4,9875	5,0125

Tabela 2 - Tabela de Valores Calculados para o Critério ZN1

Critério ZN2					
Ângulo	K_{CR}	P_{CR}	P	I	Dx100
20°	4,000	0,537	4,800	1,8622	13,4250
40°	3,500	0,585	4,200	1,7094	14,6250
60°	3,500	0,668	4,200	1,4970	16,7000
80°	4,800	0,586	5,760	1,7065	14,6500
100°	5,600	0,492	6,720	2,0325	12,3000
120°	5,600	0,432	6,720	2,3148	10,8000
140°	5,000	0,401	6,000	2,4938	10,0250

Tabela 3 - Tabela de Valores Calculados para o Critério ZN2

Partindo dos ganhos PID calculados e apresentados nas tabelas, realizou-se um teste comparativo atribuindo ao controlador os ganhos PID calculados critérios ZN1 e ZN2 para cada ângulo predefinido. Esse procedimento tem o objetivo de verificar qual a melhor abordagem de cálculo para o correto posicionamento do *braço virtual*.

Como exemplo apresenta-se o gráfico comparativo entre o comportamento do sistema quando submetido aos ganhos calculados pelos critérios ZN1 e ZN2 para o ângulo de posicionamento de 20° (Figura 21).

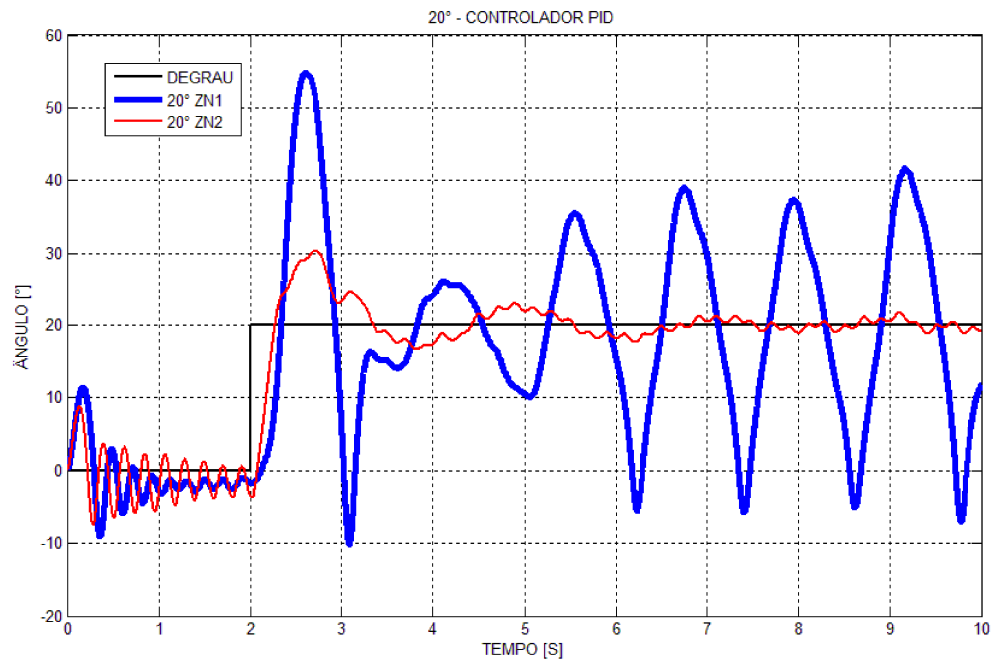


Figura 21 – Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 20°

O registros dos teste comparativos entre os critérios ZN1 e ZN2 para os outros ângulos predefinidos, está disponíveis no APÊNDICE C.

Através dos valores apresentados pela Tabela 2 e Tabela 3, é possível obter um gráfico do comportamento dos ganhos PID em função dos ângulos predefinidos para o *braço simulado*. Os gráficos a seguir, mostram a curva de tendência para os valores da Tabela 2 correspondente ao critério ZN1 (Figura 22), e da Tabela 3 correspondente ao critério ZN2, (Figura 23).

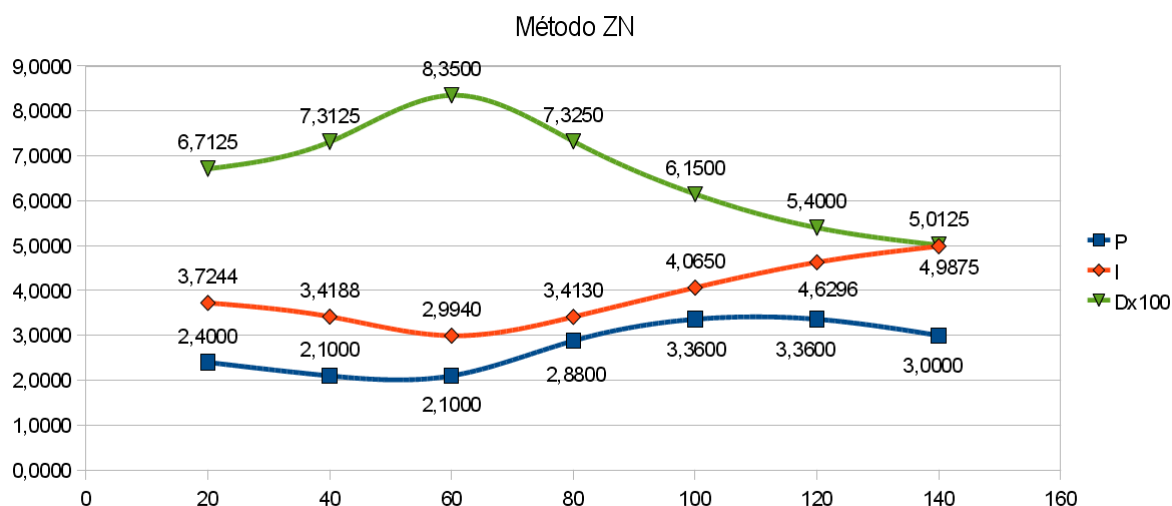


Figura 22 – Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, Critério ZN1

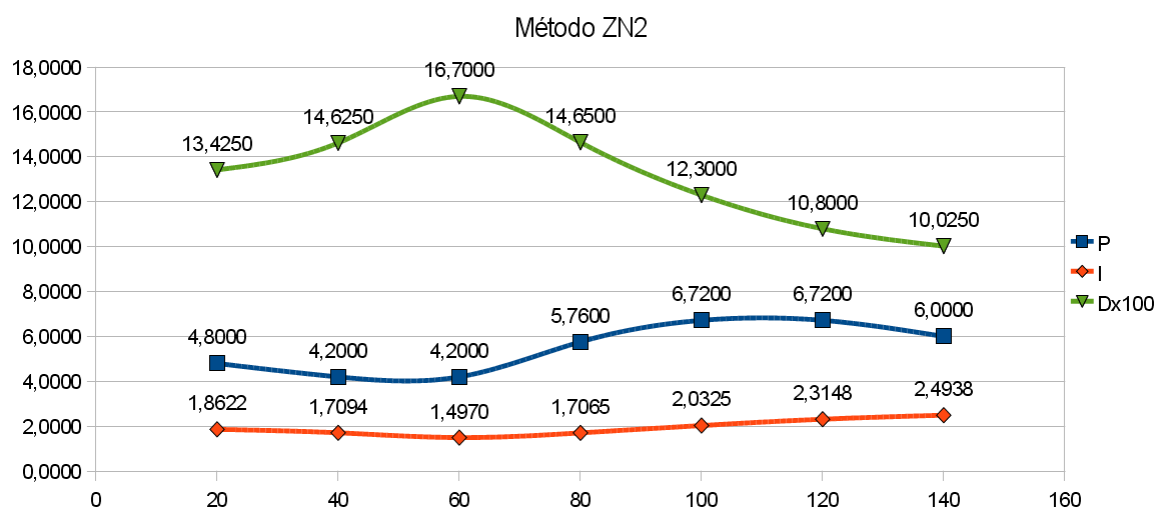


Figura 23 – Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, Critério ZN2

Com o uso das tabelas e dos gráficos é possível calcular por interpolação dos pontos conhecidos, os ganhos PID para ângulos intermediários de 30°, 50°, 70°, 90°, 110°, 130°, sem que seja necessário proceder aos testes para identificar os parâmetros críticos, o que permite gerar valores aproximados tanto para o critério ZN1 como para o critério ZN2.

Os valores dos ganhos PID para os ângulos intermediários, são apresentados (Tabela 4), (Tabela 5), juntamente com os valores calculados para os ângulos predefinidos.

Critério ZN1 - Valores Calculados e Aproximados					
Ângulo	K _{CR}	P _{CR}	P	I	Dx100
20°	4,000	0,537	2,400	3,7244	6,7125
30°			2,250	3,5716	7,0125
40°	3,500	0,585	2,100	3,4188	7,3125
50°			2,100	3,2064	7,8313
60°	3,500	0,668	2,100	2,9940	8,3500
70°			2,490	3,2035	7,8575
80°	4,800	0,586	2,880	3,4130	7,3250
90°			3,120	3,7390	6,7375
100°	5,600	0,492	3,360	4,0650	6,1500
110°			3,360	4,3473	5,7750
120°	5,600	0,432	3,360	4,6296	5,4000
130°			3,180	4,8086	5,2063
140°	5,000	0,401	3,000	4,9875	5,0125

Tabela 4 - Tabela de Valores Calculados e Aproximados para o Critério ZN1

Critério ZN2 - Valores Calculados e Aproximados					
Ângulo	K _{CR}	P _{CR}	P	I	Dx100
20°	4,000	0,537	4,800	1,8622	13,4250
30°			4,500	1,7858	14,0250
40°	3,500	0,585	4,200	1,7094	14,6250
50°			4,200	1,6032	15,6625
60°	3,500	0,668	4,200	1,4970	16,7000
70°			4,980	1,6017	15,6750
80°	4,800	0,586	5,760	1,7065	14,6500
90°			6,240	1,8695	13,4750
100°	5,600	0,492	6,720	2,0325	12,3000
110°			6,720	2,1737	11,5500
120°	5,600	0,432	6,720	2,3148	10,8000
130°			6,360	2,4043	10,4125
140°	5,000	0,401	6,000	2,4938	10,0250

Tabela 5 - Tabela de Valores Calculados e Aproximados para o Critério ZN2

Partindo da Tabela 4 e Tabela 5, são apresentados os gráficos onde é possível visualizar a curva de tenência dos ganhos PID para ângulos predefinidos juntamente com os ângulos intermediários, tanto para o critério ZN1 (Figura 24), como para o critério ZN2 (Figura 25).

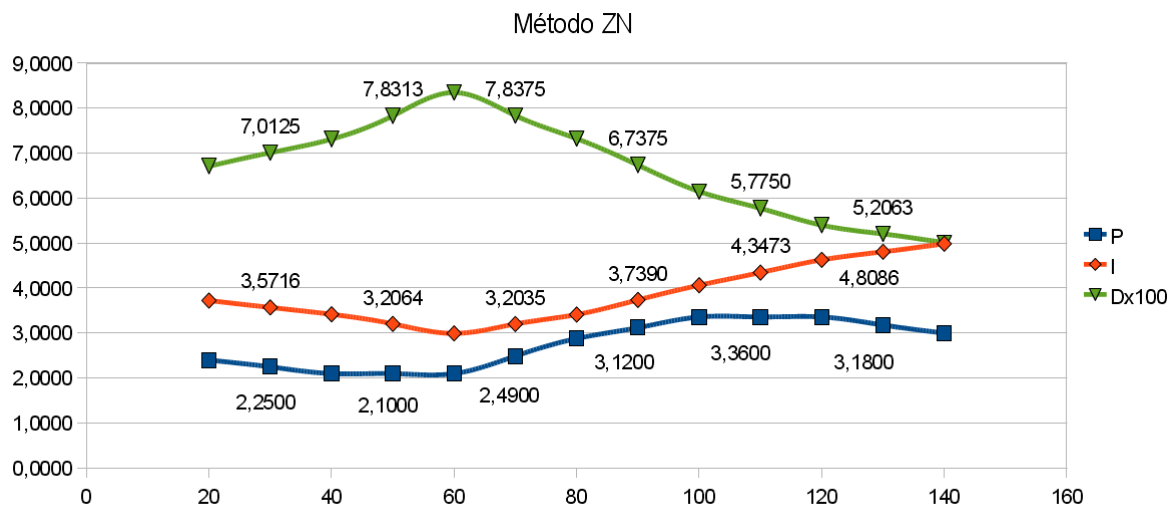


Figura 24 – Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, e Intermediários, Critério ZN1

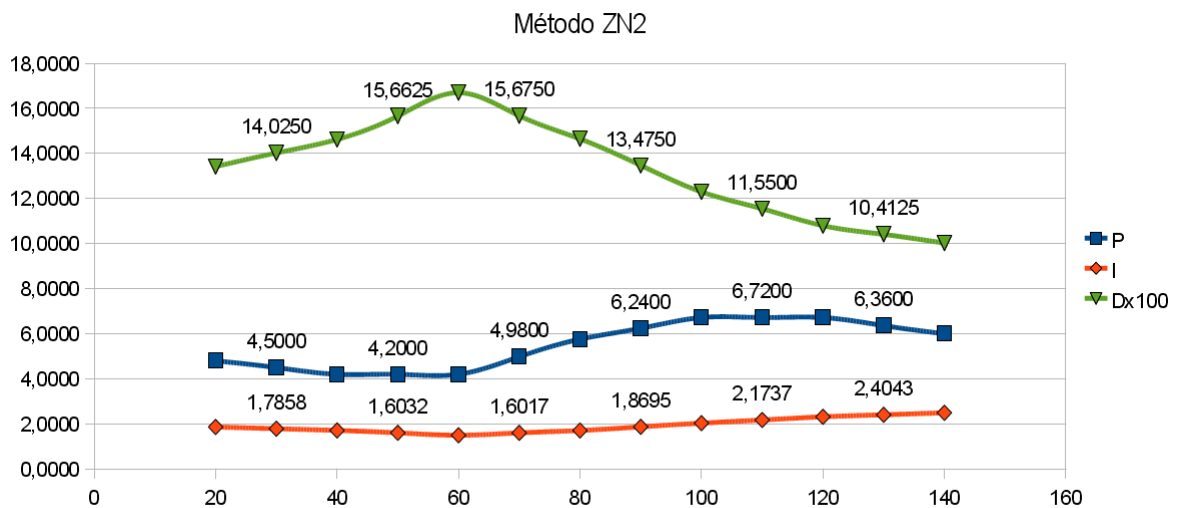


Figura 25 – Curva de Ganhos PID, Ângulos Predefinidos, e Intermediários, Critério ZN2

Essa aproximação de valores, pressupõe que o comportamento dos ganhos PID nos intervalos desconhecidos, possam ser estimados através da aproximação do seu comportamento por uma reta, de forma que é necessário pressupor que a variação dos ganhos PID é contínua nos intervalos não testados de posicionamento do *braço virtual*, essa aproximação evita a necessidade de realizar os procedimentos de testes para identificação dos parâmetros críticos, e torna possível um controle automático baseado nas curvas de tenência dos ganhos predefinidos.

Entretanto se faz necessário testar o comportamento do *braço virtual* para esse conjunto de ganhos PID, dessa forma executou-se novos testes comparativos entre os critérios ZN1 e ZN2 para os ganhos PID atribuídos aos ângulos intermediários, e abaixo é apresentado o gráfico para o ângulo intermediário de 30° (Figura 26).

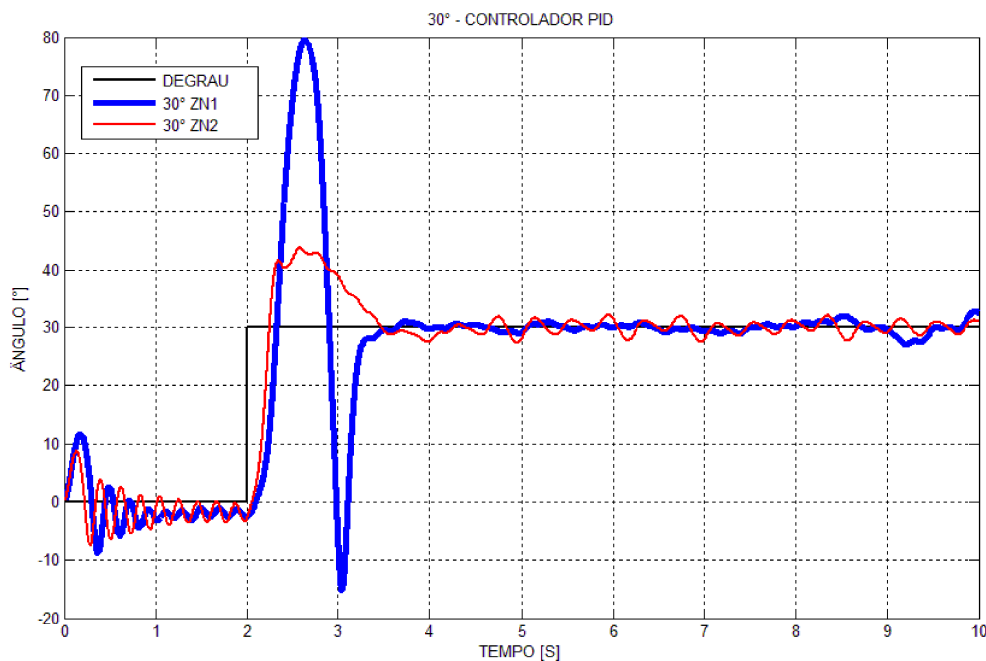


Figura 26 – Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 30°

O registros dos teste comparativos entre os critérios ZN1 e ZN2 para os ângulos intermediários, está disponível no APÊNDICE D.

A resposta do MCSM para os ganhos PID testados, indicam que é possível obter através do cálculo dos ganhos PID para ângulos predefinidos, os ganhos PID para os ângulos intermediários, por consequência é possível gerar um controle automático para ângulos intermediários, partindo da curva de tenência PID obtida para ângulos predefinidos.

Para isso é necessário o uso da abordagem de cálculos ZN2 para determinar os ganhos PID, pois a abordagem ZN1 não se mostra funcional, visto que para alguns ângulos o sistema não consegue alcançar a referência de posição angular estabelecida, e nos casos onde consegue, o *braço simulado* demora mais tempo para alcançar o resultado esperado, isso faz com que o critério de cálculo ZN2 produza uma movimentação mais funcional que o critério ZN1.

8 CONCLUSÃO

É possível verificar através da revisão bibliográfica que o estímulo elétrico, entre outras aplicações, pode ser usado para restabelecer movimento perdido em pacientes lesionados com o objetivo de realizar uma movimentação funcional, que garanta certo grau de independência motora.

O *software* MSMS permite simular o comportamento musculoesquelético através de um computador, utilizando características particulares da musculatura de um paciente, entretanto o modelo gerado não é capaz de simular os processos de fadiga nem a adaptação muscular, que ocorrem naturalmente no decorrer do uso da musculatura. Essa característica é bem vinda no desenvolvimento do MCSM pois permite realizar testes repetitivos, com o intuito de identificar os ganhos PID do controlador FES, sem que ocorra a adaptação do sistema musculoesquelético no decorrer dos procedimentos necessários .

Através da revisão bibliográfica, é possível compreender as diferenças entre uma movimentação harmoniosa natural e uma movimentação funcional induzida por estímulo elétrico, uma vez que a atual tecnologia não permite monitorar nem controlar a correta concentração de substâncias essenciais ao movimento do corpo humano, nem permite recriar a vasta rede de conexões neuromusculares que o corpo humano naturalmente possui. Entretanto é possível notar que o acionamento natural ocorre através de descargas elétricas, de forma análoga à movimentação funcional induzida através de estímulos elétricos.

Mesmo com as limitações tecnológicas envolvidas, a movimentação funcional em pacientes reais é possível, pois a ação do controlador FES não impede que o sistema fisiológico do paciente, regule as quantidades adequadas dessas substâncias, permitindo que a movimentação ocorra.

Demonstrou-se que o método de *Ziegler – Nichols* para sintonia dos ganhos PID, é uma abordagem válida dentro da simulação computacional, uma vez que seus testes repetitivos e potencialmente prejudiciais, podem ser conduzidos de forma segura, sem prejuízo para o paciente real.

Dentro deste trabalho, uma movimentação funcional implica na capacidade do controlador PID em permitir que o *braço simulado* alcance uma posição angular, utilizando o menor tempo de acomodação, e com o menor erro de posicionamento inicial. Essas condições devem ser satisfeitas tanto para ângulos predefinidos como para os ângulos intermediários, seja a obtenção dos ganhos proveniente do cálculo dos parâmetros críticos, ou da aproximação da curva de tenência para os ganhos PID.

Os ganhos PID calculados através do critério ZN2 se mostram mais adequados às necessidades do MCSM, pois permitem o posicionamento correto do *braço virtual* para maioria dos ângulos testados, mantendo o tempo de acomodação e o erro inicial de posicionamento, menor ou igual ao alcançado através dos ganhos calculados pelo critério ZN1, mesmo para os ângulos onde os ganhos obtidos através de ZN1 não conseguem alcançar a referência angular desejada.

Através dos gráficos do APÊNDICE D, é possível observar que para todos os ângulos intermediários o critério ZN1 gera ganhos PID para os quais o MCSM não alcança a referência de posição nos 10 segundos da simulação, esse teste foi parcialmente executado para ângulo de 140°, pois o *Matlab* encontrou um ponto singular para o qual o cálculo é impossível, e isso resulta na interrupção do teste antes dos 10 segundos.

Para alcançar esses resultados, foram necessárias mais de 40 simulações, realizadas sem o uso de pacientes reais. Dessa forma, conclui-se que o MCSM colabora para a pesquisa de órteses FES, preservando a integridade física do paciente e evitando testes desnecessários, ao mesmo tempo que permite a melhoria na qualidade de vida de pessoas portadoras de necessidades especiais.

8.1 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

A continuação deste trabalho envolve a comparação entre o comportamento simulado e o comportamento real, através da construção de um controlador FES que reproduza o acionamento simulado, e a atualização do modelo musculoesquelético com parâmetros de um paciente real.

Para alcançar esse objetivo é necessário:

- Desenvolver um trabalho que demonstre a equivalência entre o controlador PID simulado pelo *Matlab*, e o controlador implementado através de dispositivos eletrônicos.
- Desenvolver um sistema de eletrodos superficiais que permitam realizar o recrutamento das fibras musculares de forma análoga, ao simulado pelo modelo do MSMS.
- Determinar uma forma segura de obter os parâmetros musculoesqueléticos de um paciente com restrição de mobilidade, e comprovar a relevância dessa investigação para o modelo musculoesquelético gerado pelo MSMS. As técnicas de ressonância magnética, raio-X ou ultrassom devem ser investigadas para essa finalidade.
- Realizar nova simulação deste trabalho para verificar variações do comportamento do controlador PID, em função da variação dos parâmetros do modelo musculoesquelético atualizado.
- Realizar teste aplicando ao controlador PID real, os ganhos PID obtidos através da simulação computacional, e verificar a correspondência entre o movimento simulado e o movimento induzido em um paciente real.

A pós estabelecer o grau de semelhança entre o comportamento da simulação do MCSM e o comportamento da ativação muscular real, é necessário investigada a possibilidade de usar métodos de controle alternativos ao PID, que permitam um uso prolongado de órteses FES e minimizem a fadiga, mantendo certa insensibilidade as mudanças musculares naturais do corpo humano.

Dessa forma é possível utilizar o MCSM como ponto de referência para estimar a adaptação musculoesquelética de um paciente real, e seus efeitos no sistema de controle FES.

AGUIAR, P. M. ; FERNANDES, M.R. ; SOARES, D.P. ; FRAGA, C.E.M. ; CASALIS, M.E.P.

Índice da Adesão ao Uso da Palmilha Dorsi-flex, In: 3o Congresso Internacional de Medicina em Reabilitação da AACD; São Paulo; 3o Congresso Internacional de Medicina em Reabilitação da AACD, 5o da Reabilitação da Oritel, 2005.

CARMO, Diucênio Afonso Rangel do. **Ensinando Ciência com Arte**. UFRJ, 2005.

CHENG, E.J.; BROWM, I.E.; LOEB G.E. **Virtual muscle: A Computational Approach to Understanding the Effects of Muscle Properties on Motor Control**: J Neurosci Methods, n.101, p.117-130, setembro 2000.

DAVOODI, R.; LOEB, G.E. **Real-Time Animation Software for Customized Training to Use Motor Prosthetic Systems**, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 20, no. 2, p. 134-142, março 2012.

DAVOODI, R.; URATA, E.Todorov; LOEB, G.E. **Development of Clinician-Friendly Software for Musculoskeletal Modeling and Control**, Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE, vol.2, p. 4622-4625, setembro 2004.

DAVOODI, R.; BROWN, I.E.; LOEB, G.E. **Advanced Modeling Environment for Developing and Testing FES Control Systems**. Medical Engineering & Physics, n.25, p.3-9, 2003.

DAVOODI, R.; LOEB, G.E. **A Computer Model of the Human Arm to Study The Control of FES-Assisted Reaching**, Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint, Vol.3, p.2505-2506, outubro 2002.

DAVOODI, R; LOEB, G.E. **Conversion of Simm™ to Simulink™ for Faster Development of Musculoskeletal Models**. 6th Annual Conference of the International Functional Electrical

Stimulation Society, Cleveland Ohio USA, julho 2001a.

DAVOODI, R.; BROWN, I.E.; LOEB, G.E.; MILIEUSNIC, M.; LAN, N. **An Integrated Package of Neuromusculoskeletal Modeling Tools in SirmulinkTM** Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Vol.2, p. 1205-1208, 2001b.

EISENBERG, Mickey. **História da Desfibrilação**. Scientific American Brasil Edição Especial, n 7, p. 54,, 2004.

GALVANI, Luigi. **IEEE Global History Network**. Disponível em

<http://www.ieeeahn.org/wiki/index.php/Luigi_Galvani> acessado em 26 nov 2013.

GUYTON, Arthur C. **Tratado de Fisiologia Médica**, Guanabara Koogan, 9º edição, 1996.

LI ,L.; TONG, K. Y.. **Musculotendon Parameters Estimation by Ultrasound Measurement and Geometric Modeling: Application on Brachialis Muscle**. Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference, Pg. 4974-4977, janeiro 2006.

MARTNS, Hugo Magalhães. **Plataforma de Estudo do Sinal Eletromiográfico Destinado ao Acionamento de Prótese de Mão**. dissertação de mestrado em automação e controle de processos, Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de São Paulo, 2012.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno**. Rio de Janeiro. LT C – Livros Técnicos e Científicos Editora S. A., 3º edição, 1998.

PENG-FENG, Li ; ZENG-GUANG, Hou; FENG, ZHANG; YI-XIONG, Chen; QING-LING, Li;

MIN, Tan. **A Simulation Study of an FES Based Rehabilitation Control System**, Control Conference (CCC), p. 6107-6112, julho 2010.

SCHEEREN, Eduardo M.; NOGUEIRA, Guilherme N.; KRUEGER, Eddy Beck; BUTTON, VERA LUCIA S. N.; NOHAMA, Percy; **Investigation of Muscle Behavior During Different Functional Electrical Stimulation Profiles Using Mechanomyography**, Engineering in

Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE, , p. 3970-3973, setembro 2010.

SOEDIRDOJO, Subaryani D H; HUTABARAT, Mervin T. **Microcontroller-based Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator with 8 Bit Cascade DAC**, Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 2009 International Conference, p. 1-5, novembro 2009.

XU, J.-X.; ZHANG Y.; PANG Y.-J., **A Nonlinear Parametric Identification Method for Biceps Muscle Model by using Iterative Learning Approach**, 2010 8th IEEE International Conference on Control and Automation Xiamen, China, p. 252-257, junho 2010.

APÊNDICE A

ATUALIZAÇÃO DO MODELO MUSCULOESQUELÉTICO

Para atualizar o modelo musculoesquelético dentro do arquivo "Controle_VM.mdl", é necessário:

1. Abrir o arquivo gerado pelo MSMS "MODELO.mdl", dentro dele é possível visualizar o modelo musculoesquelético contendo seis entradas e três saídas.

1.1. As entradas são responsáveis pela excitação do bíceps e do tríceps no modelo.

- 1.1.1. "Excitation_BICEPS_CURTO (0-1)"
- 1.1.2. "Excitation_BICEPS_LONGO (0-1)",
- 1.1.3. "Excitation_BRAQUIAL (0-1)",
- 1.1.4. "Excitation_TRICEPS_C_LONGO (0-1)",
- 1.1.5. "Excitation_TRICEPS_C_LATERAL (0-1)"
- 1.1.6. "Excitation_TRICEPS_C_MEDIAL (0-1)"

1.2. As saídas indicam a coordenada de posição dos sensores gerados dentro do MSMS

- 1.2.1. "ELBOW Out"
- 1.2.2. "HAND Out"

1.3. A saída responsável pelo envio de informações do modelo para animação do MSMS.

- 1.3.1. "MSMS_UDP_Send"

2. Para criar um subsistema :

1. Basta clicar com o botão direito do mouse em uma área vazia dentro do "MODELO.mdl" no *Simulink*, e selecionar opção "Select All" (Figura 27).

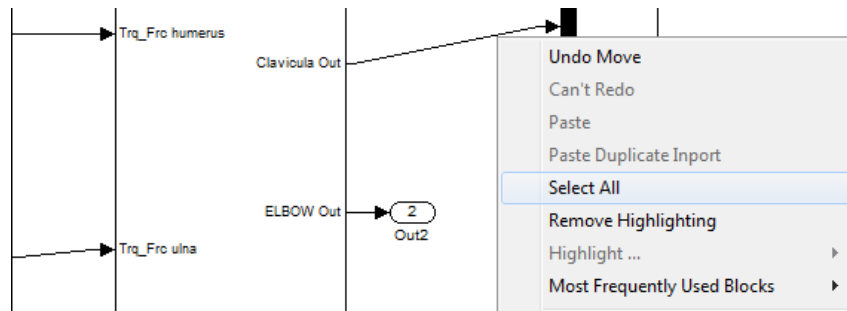


Figura 27 – Seleção dos Blocos Internos do Subsistema sistema MM

2. Em seguida é necessário clicar com o botão direito do mouse sobre um dos blocos selecionados e escolher a opção "Create Subsystem", (Figura 28). Esse procedimento transforma todo o modelo em um subsistema com seis entradas e três saídas.

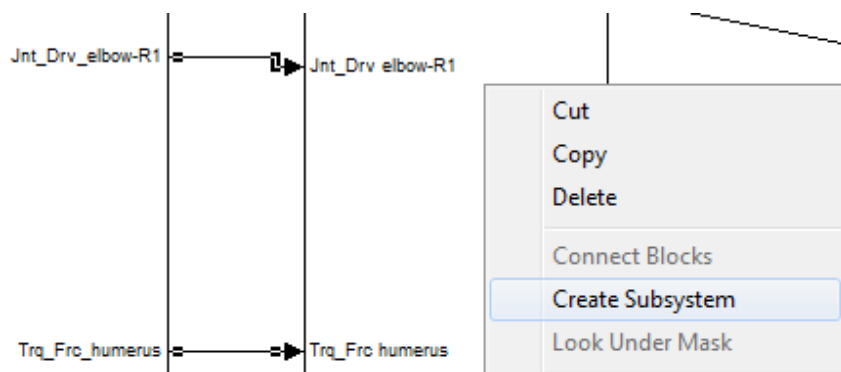


Figura 28 – Criação do Subsistema Sistema MM

3. Substituir o novo subsistema dentro do arquivo "Controle_VM.mdl", copiar o subsistema gerado no arquivo MODELO.mdl, usando o botão direito do mouse sobre o bloco "Subsystem", em seguida selecionar "Copy", abrir o arquivo "Controle_VM.mdl", acionar o botão direito do mouse e selecionar a opção "Paste" (Figura 29) .

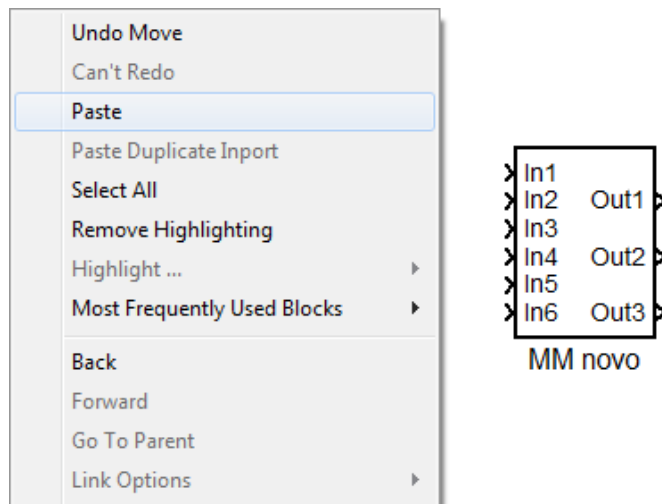


Figura 29 – Substituição do Subsistema MM por uma Atualização

4. É possível renomear o subsistema clicando uma vez com o botão esquerdo do mouse sobre seu nome padrão "Subsystem", que permite mudar o nome do subsistema para "MM novo", para indicar que este bloco representa o modelo atualizado gerado pelo MSMS.
5. É necessário apagar o subsistema "MM" para realizar a conexão com o novo bloco, para isso basta usar o botão direito do mouse sobre ele, e selecionando a opção "Delete", em seguida é possível refazer as ligações IN1, IN2, IN3, OUT2 OUT3. no MCSM

APÊNDICE B

Os parâmetros K_{CR} e P_{CR} são utilizados para calcular os ganhos PID para cada posição do *braço simulado*. A obtenção desses valores é alcançada através do ajuste de $I = 0$ e $D = 0$, e da progressiva variação do ganho proporcional do controlador PID em função da simulação realizada, até que o *braço simulado* apresente como resposta, uma oscilação autossustentada.

O ganho P ajustado para o controlador PID que leva o sistema para uma condição de oscilação autossustentada, representa o ganho crítico K_{CR} , enquanto o período dessa oscilação representa o P_{CR} .

Dessa forma são apresentados os resultados dos testes realizados para alcançar os valores de K_{CR} e P_{CR} .

Para cada ângulo desejado (curva em preto), apresenta-se o comportamento da posição angular do *braço simulado*, em função do tempo de simulação. O posicionamento angular do *braço simulado*, (curva em azul) é apresentado para um ganho no qual o sistema não oscila de forma autossustentada. O posicionamento do *braço simulado*, (curva em vermelho) é apresentado para o ganho a partir do qual ocorre a oscilação autossustentada.

Dessa forma, é possível obter os parâmetros críticos K_{CR} e P_{CR} .

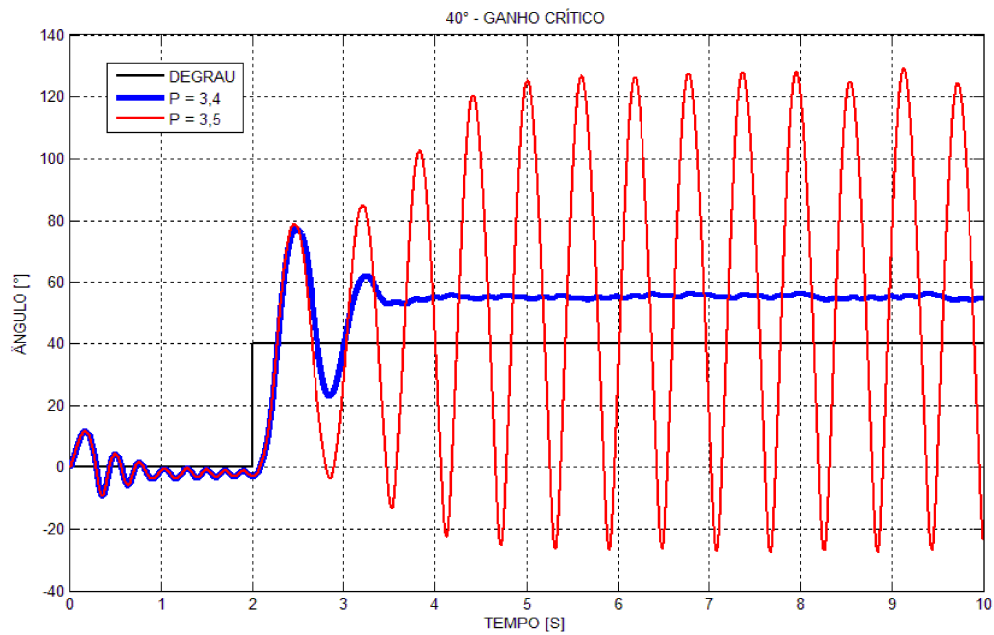


Figura 30 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 40° – P = 3,4 (Amortecido) e P = 3,5 (Crítico)

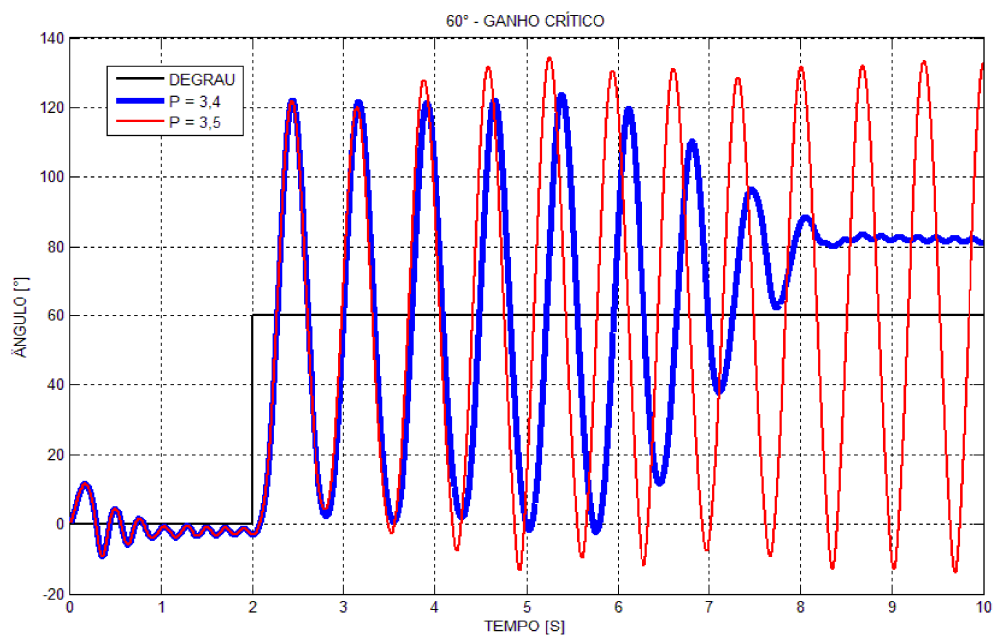


Figura 31 - Teste de Ganho Crítico para Ângulo 60° o – P = 3,4 (Amortecido) e P = 3,5 (Crítico)

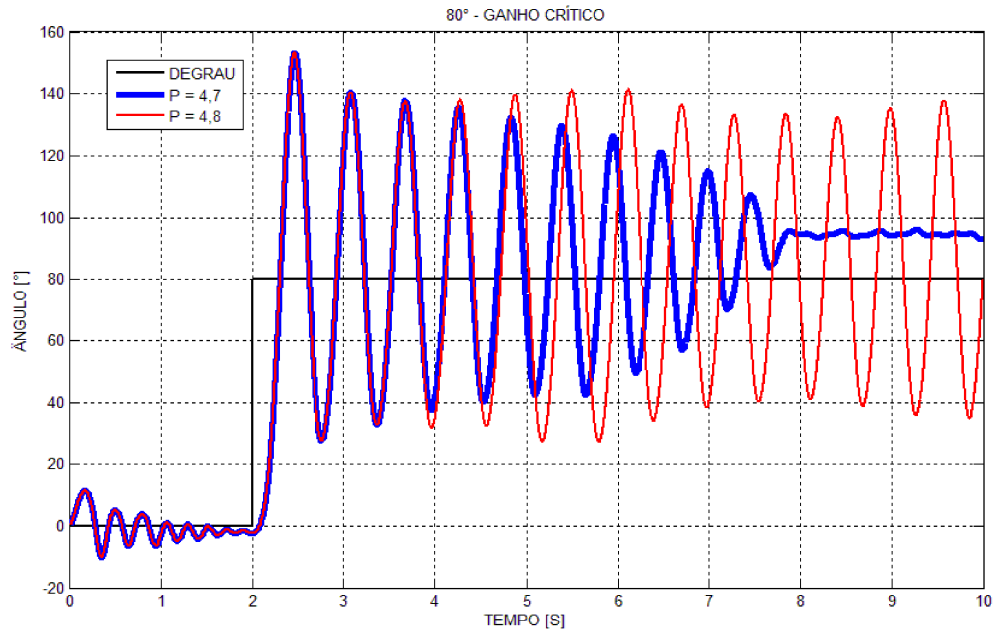


Figura 32- Teste de Ganho Crítico para Ângulo 80° – P = 4,7 (Amortecido) e P = 4,8 (Crítico)

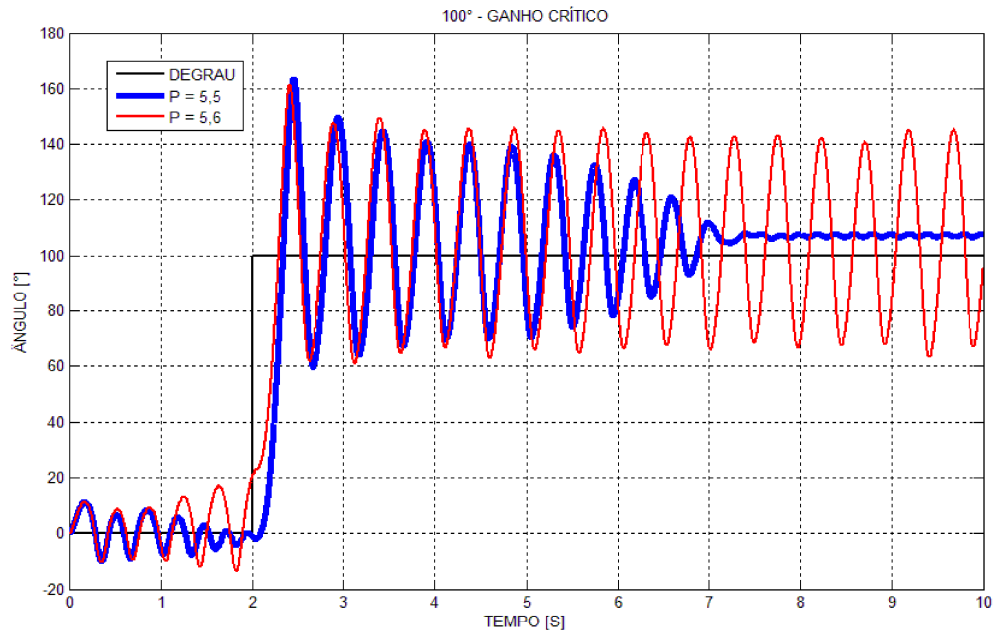


Figura 33- Teste de Ganho Crítico para Ângulo 100° – P = 5,5 (Amortecido) e P = 5,6 (Crítico)

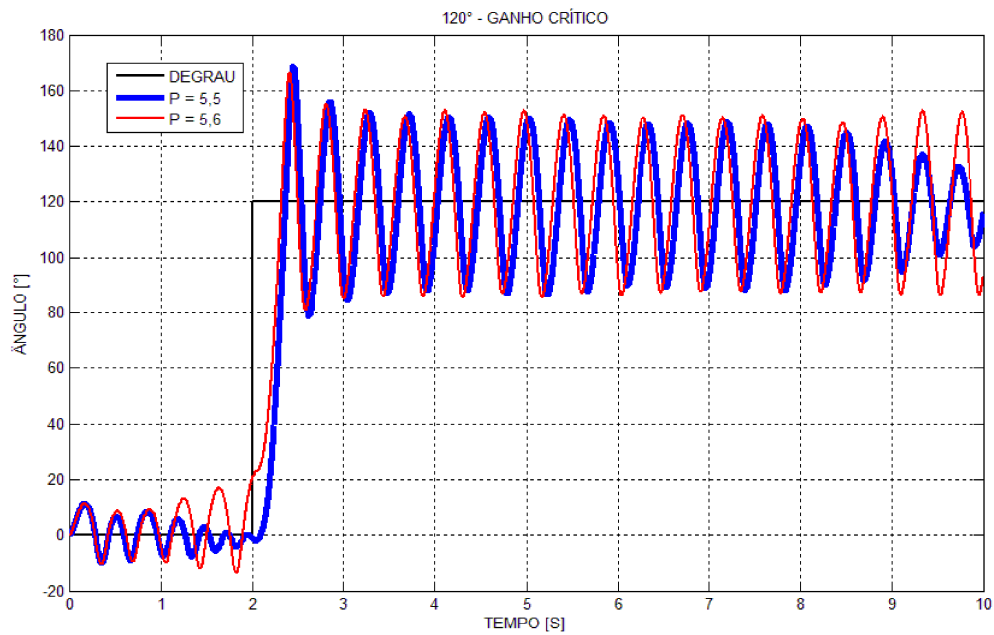


Figura 34- Teste de Ganho Crítico para Ângulo 120° – P = 5,5 (Amortecido) e P = 5,6 (Crítico)

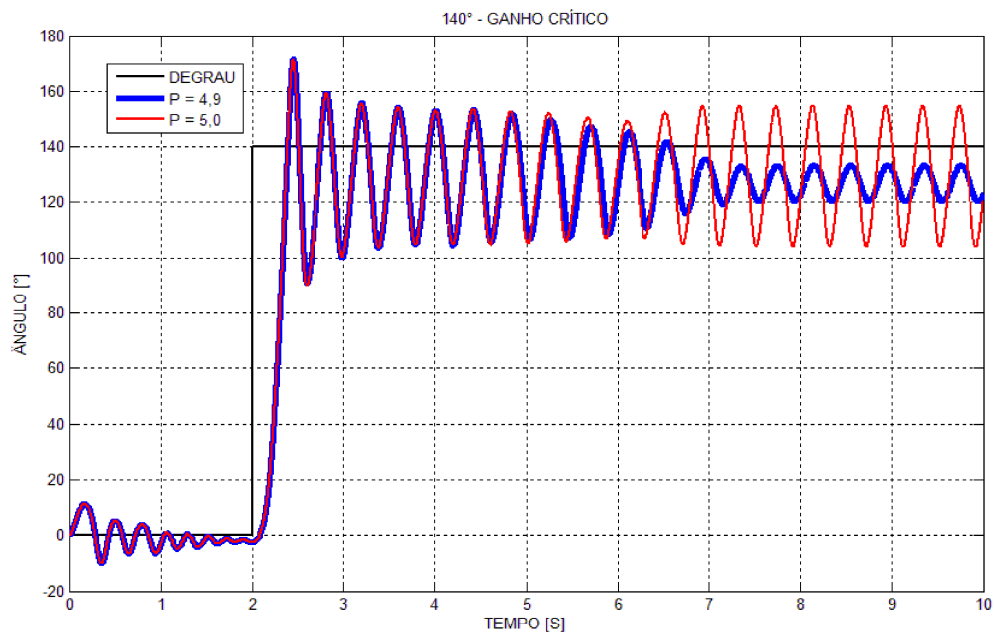


Figura 35- Teste de Ganho Crítico para Ângulo 140° – P = 4,9 (Amortecido) e P = 5,0 (Crítico)

APÊNDICE C

Partindo dos ganhos PID calculados através dos parâmetros críticos, para ângulos predefinidos, realizou-se simulações comparativas do posicionamento angular do *braço simulado*, em função dos ângulos de interesse predefinidos (curva em preto) ajustando-se os ganhos PID do controlador, para os valores calculados segundo os critérios ZN1 (curva em azul) e ZN2 (curva em vermelho).

Esse procedimento tem o objetivo de verificar qual a melhor abordagem de cálculo para um posicionamento satisfatório do *braço virtual*.

Para todas as simulações, é possível observar que o erro de posicionamento inicial para valores gerados através do ganho PID calculado pelo critério ZN1 é maior ou igual ao alcançado pelos ganhos PID calculados pelo critério ZN2.

Da mesma forma é possível observar que, o tempo que o *braço simulado* alcança a posição desejada, quando os ganhos PID são ajustados para os valores calculados através do critério ZN2, é menor ou igual ao tempo gerado pelos ganhos PID calculados pelo critério ZN1, exceto para o ângulo de 140° no qual a simulação não pode ser realizada por completo, devido a um ponto de singularidade encontrado pelo *Matlab*, para o qual é impossível calcular o valor, e forçando a interrupção prematura da simulação.

Para o posicionamento satisfatório do *braço simulado*, é desejável que o erro de posicionamento inicial e o tempo de acomodação, sejam os menores possíveis, para que o *braço simulado* alcance a posição angular desejada, para a maioria dos ângulos simulados, o critério de cálculos ZN2 apresenta uma resposta mais compatível com o desejado.

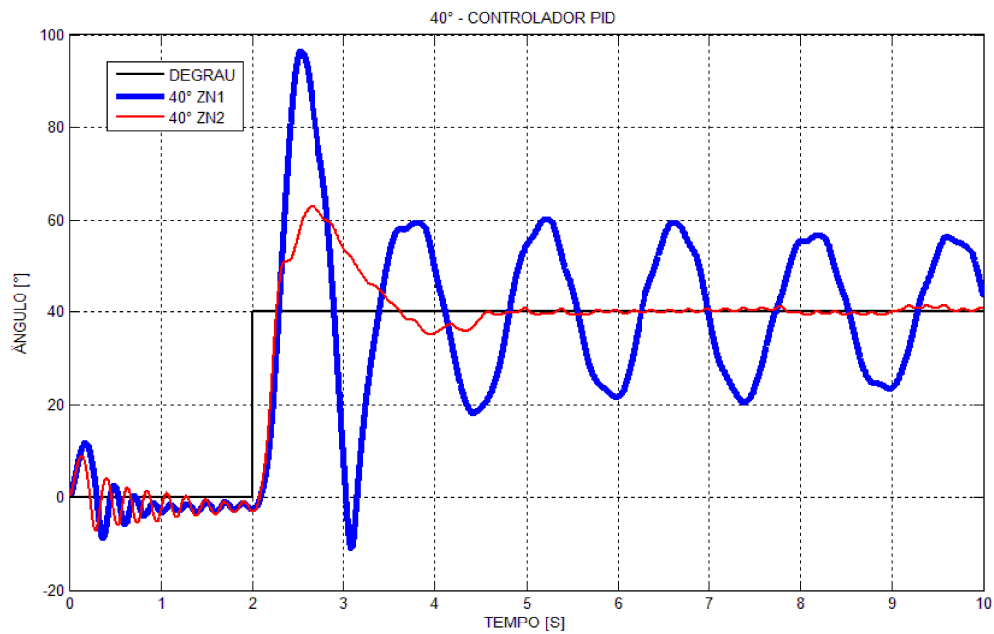


Figura 36- Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 40°

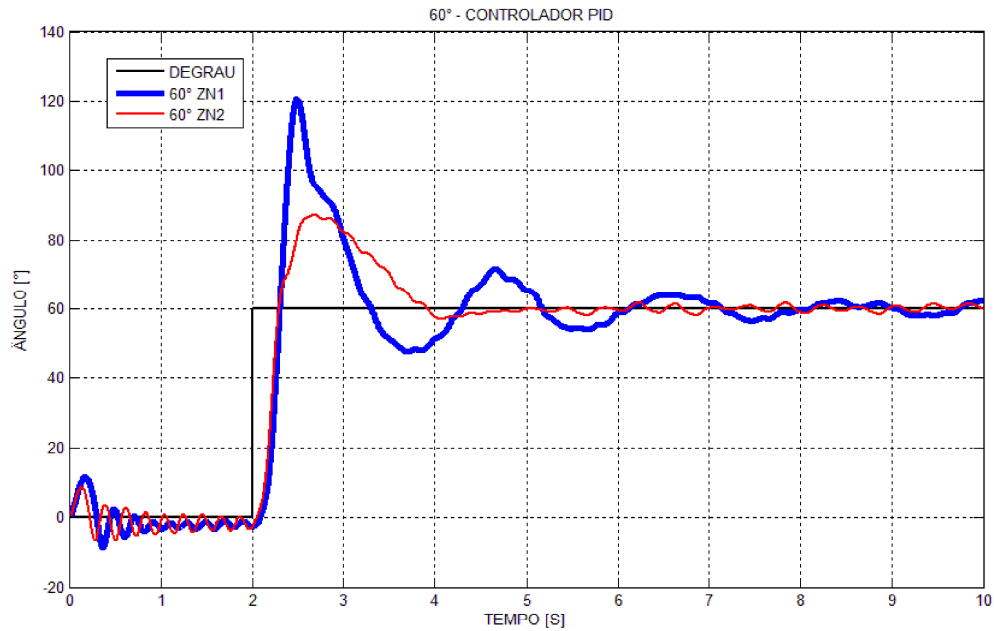


Figura 37- Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 60°

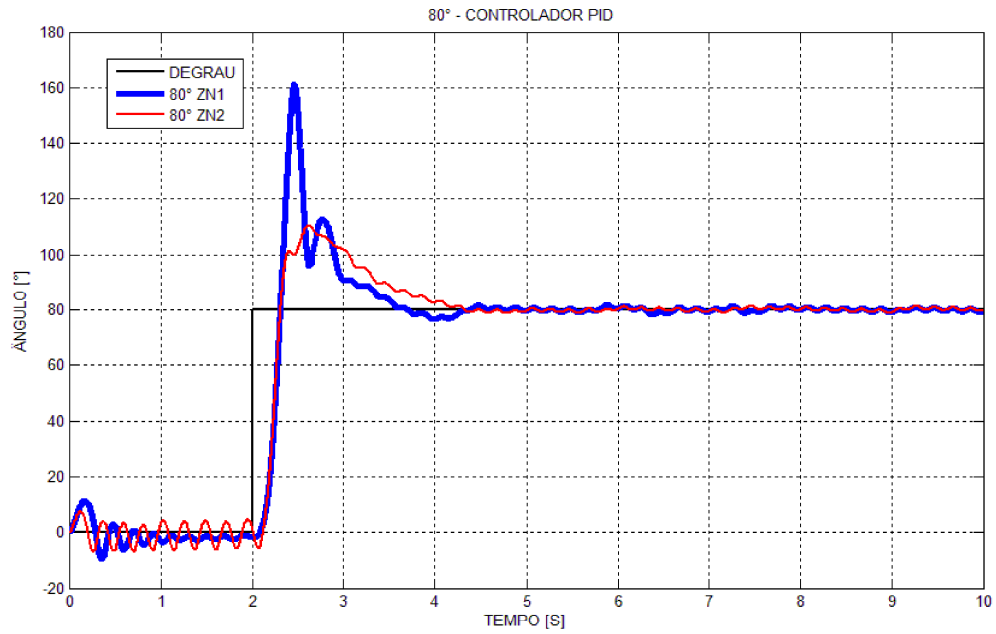


Figura 38 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 80°

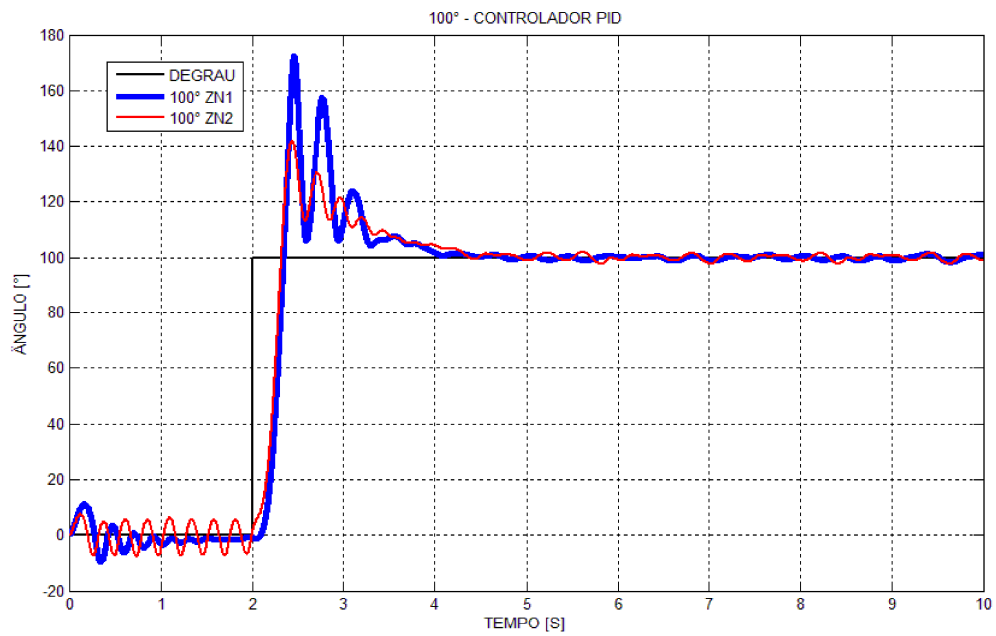


Figura 39 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 100°

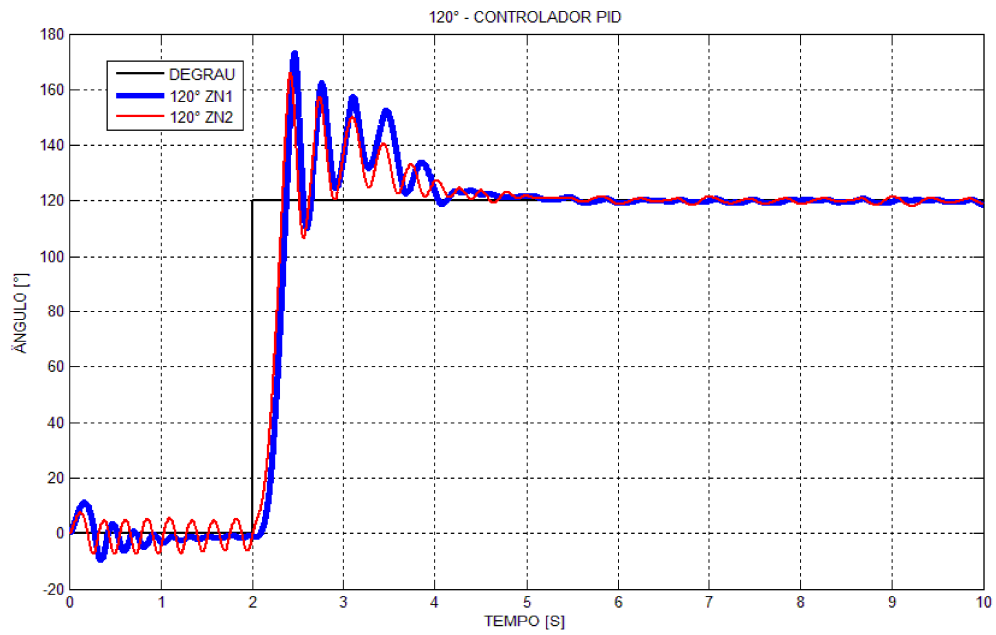


Figura 40 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 120°

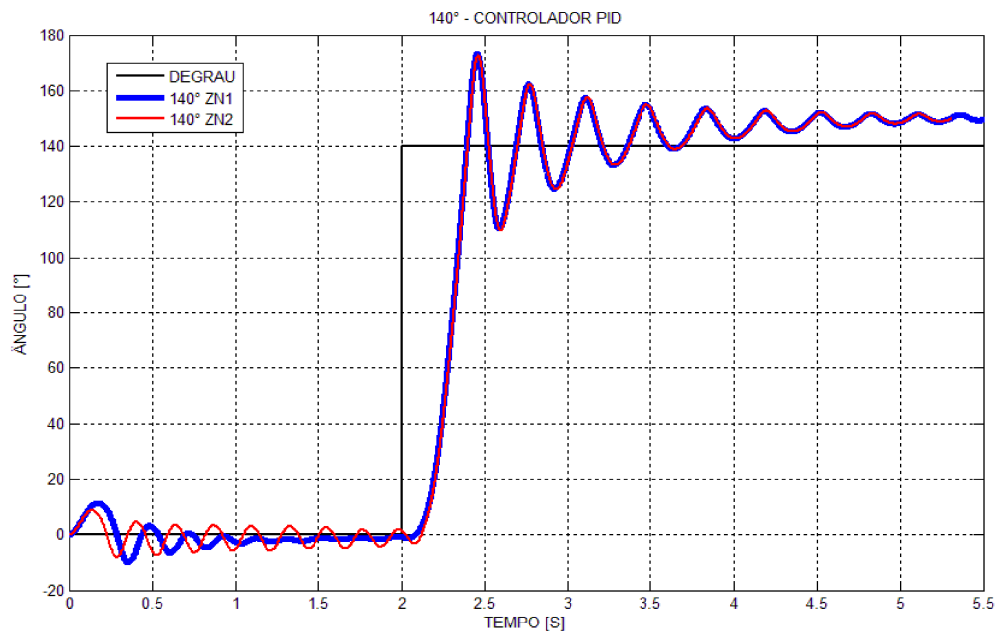


Figura 41 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 140°

APÊNDICE D

A obtenção dos ganhos PID para ângulos intermediários, através da interpolação das curvas de tenência dos ganhos PID calculados para ângulos predefinidos, gera a necessidade de realizar testes que comprovem que os ganhos PID obtidos dessa forma, apresentam as mesmas características dos ganhos PID obtidos através dos cálculos utilizando parâmetros críticos, tanto para o critério ZN1 como para o critério ZN2.

Foram realizadas simulações onde o controlador PID permite o posicionamento do *braço simulado* em ângulos intermediários, utiliza-se dos valores PID obtidos através da interpolação de pontos gerados pelos parâmetros PID para ângulos predefinidos.

É possível observar através das simulações, que para o critério ZN1 (curva azul), o sistema apresenta maior erro inicial, e não alcança a referência desejada (curva em preto) no tempo estabelecido para a simulação, no entanto os valores obtidos levando em consideração o critério ZN2 (curva em vermelho), apresentam um menor erro inicial, e conseguem alcançar o posicionamento desejado no intervalo de simulação considerado.

Da mesma forma que para os ângulos predefinidos, a simulação para os ângulos intermediários, alcançam um resultado satisfatório através da interpolação de pontos das curvas PID obtidas utilizando-se o critério ZN2.

O critério de cálculo ZN2 apresenta valores de ganhos PID para ângulos predefinidos, que permitem interpolação para determinar o ganho PID para ângulos intermediários, mantendo as mesmas características de posicionamento angular.

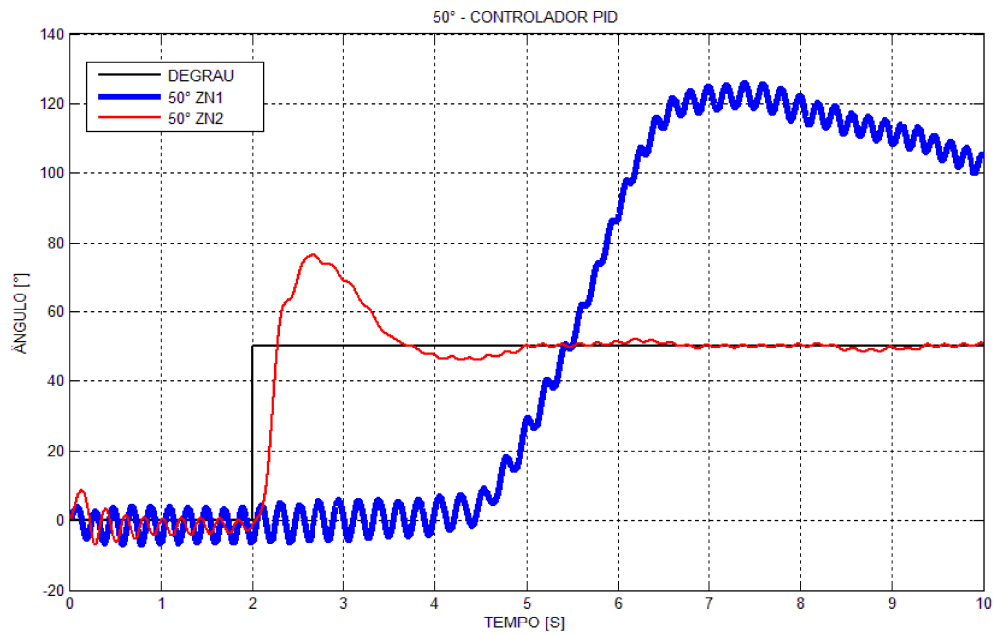


Figura 42 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 50°

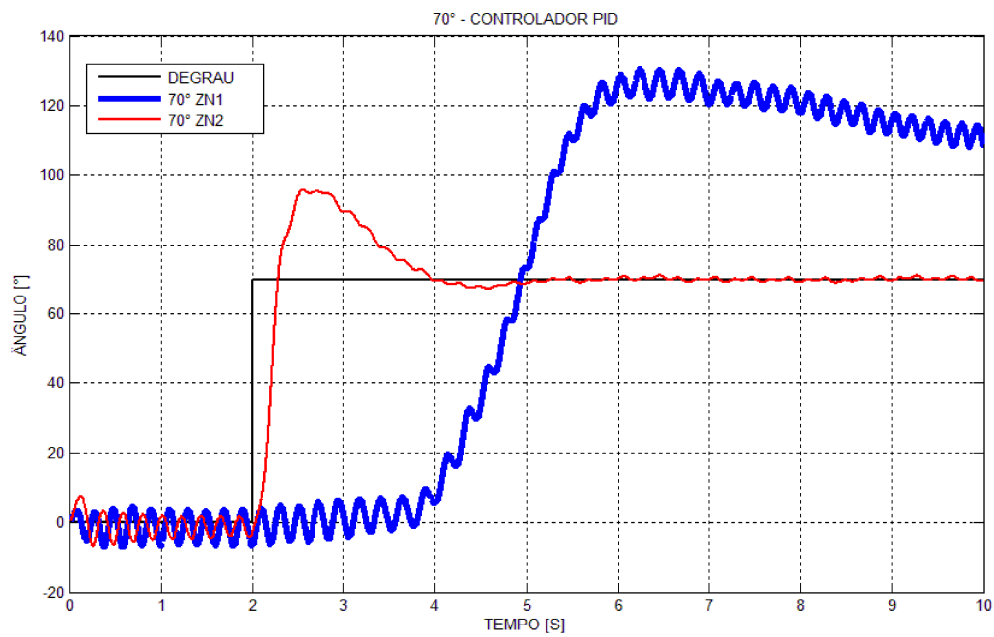


Figura 43 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 70°

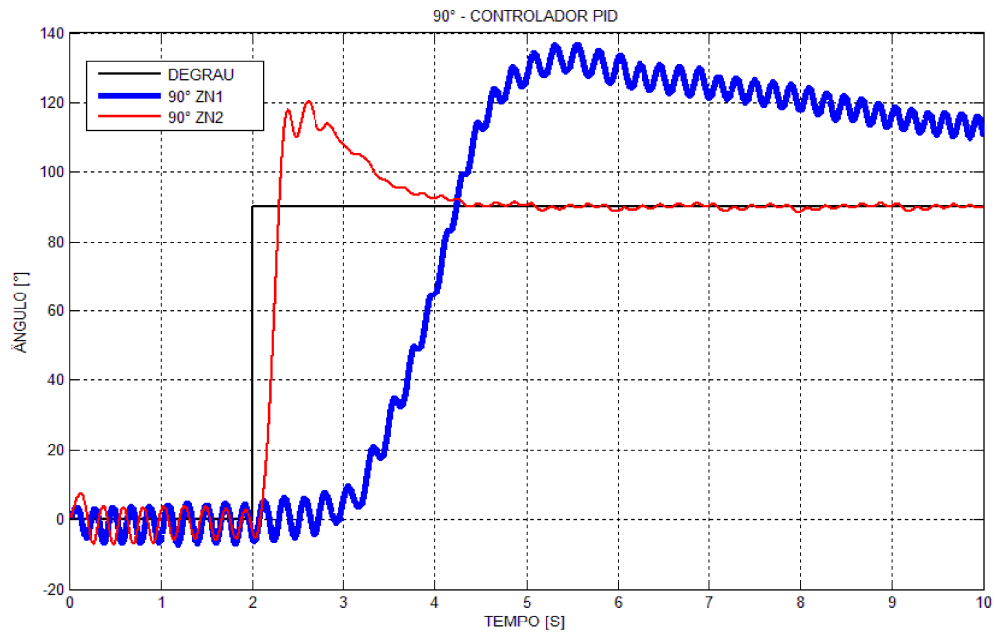


Figura 44 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 90°

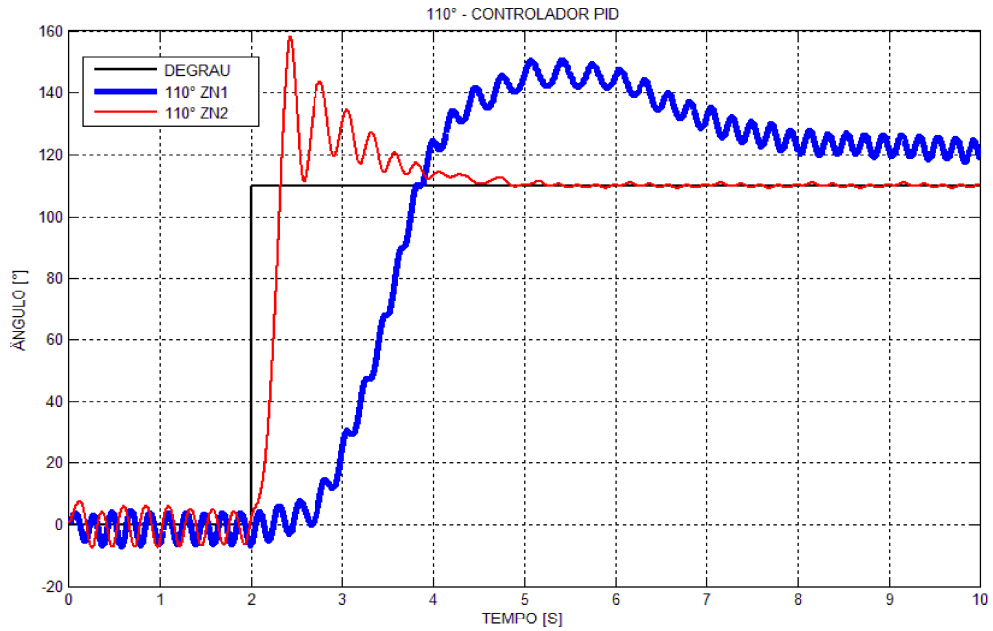


Figura 45 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 110°

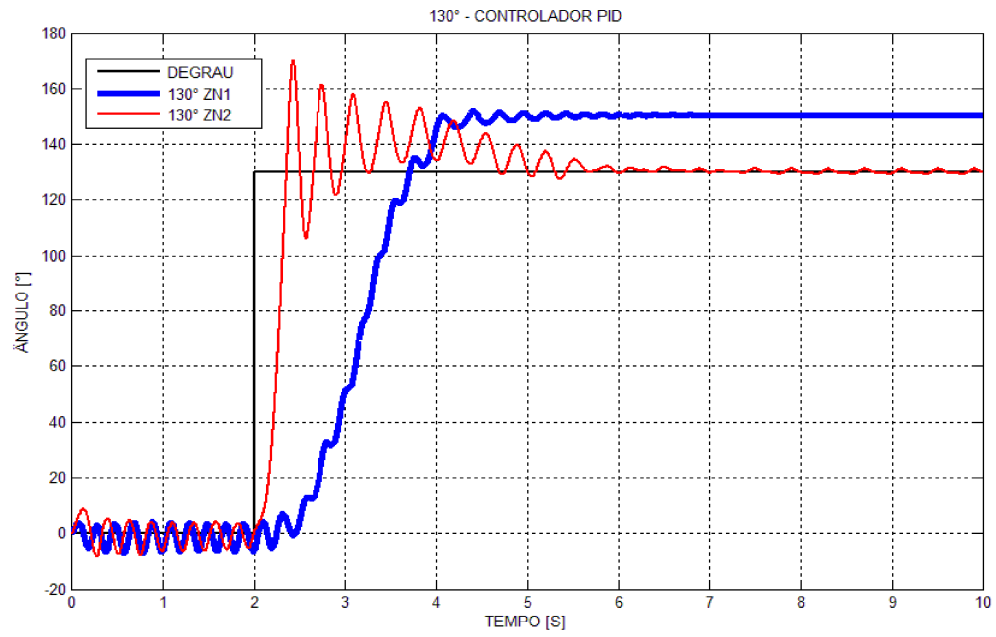


Figura 46 - Controlador PID Critério ZN1 e ZN2 Ângulo 130°